



HAL
open science

Perception et action en natation : effets de l'environnement aquatique et de la vitesse de mouvement sur la dynamique des coordinations

Brice Guignard

► **To cite this version:**

Brice Guignard. Perception et action en natation : effets de l'environnement aquatique et de la vitesse de mouvement sur la dynamique des coordinations. Education. Normandie Université, 2017. Français. NNT : 2017NORMR040 . tel-01745452

HAL Id: tel-01745452

<https://theses.hal.science/tel-01745452>

Submitted on 28 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Normandie Université

THESE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité « Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives » (74^{ème} section CNU)

Préparée au sein des « Universités de Rouen Normandie et Savoie Mont Blanc »

Perception et action en natation : effets de l'environnement aquatique et de la vitesse de mouvement sur la dynamique des coordinations.

**Présentée et soutenue par
Brice GUIGNARD**

**Thèse soutenue publiquement le 17/11/2017
devant le jury composé de**

Mr Duarte ARAÚJO	Professeur associé / Université de Lisbonne	Rapporteur
Mr Chris BUTTON	Professeur associé / Université d'Otago	Rapporteur
Mr John VAN DER KAMP	Professeur associé / Université d'Amsterdam	Rapporteur
Mr Benoît BARDY	Professeur / Université de Montpellier	Examineur
Mr Marco BONIFAZI	Professeur associé / Université de Sienne	Examineur
Mme Annie ROUARD	Professeur / Université Savoie Mont Blanc	Directrice de thèse
Mr Ludovic SEIFERT	Professeur / Université de Rouen Normandie	Directeur de thèse
Mr Didier CHOLLET	Professeur / Université de Rouen Normandie	Codirecteur de thèse

Thèse dirigée par Annie ROUARD, (laboratoire LIBM), Ludovic SEIFERT et Didier CHOLLET, (laboratoire CETAPS)



Table des matières

Table des matières	i
Tables des illustrations	vi
Remerciements	xii
Préambule	xv
Introduction générale	1
Cadre théorique	9
Chapitre 1. Étudier la motricité aquatique au regard de la Dynamique Écologique	10
1. Introduction	10
2. Organisation sensorimotrice des nageurs dans les environnements aquatiques 15	
3. Perturbations de l'écoulement liées aux mouvements d'un nageur.....	21
4. Le couplage circulaire entre le nageur et l'écoulement du fluide : plus petite unité d'analyse pour étudier l'émergence de la coordination ?	29
5. La notion de design représentatif d'apprentissage appliquée à la motricité aquatique	42
6. Conclusion.....	44
Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique	47
1. Introduction	47
2. Détermination des paramètres de bas niveau : une première approche dans la caractérisation du comportement moteur en natation	48
3. La détermination de paramètres de haut-niveau pour caractériser la dynamique des coordinations et la variabilité comportementale en natation : nouvelles perspectives basées sur les centrales inertielles	57
Objectifs et hypothèses	67
Chapitre 3. Méthodologie d'analyse de la motricité du nageur dans l'environnement aquatique	71
1. Les systèmes d'analyse vidéo	73
2. Les systèmes optoélectroniques	75
3. Les centrales inertielles	77
4. Choix matériels et techniques pour l'analyse de la coordination dans le cadre de ce travail doctoral.....	79
4.1. <i>Méthodologie d'utilisation des centrales inertielles en condition écologique</i>	80
Contributions personnelles	87
Chapitre 4: Cadre méthodologique global	88
1. Participants	88
2. Protocole expérimental.....	90
2.1. <i>Test en piscine</i>	90
2.2. <i>Test en flume</i>	91
3. Collecte des données	93

3.1.	<i>Mesure de la perception de l'effort</i>	93
3.2.	<i>Caractérisation de la coordination des nageurs</i>	94
3.2.1.	Fréquence d'acquisition des centrales inertielles HIKOB FOX.....	96
3.2.2.	Étanchéification des centrales inertielles HIKOB FOX.....	96
3.2.3.	Positionnement des centrales inertielles sur le corps des nageurs.....	97
3.2.4.	Les ondes radios dans le milieu aquatique.....	99
3.2.5.	Calibrer les capteurs pour calculer des angles.....	100
4.	Traitements préalables des données de coordination.....	103
4.1.	<i>Fréquences d'acquisition réelles des centrales inertielles HIKOB FOX</i>	103
4.2.	<i>Analyse du comportement moteur du nageur</i>	105
5.	Détecter le temps de cycle et les phases du mouvement en crawl.....	106
5.1.	<i>Détermination du temps de cycle de crawl</i>	106
5.2.	<i>Un cycle de nage découpé en phases, qui peuvent être détectées semi-automatiquement</i>	107
5.2.1.	Détermination de la fin du trajet aquatique (ou début du retour aérien).....	109
5.2.2.	Détermination du début de la traction.....	109
5.2.3.	Détermination du début de la poussée.....	111
5.2.4.	Détermination de l'entrée de la main dans l'eau.....	112
Chapitre 5: Étude de validation des centrales inertielles		117
1.	Expérimentation de validation : Jour n°1.....	117
1.1.	<i>Analyse bidimensionnelle</i>	118
1.2.	<i>Analyse tridimensionnelle</i>	119
2.	Expérimentation de validation : Jour n°2.....	120
3.	Indicateurs utilisés pour comparer les centrales inertielles aux systèmes optoélectroniques.....	121
4.	Résultats clés de ces multiples comparaisons.....	122
Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur		127
1.	Introduction.....	127
2.	Méthode.....	131
2.1.	<i>Participants</i>	131
2.2.	<i>Protocole expérimental</i>	132
2.3.	<i>Collecte des données</i>	133
2.4.	<i>Traitement des données</i>	133
2.5.	<i>Détermination des phases du cycle de nage</i>	134
2.5.1.	Calcul de l'angle de couplage et de sa variabilité.....	135
2.6.	<i>Analyses statistiques</i>	138
3.	Résultats.....	139
3.1.	<i>Temps de cycle et durée des phases</i>	139
3.2.	<i>Perception de l'effort et échelle de Borg</i>	140
3.3.	<i>Coordination inter-segmentaire du membre supérieur</i>	140
3.4.	<i>Variabilité des patrons de coordination inter-cycle</i>	143
4.	Discussion.....	144
4.1.	<i>La dichotomie eau-air impacte la structure du cycle de nage</i>	145
4.2.	<i>Perception de la nage en flume chez des nageurs experts, un écart par rapport à la piscine</i>	148
4.3.	<i>Un écoulement de fluide dynamique qui induit une plus grande récurrence des patrons de coordination en phase</i>	149
4.4.	<i>Variabilité de la coordination spatiale</i>	152
5.	Conclusion.....	153
Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination		155
1.	Introduction.....	155
2.	Méthode.....	160
2.1.	<i>Participants</i>	160
2.2.	<i>Protocole expérimental</i>	160

2.3.	<i>Collecte des données</i>	161
2.4.	<i>Traitement des données</i>	162
2.4.1.	Fréquence de cycle.....	162
2.4.2.	Phases du cycle de nage.....	163
2.4.3.	Coordination entre membres supérieurs : l'Index de Coordination	163
2.4.4.	Coordination inter-segmentaire du membre supérieur : les angles de couplage	163
2.5.	<i>Modélisations mathématiques</i>	164
2.5.1.	Dynamique des valeurs de fréquence de cycle.....	164
2.5.2.	Dynamique des indicateurs de la coordination au niveau des membres supérieurs..	164
2.5.3.	Précision des modèles mathématiques par rapport aux données expérimentales.....	165
2.6.	<i>Analyses statistiques</i>	165
3.	Résultats	166
3.1.	<i>Dynamique des variables temporelles à l'échelle du cycle de nage</i>	167
3.1.1.	Durées du cycle de nage et de ses phases	167
3.1.2.	Fréquence de cycle.....	168
3.2.	<i>Coordination entre les membres supérieurs (IdC)</i>	169
3.3.	<i>Coordination inter-segmentaire du membre supérieur</i>	171
3.4.	<i>Récapitulatif des principaux résultats</i>	173
4.	Discussion	174
4.1.	<i>Nage en piscine et en flume : éléments de similitudes et disparités du comportement</i>	174
4.1.1.	Aspects de la dynamique comportementale communs aux deux environnements	174
4.1.2.	Différence entre la dynamique comportementale dans le flume et en piscine	175
4.2.	<i>Des contraintes d'environnement et de tâche expliquant ces différences de comportement.</i>	176
4.3.	<i>Applications pratiques liées à l'utilisation du flume</i>	178
5.	Conclusion, limites et perspectives	179
	Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes	183
1.	Introduction	183
2.	Méthode	187
2.1.	<i>Participants</i>	187
2.2.	<i>Set up expérimental</i>	187
2.3.	<i>Protocole de test</i>	187
2.4.	<i>Collecte des données</i>	188
2.5.	<i>Traitement des données</i>	188
2.6.	<i>Analyses statistiques</i>	192
3.	Résultats	193
3.1.	<i>Ratios de fréquence</i>	193
3.2.	<i>Couplage de phase</i>	197
3.3.	<i>Index de Symétrie Absolu</i>	198
4.	Discussion	199
5.	Conclusion	206
	Discussion générale et travaux exploratoires	209
1.	L'interaction des contraintes pour faire émerger le comportement.....	211
2.	Émergence, flexibilité et stabilité de la coordination.....	216
2.1.	<i>Variables de bas niveau</i>	217
2.2.	<i>Variables de haut niveau</i>	218
3.	Apports méthodologiques.....	220
3.1.	<i>Systèmes traditionnels vs. centrales inertielles</i>	220
3.2.	<i>Estimation de la position tridimensionnelle des centrales inertielles</i>	221
3.3.	<i>Détection semi-automatique des phases du cycle de nage en crawl</i>	222
3.4.	<i>Variables permettant de capturer la coordination</i>	223
4.	Applications pratiques et réflexion critique.....	223
5.	Travaux exploratoires.....	225
5.1.	<i>Modélisations mathématiques des états stables</i>	225
5.2.	<i>Travaux exploratoires de caractérisation du niveau de la fatigue en natation</i>	228

Conclusion et perspectives	231
Références bibliographiques.....	235
Annexes.....	263
Articles dans des revues à comité de lecture.....	264
Communications en congrès internationaux.....	308
Annexes supplémentaires.....	318

“Coordination can be seen almost everywhere we look, whether in the regulatory interactions among genes that affect how an organism develops and how some diseases like cancer occur, the tumbling and twisting of the bacterial flagellum, the coordinated responses of organisms to constantly varying environmental stimuli, the coordination among nerve cells that produce basic forms of locomotion in vertebrates and invertebrates, the coordination among cell assemblies of the brain that underlies our awareness, ability to think, remember, decide and act, the miraculous coordination between the lungs, larynx, lips and tongue that belies a child’s first word, the learned co-ordination among fingers and brain that allows the skilled pianist to play a concerto, the congruence of motion and emotion in dance, drama and everyday life, the coordination between people – like rowers in a racing eight – working together to achieve a common goal. Everything is coordinated.”

James A. S. Kelso, 2009
Coordination Dynamics, pp. 1538-1539

Tables des illustrations

—Figures—

- Figure 1: Mise en évidence des forces de traînée (drag) et de portance (lift) sur une représentation schématique de la main (la propulsion correspond à la résultante des deux forces). Extrait de Toussaint et al. (2000). -----16
- Figure 2: Trajectoire du majeur de la main droite associée au déplacement du corps du nageur pour la séquence aquatique du cycle de nage en trois dimensions: a) vue sagittale, b) vue de dessous et c) vue de face, créées d'après l'étude de Counsilman (1971). Ces représentations mettent en évidence les phénomènes de portance et de traînée précédemment évoqués. -----18
- Figure 3: Vue générale du système MAD permettant de mesurer les forces produites (un capteur de forces est positionné en bout de bassin) par le nageur lors de sa motricité aquatique, d'après Toussaint et al. (2000). -----19
- Figure 4: Exemple de l'alignement des tufts vers l'arrière dans la phase de glisse lors du trajet aquatique en crawl, ne donnant cependant pas d'indication quant à la nature du fluide (accélééré ou non). Extrait de Toussaint, van der Berg, & Beek (2002). -----23
- Figure 5: Analyse du mouvement du fluide au passage d'une main (les cinq disques noirs correspondent à chacun des doigts). Le gradient de couleur indique le niveau de vorticité à l'intérieur du fluide (en 1/s). La croix blanche correspond à l'intensité de vortex la plus élevée (151,1/s). Extrait de Matsuuchi et al. (2009). -----24
- Figure 6: Mouvements de fluide théoriques occasionnés par l'accomplissement de la phase de traction du bras droit d'une nageuse. Vue de profil (a), et vue frontale, au dessus de la piscine (b). Extraite de la publication de Cohen et al. (2015). -----28
- Figure 7: L'application de la théorie des contraintes conditionnant la réalisation d'un mouvement à travers des boucles de perception–action (inspiré de Davids, Button, & Bennett 2008). Ces notions constituent les paramètres centraux de la théorie de la Dynamique   cologique. -----33
- Figure 8: Les principales contraintes s'appliquant à la motricité de crawl (d'après Seifert, Button, & Brazier 2010), réparties selon les trois catégories (i.e., organisme, environnement et tâche) décrites par Newell (1986). -----34
- Figure 9: Les trois modes de coordination entre les membres supérieurs, avec les valeurs d'IdC correspondantes, d'après Chollet, Chaliès, & Chatard (2000). Phase A : entrée et glisse ; Phase B : traction ; Phase C : poussée et Phase D : retour aérien. -----38
- Figure 10: Un exemple de données accélérométriques brutes (axe longitudinal) obtenues avec une centrale inertielle positionnée sur les lombaires d'un nageur effectuant un 50 m en crawl dans un bassin de 25 m. Les paramètres les plus simples peuvent être identifiés : les durées de la poussée contre le mur, ainsi que celle du virage (en gris), mais également les séquences nagées et    un niveau plus fin la durée d'un cycle de nage, permettant de calculer la vitesse moyenne et d'estimer SL. -----49
- Figure 11: Un exemple des paramètres temporels estimés pour le calcul de l'IdC à partir de centrales inertielles positionnées sur les avant-bras et le sacrum d'un nageur. Les vitesses angulaires sur l'axe transversal (panel du haut) sont utilisées pour détecter le début de traction (triangles gris) et le début de poussée (cercles gris), et par la suite le temps de cycle. L'angle absolu entre le sacrum et l'avant-bras symbolise le début du retour aérien (carrés gris). -----59
- Figure 12: Illustration purement théorique des phénomènes de redondance, dégénérescence et pluripotentialité avec une probable application liée à la natation sportive (inspiré de Mason et al. (2015)). Trois paires de palmes identiques peuvent servir à propulser le nageur en crawl (i.e., redondance) ; tout comme trois paires de palmes différentes (i.e., dégénérescence) ; mais on peut finalement considérer qu'une même paire de palmes peut compléter la propulsion en papillon, en crawl, et lors d'éducatifs (pluripotentialité). -----63
- Figure 13: Différents systèmes de vidéo utilisés pour l'analyse des différents modes de coordination adoptés par les nageurs. L'image principale représente un chariot mobile offrant une vue détaillée du nageur sur la longueur du bassin. En haut à gauche, une caméra fixe pour analyser le virage, en bas à gauche, une caméra embarquée pour analyser la fréquence de nage. -----73
- Figure 14: Le système optoélectronique Qualisys, utilisé pour faire une acquisition sur une nageuse effectuant une coulée sous-marine. Les encarts en bas à droite de la photo montrent (i) un zoom sur l'une des

caméras utilisées pour obtenir les images subaquatiques, (ii) une nageuse portant les marqueurs réfléchissants. Source : Qualisys.com. -----	76
Figure 15: Différents modèles de centrales inertielles que l'on peut trouver sur le marché. 1. X-sens, 2. Physilog, 3. Hikob, 4. Movéa ou encore 5. Neuron sont certaines des marques qui commercialisent ce genre de modèles.-----	77
Figure 16: Les déterminants biomécaniques de la performance en natation (modifié à partir des travaux de Hay (1978)). Un développement particulier a été effectué pour la variable 'vitesse moyenne de nage', symbolisant la performance en natation. Les cases rouges correspondent aux paramètres pouvant être déterminés grâce à l'utilisation des centrales inertielles.-----	79
Figure 17: A gauche, représentation schématique d'un nageur évoluant dans le flume du Comité Olympique National Italien (CONI), Rome, Italie. Le mouvement du fluide est symbolisé par les quatre flèches noires dessinées autour du nageur. A droite, deux photographies de ce flume, dans lequel ont eu lieu les expérimentations de cette thèse. -----	91
Figure 18: Représentation schématique du protocole réalisé en flume. Pour les huit nageurs, les premières vitesses sont nagées pendant 40 cycles et de façon incrémentale (en noir), jusqu'à une vitesse maximale, nagée quant à elle jusqu'à épuisement. Cette vitesse est suivie de deux dernières vitesses, moins rapides, mais nagées également jusqu'à épuisement (en rouge). Chaque vitesse est séparée par une minute de récupération (en vert). -----	93
Figure 19: Échelle de Borg (1982) -----	94
Figure 20: Centrale inertielle HIKOB FOX (pièce de 50cts d'euros –Ø 2,4 cm– pour l'échelle). L'orientation de la centrale est également présentée (l'axe Z, non représenté sur cette photographie en deux dimensions, traverse la centrale selon l'axe transversal). -----	94
Figure 21: À gauche, sachet utilisé pour étanchéifier les centrales inertielles HIKOB FOX. À droite, résultat final de la procédure d'étanchéification. -----	97
Figure 22: A gauche, représentation schématique d'un nageur sur lequel ont été placées les 11 centrales inertielles (bras, avant-bras, mains, cuisses et jambes des deux côtés du corps –en noir– ainsi qu'une centrale placée au niveau du sacrum du nageur –en gris, voir photo en bas à droite). En haut à droite, le corps d'un nageur au cours de la procédure de placement des centrales inertielles (celles des bras et avant-bras sont parfaitement étanchéifiées, alors que celles des membres inférieurs doivent encore être fixées au nageur). -----	98
Figure 23: Procédure de calibration des gyroscopes. Chaque centrale inertielle est alignée avec l'axe de déplacement du nageur dans la piscine (flèche bleue). Le capteur 'maître' est ici situé dans la main de l'expérimentateur (cercle rouge). Une led orange y est allumée, symbolisant l'enregistrement des données de calibration. À droite, un zoom (en vert) de l'alignement de deux centrales inertielles. ---	101
Figure 24: Les différentes séquences de mouvements utilisées pour les calibrations dynamiques, à partir de la position de référence n°1 (en noir). Lors du mouvement n°2 (en rouge), le membre supérieur effectue une rotation de 180° autour de l'épaule, dans le plan sagittal. Pour le mouvement n°3 (en bleu), le membre supérieur effectue des mouvements de prono-supination de 180°. Enfin, lors de la séquence motrice n°4 (en vert), le membre inférieur effectue une flexion au niveau du genou dans le plan sagittal (genou à 90°).-----	103
Figure 25: Illustration du phénomène d'inconstance de la fréquence d'acquisition pour les trois capteurs de la centrale HIKOB FOX: accéléromètre sur les trois colonnes de gauche, gyroscope au centre et magnétomètre sur les trois colonnes de droite. -----	104
Figure 26: Exemples des angles segmentaires obtenus après traitement, pour l'avant-bras droit, le bras droit, la cuisse droite et le tibia droit d'un nageur évoluant dans le flume. En rouge, le vecteur orientation de chaque centrale inertielle, en jaune, le vecteur gravitaire. -----	106
Figure 27: Détection automatique du temps de cycle (triangles bleus) sur les données gyroscopiques lissées par un filtre Butterworth (axe Y du capteur). -----	107
Figure 28: Représentations schématiques des différentes phases du cycle de nage selon un découpage d'après les travaux de Chollet, Chaliès, & Chatard (2000) (de gauche à droite : entrée de la main dans l'eau, début de traction, début de poussée, début de retour aérien et nouvelle entrée de la main).-----	108
Figure 29: Détection automatique de la sortie de la main de l'eau (losanges noirs) à partir du signal de position angulaire du capteur de l'avant-bras (axe médio-latéral). -----	109
Figure 30: Détection automatique du début de la traction (ronds roses) à partir des données gyroscopiques (axe médio-latéral, courbes bleues) et de l'accélération (axe longitudinal, courbe marron) du capteur de l'avant-bras. Le début de la traction correspond à la moyenne entre les changements de pente détectés sur les signaux gyroscopiques (carrés bleus, panel en haut à gauche) et accélérométriques (ronds noirs, panel en haut à droite). -----	111

- Figure 31: Détection automatique du début de la poussée (carrés rouges) sur les zones délimitées (en orange transparent) par le temps de cycle (triangles bleus) et le début du retour aérien (losanges noirs), à partir des données gyroscopiques du capteur de l'avant-bras (axe médio-latéral). La courbe bleue correspond aux données gyroscopiques (représentées sur l'axe de gauche); la courbe violette correspond aux données de positions angulaires (représentées sur l'axe de droite).----- 112
- Figure 32: Détection automatique de l'entrée de la main dans l'eau (ronds verts), correspondant au premier maximum local après la détection du temps de cycle (triangles bleus) sur les données brutes gyroscopiques du capteur de l'avant-bras (axe médio-latéral).----- 113
- Figure 33: Résumé des différents points détectés pour délimiter les différentes phases du cycle de nage en crawl (chaque phase est représentée en orange transparent). La courbe bleue correspond aux données gyroscopiques lissées (représentées sur l'axe de gauche); la courbe violette correspond aux données de positions angulaires (représentées sur l'axe de droite).----- 114
- Figure 34: Protocole expérimental pour la mesure d'angles en deux dimensions, en comparaison de valeurs obtenues avec le système Vicon. Le compas a un bras mobile (ici à droite) qui effectue des allers-retours de 180° ou ponctués d'arrêts tous les 45° (matérialisés par les cercles rouges).----- 118
- Figure 35: Analyse de l'angle du coude (représenté en rouge) avec les deux systèmes (centrales inertielles et système optoélectronique Vicon) sur un sujet volontaire. ----- 120
- Figure 36: Un exemple typique de données obtenues par un système optoélectronique et par une centrale inertielle HIKOB. Le panel de gauche présente les données angulaires relevées par le système Optitrack (rouge) et les centrales inertielles HIKOB FOX (noir). Le panel de droite correspond au diagramme de Bland & Altman (1986) des données recueillies par les deux systèmes, avec la moyenne des différences ± 1.96 SD. Pour que la méthode testée soit validée par rapport à la technique optoélectronique de référence, il faut que plus de 95% des données soit compris entre les deux bornes rouges.----- 124
- Figure 37: Données brutes issues du gyroscope utilisées pour calculer le début de chacune des quatre principales phases du cycle en crawl. Quatre cycles complets de nage sont représentés : l'entrée de la main est marquée par le triangle pointant vers le bas, le début de traction avec les étoiles, le début de poussée avec les carrés et le début de retour aérien avec les losanges.----- 134
- Figure 38: (a) Illustration du calcul des angles segmentaires proximaux et distaux à partir des centrales inertielles positionnées sur la main et l'avant-bras (dans ce cas l'angle le plus distal est calculé à partir de la centrale de la main). (b) Procédure identique pour le couple avant-bras/bras (cette fois-ci, l'angle le plus distal est déterminé à partir de l'IMU de l'avant-bras).----- 135
- Figure 39: (a) Illustration de la procédure pour déterminer l'angle de couplage à partir d'un angle-angle plot (mettant en jeu l'avant-bras et le bras dans cet exemple). (b) Les quatre patrons de coordination envisageables en fonction de la valeur prise par l'angle de couplage. ----- 137
- Figure 40: Moyenne \pm SD de la durée du cycle/des phases du cycle (la piscine apparaît en gris foncé, le flume en gris clair) (a) Temps de cycle absolu; (b) Durée relative des phases du cycle. Les dessins sous chaque histogramme illustrent chaque transition de phase tout au long du cycle.----- 139
- Figure 41: Fréquences d'apparition des patrons de coordination pour le couple de segments main/avant-bras (piscine en gris foncé et flume en gris clair) calculées sur un cycle/chacune des phases du cycle. (a) Moyennes \pm SD des fréquences d'apparition des patrons de coordination; (b) Un exemple de diagrammes circulaires présentant la répartition des quatre patrons de coordination (représentés à l'extérieur des cercles) sur la durée complète d'un cycle. Le nombre encadré à l'extérieur de chaque figure correspond au nombre d'occurrences des valeurs d'angle de couplage. ----- 142
- Figure 42: Fréquences d'apparition des patrons de coordination pour le couple de segments avant-bras/bras (piscine en gris foncé et flume en gris clair) calculées sur un cycle/chacune des phases du cycle. (a) Moyennes \pm SD des fréquences d'apparition des patrons de coordination; (b) Un exemple de diagrammes circulaires présentant la répartition des quatre patrons de coordination (représentés à l'extérieur des cercles) sur la durée complète d'un cycle. Le nombre encadré à l'extérieur de chaque figure correspond au nombre d'occurrences des valeurs d'angle de couplage. ----- 143
- Figure 43: Un exemple typique d'angle de couplage moyen représenté avec sa variabilité pour un nageur dans les deux environnements de test. L'angle de couplage (points discontinus) et sa variabilité (aire grisée) en fonction du pourcentage du cycle sont représentés pour la piscine à gauche, et pour le flume à droite. ----- 144
- Figure 44: Exemples de différents flumes utilisés à travers le monde. (a) Flume du CONI utilisé pour les besoins de notre expérimentation. (b) Flume de l'Université de Tsukuba (Japon) présentant un long canal d'écoulement ainsi que des modules de compression et de diffusion du fluide. (c) Flume de l'Université d'Otago (Nouvelle-Zélande) mesurant plus de 23 m de long, offrant ainsi une possibilité d'analyser la nage sur plus de 10 m. ----- 146

- Figure 45: Représentation schématique de la transition entre la marche et la course en fonction de la vitesse de déplacement. Un premier état stable de locomotion est principalement sollicité aux vitesses les plus faibles (i.e., la marche). Un second état stable devient de plus en plus attirant avec l'augmentation de la vitesse de déplacement (i.e., la course).----- 156
- Figure 46: Les trois modes de locomotion utilisés par les chevaux en réponse à l'augmentation de la vitesse de déplacement (avec la consommation d'oxygène associée). Cette figure démontre des périodes de bistabilité entre l'utilisation du pas et du trot et entre l'utilisation du trot et du galop.----- 157
- Figure 47: Moyenne \pm SD des valeurs de fréquence de cycle en fonction de l'élévation de la vitesse de nage dans les deux environnements de pratique (flume en rouge et piscine en bleu) et pour les 8 nageurs. Les régressions linéaires associées à la dynamique des valeurs sont également représentées (lignes noires). (*) différence statistiquement significative par rapport au même palier de vitesse observé dans la piscine.----- 168
- Figure 48: Modèles polynômiaux de degré 2 utilisés pour caractériser la dynamique des valeurs de fréquence de cycle en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour les 8 nageurs (graphiques numérotés de 1 à 8) et pour les deux environnements de nage (flume en rouge et piscine en bleu).----- 169
- Figure 49: Moyenne \pm SD des valeurs d'IdC en fonction de l'élévation de la vitesse de nage dans les deux environnements de pratique (flume en rouge et piscine en bleu) et pour les 8 nageurs. Les régressions linéaires associées à la dynamique des valeurs sont également représentées (lignes noires). (*) valeurs significativement plus élevées par rapport au même palier de vitesse dans la piscine. (**) valeurs significativement plus faibles par rapport au même palier de vitesse dans la piscine.----- 170
- Figure 50: Modèles polynômiaux de degré 2 utilisés pour caractériser la dynamique des valeurs d'IdC en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour les 8 nageurs (graphiques numérotés de 1 à 8) et pour les deux environnements de nage (flume en rouge et piscine en bleu). Pour le nageur 5, le capteur positionné sur l'avant-bras gauche n'a pas fonctionné, ne permettant pas d'obtenir les valeurs d'IdC dans cet environnement.----- 171
- Figure 51: Les trois étapes nécessaires pour calculer le couplage de phase (CP) à partir d'un ratio de fréquence 1:3. La première étape correspond à la détermination de la fréquence propre du signal de données angulaires (en noir, l'angle du bras représenté sur l'axe y de gauche, en gris l'angle de la cuisse représenté sur l'axe y de droite) obtenues lors des tests. L'étape 2 présente la phase relative calculée entre les données du bras et de la cuisse. L'étape 3 correspond à la phase relative à l'instant (i) en fonction de la phase relative à l'instant (i+3). Le CP est ensuite calculé en analysant la distance entre chaque point et la droite d'identité (en gris sur le dernier graphique).----- 191
- Figure 52: Les trois premiers niveau de l'arbre de Farey, avec les ratios de fréquence utilisés par les nageurs de l'étude représentés en gras (1:1, 1:2 et 1:3).----- 193
- Figure 53: Présentation des trois ratios de fréquence observés (du haut vers le bas, 1:1, 1:2 et 1:3) pour différentes conditions de nage réalisées par un participant. Le déplacement angulaire et le schéma correspondant de la Densité Spectrale de Puissance (DSP) des bras (en gris) et des cuisses (en noir) sont représentés.----- 194
- Figure 54: Répartition des trois ratios de fréquence (1:1 en gris foncé, 1:2 en gris clair et 1:3 en noir) en fonction des conditions de test.----- 195
- Figure 55: Répartition des ratios de fréquence (1:1, 1:2, 1:3) en fonction de l'augmentation de vitesse de mouvement dans les deux environnements pour les huit nageurs.----- 196
- Figure 56: Moyenne \pm SD des valeurs de PC (en %) en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour tous les nageurs dans les deux environnements et pour les deux côtés du corps. Les valeurs obtenues en piscine sont en noir, celles en flume en gris clair.----- 197
- Figure 57: Dynamique du Couplage de Phase en fonction de l'augmentation de la vitesse absolue de mouvement dans les deux environnements de test pour les deux côtés du corps. Les valeurs de Couplage de Phase ont été différenciées par rapport au ratio de fréquence sélectionné par les participants (1:1 avec les disques gris foncés, 1:2 avec les carrés gris clairs 1:3 et avec les triangles noirs).----- 198
- Figure 58: Représentation schématique des principales contraintes s'exerçant sur le nageur lors de sa motricité dans le milieu aquatique. En blanc, les contraintes spécifiques à la piscine, en noir celles spécifiques au flume, et en gris, les contraintes transposables d'un environnement de nage à l'autre.----- 211
- Figure 59: Exemple d'un nageur évoluant dans le flume. Nous remarquons bien la présence de bulles d'air dans le bassin, ainsi que la présence de vaguelettes à la surface. Ces spécificités rajoutent de la difficulté aux nageurs dont l'objectif est de générer des actions propulsives pour se maintenir sur place face à un écoulement.----- 212

Figure 60: Proposition d'inventaire des modalités de propulsion utilisées par le nageur en référence à la navigation ou la locomotion animale (les rapports qu'entretient le nageur avec le fluide sont de diverses sortes pour se propulser). Extrait de Pelayo et al. (1999).-----	213
Figure 61: Distribution des coefficients de pression sur la main (en rouge les valeurs les plus élevées, i.e., 1 et en bleu les valeurs les plus faibles, i.e., -1). Les perturbations de l'écoulement du fluide sont également représentées (e.g., création de vortex circulaires au dos de la main). Extrait de Sato & Hino (2013). 214	214
Figure 62: Illustration du phénomène de turbulences au sein d'une rivière (d'après Briggs & Peat (1989)), par analogie à ce que nous avons observé dans le flume. 1. Rivière calme avec écoulement laminaire. 2. Augmentation de vitesse et présence de vortex derrière la pierre. 3. Turbulences clairement visibles à la surface, et vitesse d'écoulement augmentée. 4. Présence de vagues derrière la pierre pour un fluide à écoulement très rapide. Les flèches bleues correspondent à la direction de l'écoulement. -----	215
Figure 63: Stabilité/flexibilité des principales variables comportementales utilisées dans les études 2 & 3 de ce travail doctoral en fonction de l'augmentation de la vitesse. Les variables spécifiées en noir sont celles de bas niveau, en rouge celles de haut niveau. Le + signifie augmentation de la variable avec l'augmentation avec la vitesse (le - signifie diminution ; le = signifie stabilité). -----	217
Figure 64 : Représentation schématique des états stables liés aux ratios de fréquence utilisés par les nageurs au cours de la troisième étude. La prépondérance du ratio de fréquence 1:3 est montrée par la profondeur de son bassin d'attraction, contrastant fortement avec le ratio de fréquence 1:2, considéré comme mode de coordination transitoire. -----	219
Figure 65: Exemples des modélisations effectuées sur les données expérimentales. Portrait de phase normalisé pour le capteur positionné sur le bras, avec un fitting relativement précis (en rouge) des données expérimentales (en bleu, panel de gauche). Portrait de phase normalisé pour le capteur positionné sur la main, avec un fitting très éloigné (en rouge) des données expérimentales (en bleu, panel de droite).-----	227
Figure 66: Procédé graphique utilisé pour déterminer la fréquence de coupure optimale du filtre Butterworth utilisé pour traiter les données angulaires recueillies dans les différentes études menées dans le cadre de ce travail de thèse.-----	336
Figure 67: Un exemple de données angulaires du bras (panel du haut) et de la cuisse (panel du bas) avant (courbes noires) et après filtrage à l'aide d'un filtre passe-bas de type Butterworth, d'ordre 4 avec fréquence de coupure de 6 Hz (courbes rouges).-----	337
Figure 68: Les quatre modélisations réalisées sur les données de fréquence de cycle en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour le nageur 8 dans la piscine (a) et dans le flume (b). Le modèle linéaire (en vert), polynômial (en rouge), linéaire par morceau (en noir) et linéaire segmenté (en bleu).-----	389
Figure 69: Exemple typique d'une modélisation non concluante sur les données d'IdC en fonction de la vitesse de nage.-----	390

—Tableaux—

Tableau 1: Études se focalisant sur les paramètres temporels (i.e., de bas niveau) du comportement moteur en natation sportive. Pour chaque analyse, les paramètres recueillis sont mis en lien avec le type de capteurs utilisés. -----	52
Tableau 2: Études se focalisant sur les paramètres spatiaux (i.e., de bas niveau) du comportement moteur en natation sportive. Pour chaque analyse, les paramètres recueillis sont mis en lien avec le type de capteurs utilisés. -----	56
Tableau 3: Études se focalisant sur les paramètres de haut niveau du comportement moteur en natation sportive. Pour chaque analyse, les paramètres recueillis sont mis en lien avec le type de capteurs utilisés. -----	58
Tableau 4: Principales caractéristiques anthropométriques et performances des nageurs de l'étude -----	89
Tableau 5: Caractéristiques techniques des centrales inertielles HIKOB FOX (avec l'ensemble des mesures utilisées dans le cadre travail) -----	95
Tableau 6: Les quatre indicateurs de comparaison des données obtenues entre le système optoélectronique et les centrales inertielles, pour certaines conditions de test. -----	124
Tableau 7: Résultats des analyses statistiques pour les temps de cycle (en s) et les durées de chacune des quatre phases (en % du temps de cycle total). -----	139
Tableau 8: Résultats des tests de perception d'effort recueillis à partir de l'échelle de Borg, suivant le protocole réalisé par les sept nageurs après chaque essai effectué dans les deux environnements. --	140
Tableau 9: Effets d'un changement d'environnement aquatique sur l'occurrence des quatre patrons de coordination pour chaque phase du cycle de nage en crawl et sur la durée totale du cycle, pour les couples de segments main/avant-bras et avant-bras/bras.-----	141

<i>Tableau 10: Résultats des analyses statistiques pour les durées du cycle (s) et les durées de chaque phase du cycle (en % de la durée totale du cycle) pour les huit vitesses de nage testées dans les deux environnements de pratique.</i>	167
<i>Tableau 11: Résultats des ANOVA à deux voies à mesures répétées réalisées sur les pourcentages d'occurrence des quatre patrons de coordination entre les structures qui composent le membre supérieur, à l'échelle du cycle de nage.</i>	172
<i>Tableau 12: Récapitulatif des principaux effets des contraintes manipulées sur les variables de bas et de haut niveau.</i>	173
<i>Tableau 13: Index de Symétrie Absolu et côté de respiration pour les huit nageurs évoluant dans la piscine.</i>	199
<i>Tableau 14: Index de Symétrie Absolu et côté de respiration pour les huit nageurs évoluant dans le flume.</i>	199
<i>Tableau 15: Systèmes utilisés pour mesurer la coordination en crawl, pour des études récentes (2010-2016).</i>	319
<i>Tableau 16: Résultats des tests de perception d'effort pour le protocole conduit en piscine.</i>	333
<i>Tableau 17: Résultats des tests de perception d'effort pour le protocole conduit en flume.</i>	334
<i>Tableau 18: Résultats des travaux de modélisations menés sur les huit nageurs pour six configurations de test différentes. Lorsque les indicateurs statistiques sont présentés en noir, le modèle par morceau est le meilleur modèle, en vert c'est le linéaire, en rouge le modèle polynômial et pour finir, la couleur bleue symbolise la prépondérance du modèle segmenté.</i>	387
<i>Tableau 19: Résultats des SCE et r^2 pour les modèles linéaires par morceaux et segmentés pour les conditions testées dans l'étude 2.</i>	391

Remerciements

Finalement, trois ans se sont maintenant écoulés entre le début de mes travaux universitaires de doctorat et l'aboutissement de cet énorme projet... A ce titre, je tiens à chaleureusement remercier le Professeur Ludovic Seifert, qui a utilisé avec totale justesse son *képi*¹ de directeur de thèse. Il a en effet toujours été présent, que ce soit lors des réjouissances liées à ces travaux, mais également dans les moments de doute, qui ont parsemé ces trois années. Tu m'as permis d'assister à de nombreux congrès très réputés, de partir en Angleterre travailler auprès de chercheurs de classe internationale, améliorant ainsi mon usage parfois hasardeux de la langue... Bref, tu as mis tous les moyens dont tu disposais pour que je puisse espérer réussir, et je ne l'oublierai pas.

Simultanément, je souhaite fortement remercier la Professeure Annie Rouard, qui plus est, ma directrice de thèse de Chambéry. Vous m'avez énormément apporté sur le plan scientifique malgré la distance qui nous séparait, entre Rouen et votre bureau des Alpes. Cette situation géographique a d'ailleurs permis de mettre en jeu vos relations avec les membres du CONI, dans lequel j'ai réalisé mon expérimentation de thèse. Je ne serai donc pas là aujourd'hui sans vous, Annie. Voir la 'formation à la recherche *par* la recherche' selon votre formule dédiée m'aura donc servi à me hisser assez haut pour soutenir cette thèse de doctorat.

Un immense merci également à mon co-directeur de thèse, le Professeur émérite Didier Chollet, qui s'est toujours rendu disponible malgré ses hautes responsabilités au sein de l'Université de Rouen. Nos discussions riches et enrichissantes sur la façon dont on se meut dans le milieu aquatique ne sont pas prêtes de s'effacer de ma mémoire, et j'espère que votre dernier doctorant ne vous aura pas déçu.

Une pensée toute particulière est associée aux membres du laboratoire CETAPS (que je ne peux malheureusement pas tous citer), qui m'ont tout de suite agréablement accueilli malgré le fait que je vienne de l'autre bout de la France (et que je parle avec un fort accent). Les conditions de travail dont j'ai pu bénéficier (financières, matérielles, humaines), ont sans nul doute contribué à la bonne réussite de ce projet. De plus, les rencontres que j'ai pu faire dans ces locaux, aussi bien sur un plan professionnel (merci à Omar, Jérémie, Rodolphe et Adam qui m'ont aidé de près ou de loin avec

¹ En d'autres circonstances j'aurais volontiers utilisé 'casquette' à cet endroit, mais ce couvre chef est pour moi à jamais associé à certaines phrases prononcées par l'ancien directeur du laboratoire lors des réunions, lorsqu'il évoquait ses différents rôles au sein de l'Université de Rouen. Le mot képi est de ce fait simplement employé comme synonyme de casquette, sans que le caractère réprobateur qui pourrait être associé au sens du mot ne soit retenu.

les *data*) que personnel ont été heureuses mais également déterminantes pour moi sur de nombreux tableaux.

Je n'oublie également pas les quelques mois passés à l'étranger qui me permettent aujourd'hui de collaborer avec des équipes en Italie et en Angleterre. Grazie a Marco Bonifazi, Dario Dalla Vedova e Claudio Gallozzi per l'accesso mi hanno offerto presso le loro strutture in Italia, che mi ha permesso di realizzare il mio esperimento di tesi. On the other hand, I would like to thank Keith Davids, John Hart, Christopher Hudson and all the rest of my PhD colleagues from Chesnut Court in Sheffield. It was a pleasure to work with you and I wish to continue to collaborate all together on future projects since I have learned a lot by your side. Tam, thank you for your host, I hope you have completed your coins collection ;)

Les moments de plaisir et de joie que j'ai pu avoir au cours de ces travaux de doctorat seront à jamais associés à vous, mes AMIS. Tout d'abord, à mes quatre fantastiques, Kév, Séb, Rom et Gaët. Voir vos têtes derrière ce portail un soir de septembre 2016 reste comme l'une des plus belles images de ces trois années passées loin de vous. Et une autre image me vient maintenant à l'esprit avec ce portail, mais je ne la détaillerai pas plus dans ces quelques lignes. Merci d'être là les gars. C'est bon d'avoir une bande de potes comme vous ! Kév, prépare toi pour l'Islande ! Je n'oublie cependant pas Séb qui est passé par là avant moi, Coach (oui on va le faire cet Iron Man^^), Chamout, Lise, Alex, Oliv, et tous les autres ! Merci David, merci Jessy pour votre aide sur les traitements et les papiers, votre soutien, vos disponibilités : on n'a pas eu trop l'occasion de se voir super souvent pendant ces trois ans les gars, mais je prévois déjà des retrouvailles ! Et pour ça, faut qu'on retourne à Porto, y'a pas moyen !

En arrivant à Rouen, je venais d'obtenir un contrat doctoral, et ne pouvais imaginer repartir (ou rester d'ailleurs, la question n'a toujours pas trouvé sa réponse) en ayant côtoyé une si magnifique personne. Chapi, je t'ai proclamée comme étant 'ma meilleure amie' (avec ton approbation bien entendu), car tu as toujours été là pour moi. Ma confidente, ma complice, tu es devenue au fil du temps l'épaule sur laquelle je pouvais me reposer quelles que soient les situations rencontrées (les plus périlleuses comme les plus joyeuses) et je peux te dire que ça fait du bien, merci. #chapichapo #canap' #RG16 #ACAPS #Hollister #pingpong #trails #FFFF #betclik #inférieuràtrois

Merci aux avocats de Guigui (tu finis par l'apprécier ce surnom^^). Merci au café (hein Costa ? « TU VEUX UN CAFÉ ? »). Merci pour le ping-pong qui nous réunissait et l'ambiance générale du bureau des doctorants. Merci Willem (cette fois on peut aller golfer^^) ; merci Clément pour ce tour du lac d'Annecy. Merci aux parties de Call of et surtout à mes colocos préférés sans qui je ne serais pas un as de la gâchette (lol) : Flo et John, merci les gars pour le soutien, les conseils sur les stats^^, les partages, bref, tous ces moments si importants à mes yeux ! Merci aux discussions avec Charline (tu es toujours de bon conseil, et c'est top^^). Merci au Coca-Cola de Romain (« zéro, stp »). Merci Nadège

pour tout ton travail de relecture des chapitres en Anglais, merci Caro pour la découverte de l'escalade en bloc !

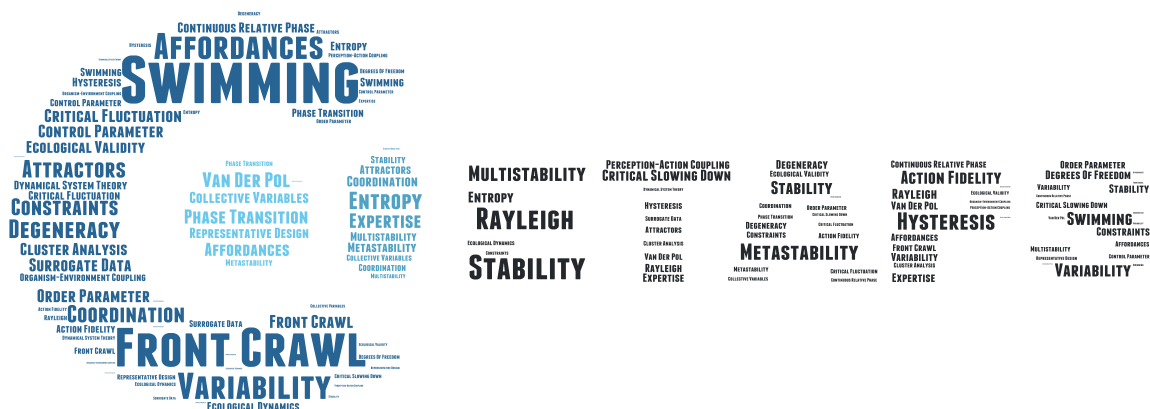
Enfin, un énorme merci à Élise pour son soutien et son réconfort lors des derniers mois de ce doctorat, qui n'ont pas été les plus simples, loin sans faut... merci pour ta gentillesse et ton sourire !

Bref, pour tous ceux que j'ai saoulé avec cette thèse : Je n'en parlerai plus, promis ! Merci d'avoir été et d'être toujours là, ça fait tellement de bien, vous n'avez pas idée !^^

Rassurez-vous, je ne vous ai pas oubliés (et comment aurais-je pu d'ailleurs ?) ! Une ÉNORME pensée à **mes parents, mon frère et à toute ma famille**, qui ont supporté mes sautes d'humeur de plus en plus récurrentes, et qui, en guise de récompense, ont eu la tâche ingrate de relire ce document. Vous avez toujours su m'apporter votre soutien, et vous avez toujours cru en moi, certainement plus que moi-même ! Maman, Papa, je vous dédie ce document : si j'ai pu finalement aboutir, c'est grâce à votre soutien sans faille, et à tous les moyens que vous m'avez offerts pour travailler dans les meilleures conditions. MERCI, je vous aime.

Je ne voudrai pas conclure ces pages de remerciements sans saluer la participation des nageurs et des coaches (à l'Ile Lacroix ou en Italie), ainsi que celle du personnel du CONI, sans qui ma thèse n'aurait donné aucun résultat probant. Vous êtes bien trop souvent oubliés à mon goût, alors que votre rôle est indispensable... je tenais donc à le souligner. Une pensée pour la région Normandie et les programmes Erasmus qui m'ont permis de partir en Angleterre. Pour finir, merci à Duarte Araújo, Chris Button, John Van der Kamp, Benoît Bardy et Marco Bonifazi qui ont lu et expertisé ce document de thèse.

Comme quoi, un travail de doctorat n'émane pas que d'une seule personne, mais révèle bien l'implication de toute une équipe... Pour ne pas étendre indéfiniment la longueur de ce document de thèse, je ne peux bien évidemment pas nommer toutes les personnes qui ont été impliquées de près ou de loin dans ce projet, à regrets. Ayant généralement tendance à grandement m'épancher pour transmettre ne serait-ce qu'une simple idée, je retiendrai cette fois-ci une formule très courte : *Merci à tous !*



Préambule

Ce travail de doctorat a donné lieu à différentes publications qui seront développées au cœur de ce document de thèse (voir les chapitres 1, 2, 3, 6, 7 et 8). Trois autres productions scientifiques ont également été réalisées au cours de ces trois années de thèse, mais l'absence de lien direct avec la problématique de thèse fait qu'ils ne seront pas plus approfondis dans ce document. Les références de ces travaux sont les suivantes :

Guignard, B., Olstad, B. H., Simbaña Escobar, D., Lauer, J., Kjendlie, P.-L., & Rouard, A. (2015). Knee and ankle muscle coactivations in breaststroke swimming kick and recovery: exploratory approach. *33rd International Conference of Biomechanics in Sports (ISBS)* (pp. 174–177). Université de Poitiers: Poitiers.

Guignard, B., Olstad, B. H., Simbaña Escobar, D., Lauer, J., Kjendlie, P.-L., & Rouard, A. (2015). Different muscular recruitment strategies among elite breaststrokers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *10*(8), 1061-1065.
doi: [10.1123/ijsp.2014-0498](https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0498)

Guignard, B., Lauer, J., Samozino, P., Mourão, L., Vilas-Boas, J.-P., & Rouard, A. (2017). Explosive lower limb extension mechanics: an on-land vs. in-water exploratory comparison. *Journal of Biomechanics* (en révision).

Introduction Générale

Dans cette partie...

- Développement du sujet d'étude
- Activité ciblée pour appliquer les concepts
- Justification du plan de thèse

«We must perceive in order to move, but we must also move in order to perceive².»

James Jerome Gibson, 1979

Ces propos, que nous pouvons traduire par « Nous devons percevoir afin de nous mouvoir, mais nous devons également nous mouvoir pour percevoir » (p. 223) sont l'œuvre de James Jerome Gibson (1979), tirés de son *Approche Écologique de la Perception Visuelle*. Cette phrase soulève de nombreuses interrogations, comme par exemple le fait que l'action motrice *finalisée* et la perception ne semblent pouvoir être dissociées, mais également le lien indéfectible qui pourrait s'établir entre un individu (ou un animal) et son environnement. On parle ici d'action finalisée pour expliciter que cette action n'est pas dénuée de sens, elle poursuit un but et recherche un effet quantifiable, notamment sur des aspects de stabilité et de précision spatio-temporelles (Temprado & Montagne 2001).

Le *mouvement* dont nous parle Gibson implique la sollicitation de plusieurs structures musculo-squelettiques pour réaliser l'objectif moteur. Quel que soit le mouvement considéré, son accomplissement est principalement dépendant de la position de l'individu lors de l'initiation motrice, de ses caractéristiques anthropométriques, du but de la tâche, mais également de l'environnement dans lequel il se déplace (ou déplace une partie de son corps). Tous ces paramètres ne prescrivent cependant pas la façon dont le mouvement doit être exécuté, laissant la liberté à l'individu d'utiliser telle ou telle solution motrice qu'il jugera efficace dans la situation qu'il rencontre. À titre d'exemple, le mouvement de saisie d'une tasse positionnée sur une table sera communément réalisé avec l'un des membres supérieurs, au niveau de l'anse de l'objet. Cependant, rien n'empêche ce même individu de solliciter ses membres inférieurs pour venir saisir la tasse avec les orteils, ou encore de rapprocher son visage de celle-ci dans un objectif de s'en emparer avec les dents. Cette situation—quoique quelque peu excessive—n'en demeure pas moins intéressante à considérer, puisqu'elle met en relief la possibilité que semble avoir chaque individu à réaliser un tel mouvement en utilisant

² Tout au long de ce manuscrit, le lecteur pourra observer un lien étroit avec la langue de Shakespeare, langue 'officielle' de la recherche scientifique. De ce fait, certains anglicismes pourront éventuellement perdurer, que ce soit dans le manuscrit, ou dans certaines des illustrations sélectionnées pour concevoir ce document. Ces anglicismes peuvent même—dans certaines situations—apparaître plus appropriés que les traductions françaises, justifiant leur utilisation. Dans la mesure du possible, les termes français seront utilisés, si cela ne nuit pas à la compréhension de l'argument développé.

différentes solutions motrices *adaptées*. Ces dernières ne mettent pas en péril le résultat de la tâche ni ne demandent d'attention particulière de la part du sujet pour atteindre l'objectif moteur initial. Ces actions, aussi différentes soient-elles les unes des autres, sont toutes à mettre en lien avec la structure même du système neuro-musculo-squelettique qui les a produites. En effet, tout être humain normalement constitué possède (d'après la publication de Kelso (2009)) une multitude d'éléments osseux (environ 206), formant diverses articulations (plus de 100) qui sont mises en mouvement par l'intermédiaire de nombreux muscles (près de 790). Cette conceptualisation systémique de la production motrice est communément associée aux travaux de Bernstein, qui peut être considéré comme le premier scientifique à avoir évoqué le problème des *degrés de liberté* (Bernstein 1967). Selon lui, l'élaboration d'une séquence motrice consiste à maîtriser des degrés de liberté dits 'redondants' et réussir à les incorporer au sein d'une unité facilement contrôlable. En effet, du fait de la ramification très étoffée et très fournie du système neurobiologique, il existe un nombre incommensurable de possibilités pour combiner l'action des cellules à l'origine de la commande jusqu'à celle des muscles qui la réalisent.

Ces propriétés sont présentes pour la réalisation de mouvements complexes, mais également pour les séquences motrices plus simples, comme nous en avons fait l'expérience pour le mouvement de saisie précédemment évoqué. L'utilisation des degrés de liberté du système dans plusieurs configurations possibles démontre les propriétés de *pléiotropie* du système neurobiologique (Glazier & Davids 2009). Toute la question réside dans les processus permettant le contrôle de ces degrés de liberté, qui vont conduire les individus à réaliser des mouvements fluides, avec un objectif ultime contenu dans l'accomplissement de la tâche. De ce fait, il nous semble de plus en plus concret que certains processus de *synergie* ou de *coordination* (Shaw & Turvey 1999) sont créés entre les composants du système à un niveau microscopique, assurant la pérennité et l'efficacité du mouvement à un niveau de visualisation plus macroscopique. En ce sens, la coordination peut se définir comme un ensemble de processus permettant l'agencement, l'ordre de certaines parties d'un système en vue de réaliser un objectif particulier. Pour illustrer ce concept, nous reprenons l'exemple cité par Kelso (2009), qui rappelle que la prononciation d'un simple mot émane de l'action combinée des poumons, du larynx, des cordes vocales, des lèvres, de la langue, etc. À une échelle de conceptualisation plus microscopique, les synergies peuvent être assimilées à des *groupements fonctionnels* (i.e., ils ne sont pas dénués de sens) temporaires et coordonnés, réalisés par certains composants du système, et fortement dépendants du contexte d'action, pour agir comme une seule et même unité cohérente (Kelso 2009). Les synergies peuvent

Introduction générale

apparaître à chacun des différents niveaux de l'organisation neurobiologique (i.e., des cellules jusqu'aux effecteurs musculaires qui permettent le mouvement). C'est sur ce principe de réduction de la dimension du système neuro-musculo-squelettique (connu sous le nom de *principe d'esclavage* d'après Haken (1983)) que se base l'étude des coordinations motrices. Dans le même temps, cette réduction de dimension n'implique pas pour autant une reproductibilité parfaite de deux patrons moteurs identiques : essayez de taper deux fois exactement de la même manière sur la tête d'un clou à l'aide d'un marteau, c'est tout bonnement impossible (Bernstein 1967) ! Ainsi, la réduction du nombre de degrés de liberté ne limite pas pour autant la *variabilité* de la production motrice (nature, propriété de l'être humain à ne pas reproduire le même comportement), qui joue un rôle fonctionnel pour aider chaque individu à s'adapter aux spécificités de son environnement de performance (Davids & Seifert 2014). Cet exemple montre également que l'action motrice n'est pas indépendante des perceptions réalisées par l'individu : pour frapper la tête du clou, il faut la situer dans l'espace et faire correspondre cette position à celle de la tête du marteau. Autant de paramètres à prendre en considération pour l'individu, renforçant le lien que laissait entendre Gibson en introduction de ce travail entre la perception et l'action.

Ces exemples démontrent l'éminente complexité des processus qui peuvent engendrer la création d'un mouvement sur terre. Dans le milieu aquatique, où nous pouvons légitimement considérer que le rapport à l'environnement n'est pas identique à celui expérimenté sur terre, le degré de complexité lié à la locomotion peut apparaître encore plus élevé. Cette motricité peut en effet être considérée comme atypique voire complexe tant elle met en jeu une multitude de spécificités que les individus doivent prendre en compte pour s'immerger. Dans un premier temps, il est aisément observable que les Homo Sapiens que nous sommes sélectionnent plutôt une motricité terrestre (e.g., la marche ou la course) plutôt qu'une motricité aquatique comme logique de déplacement. Ce constat est principalement dû aux spécificités du milieu aquatique. En effet, ce dernier est très particulier, notamment du fait de ses propriétés physiques intrinsèques : l'*Eau* dans laquelle un individu évolue est un liquide de formule chimique H_2O ; de densité $998,30 \text{ kg.m}^{-3}$ à 20°C (c'est-à-dire 800 fois plus dense que l'air) ; et de viscosité dynamique $1,002.10^{-3} \text{ Pa.s}$ à 20°C . Pour aller plus loin, se mouvoir dans l'eau, c'est sans cesse redéfinir la perception de son environnement pour en tirer le meilleur profit en vue de réaliser le but de la tâche. Dans l'eau, la vue peut être quelque peu perturbée, tout comme l'ouïe (il est plus difficile d'entendre sous l'eau), le toucher semble donc rassembler une part non négligeable des données sensorielles dont un

individu se sert pour progresser. L'étude de la motricité aquatique apparaît donc comme un terrain intéressant dans l'optique de conceptualiser l'influence des changements perceptifs subis par des individus évoluant dans l'eau. À ce titre, tester la motricité d'individus progressant dans un environnement contraignant tel que l'environnement aquatique semble apparaître comme un objet d'étude scientifique particulièrement adapté à l'étude du comportement humain.

À l'instar de la course à pied sur terre, la motricité aquatique peut être réalisée dans une optique de performance, s'apparentant ainsi au concept de 'natation'. Précisément, la natation peut se définir comme une activité cyclique pratiquée dans un environnement aquatique, dont l'objectif est de faire couvrir au nageur une distance préalablement définie en un minimum de temps. L'interaction entre un nageur et son environnement aquatique est donc cruciale dans cette motricité particulière, puisqu'elle implique de pouvoir (i) se servir des propriétés du fluide pour avancer et répondre efficacement au but de la tâche et (ii) limiter les résistances liées à la progression dans un environnement fluide beaucoup plus contraignant que l'air (la densité et la viscosité de l'eau sont les principales responsables de ces résistances, qui sont majoritairement dépendantes de la vitesse de progression). Cette conceptualisation de la performance est unique et développe ainsi de larges thématiques de recherche sur la façon dont l'individu se meut dans l'eau. La progression d'un corps dans cet environnement atypique est basée sur des lois de *propulsion*, c'est-à-dire l'ensemble des principes qui vont permettre aux nageurs de trouver, maintenir et enchaîner des appuis dans l'eau pour maximiser la progression du corps vers l'avant. Afin de répondre au mieux à ces considérations théoriques (i.e., maximisation de la propulsion vs. minimisation des résistances), le nageur adopte une posture horizontale tout à fait singulière, sollicitant l'action combinée de ses quatre membres (mise en jeu de nombreux degrés de liberté pour créer un appui et faire translater le corps) dans le but d'améliorer la propulsion globale de son corps. Cette position horizontale impose au nageur de gérer plusieurs subtilités liées à la présence du fluide, et notamment celle de l'équilibre dynamique du corps, qui doit être maîtrisée pour ne pas augmenter de façon considérable les résistances subies : les perceptions réalisées par les nageurs dans l'environnement, mais également leurs coordinations motrices (i.e., les actions) sont déterminantes. En comparaison d'une motricité terrestre où les membres inférieurs sont principalement sollicités pour propulser le corps, en natation, ce sont surtout les membres supérieurs qui semblent créer la majeure partie des forces nécessaires à l'avancement. Ces premières problématiques impliquent en effet une certaine expertise pour faire émerger des patrons de coordination adaptés à la progression dans l'environnement aquatique (Seifert,

Button, & Davids 2013). On considère généralement quatre types de nage, réparties entre les nages simultanées dans lesquelles les membres controlatéraux effectuent des mouvements identiques (i.e., le papillon et la brasse) et les nages alternées, dans lesquelles les mouvements des membres controlatéraux subissent un décalage temporel (i.e., le dos crawlé et la nage libre). Ces actions motrices sont répétées, ce qui confère à la natation son caractère *cyclique* (les mêmes mouvements de base sont reproduits mais sans pour autant être automatisés dans l'optique d'un mouvement optimal). Cette propriété offre une possibilité inestimable pour étudier la persistance (i.e., stabilité) ou la flexibilité de certains comportements, mais également leur variabilité, permettant d'approcher la dynamique des coordinations en situation écologique (i.e., en conditions de performance). En comparaison d'un mouvement réalisé sur terre, sans résistance apparente de l'air (nous avons pris l'exemple de deux coups de marteau effectués à la suite), il existe une prépondérance à la variabilité comportementale en natation : le nageur crée majoritairement des appuis dans un environnement visqueux, dense et instable en fonction de la situation de nage rencontrée. Ces spécificités perceptivo-motrices apparaissent de nouveau comme intéressantes pour révéler les propriétés de variabilité du comportement moteur d'individus évoluant dans des conditions de pratiques contraignantes et dynamiques.

Sur la base de ces propos introductifs, l'objectif principal de notre travail est la compréhension des mécanismes adaptatifs (entre stabilité et flexibilité du comportement) des mouvements et des coordinations perceptivo-motrices de nageurs experts confrontés à diverses conditions environnementales représentatives du contexte écologique de pratique en natation. Les chapitres présentés dans ce manuscrit de thèse sont conçus selon le style généralement utilisé pour les publications scientifiques, signifiant que chacun des chapitres se suffit à lui-même et peut être appréhendé indépendamment du reste de ce document. Bien que la plupart de ces chapitres soient publiés, nous expliquons ci-dessous la démarche qui a été la notre tout au long de ce travail de thèse et qui permet de comprendre l'articulation des chapitres. La première partie de cette thèse (Chapitres 1, 2 et 3) présente le cadre théorique dans lequel nos recherches s'inscrivent, la seconde partie développant le cadre méthodologique global (Chapitres 4 et 5) suivie des trois études expérimentales (Chapitres 6, 7 et 8).

Dans le premier chapitre théorique, nous avons réalisé un état des lieux des travaux analysant le mouvement humain dans le milieu aquatique. Nous évaluons ainsi les avancées scientifiques liées à ces recherches, principalement dans le domaine de la biomécanique en se

focalisant soit sur la cinématique des membres supérieurs et inférieurs, soit sur une modélisation du fluide selon les positions du nageur dans l'eau. Nous mettons en avant les limites de ces recherches pour comprendre le contrôle moteur, et en particulier les mécanismes d'émergence, de stabilisation et de déstabilisation/réorganisation du comportement, conduisant à la proposition d'un nouveau cadre théorique, la *dynamique écologique*, considérant le couplage du nageur et de l'environnement aquatique comme la plus petite unité d'analyse. Notamment, nous mettons en avant l'interaction de contraintes qui influent sur la dynamique du couplage entre le nageur et l'environnement aquatique à travers des boucles de perception-action révélant la flexibilité adaptative du comportement.

Aussi, le second chapitre théorique vise à présenter les variables, dites de haut niveau ou profondes, qui permettent de capturer le comportement au niveau macroscopique, telles que les coordinations motrices, et les variables dites de bas de niveau ou superficielles (e.g., durée de phase, fréquence gestuelle) qui ont été utilisées dans les recherches antérieures pour caractériser le comportement des nageurs. Un des objectifs de notre travail étant d'investiguer le rôle fonctionnel de la variabilité comportementale, en particulier inter-cycle, nous nous sommes intéressés essentiellement aux études utilisant des capteurs de mouvements pour collecter les variables profondes et superficielles du comportement.

Sur la base de cette revue de littérature, nous présentons les objectifs et hypothèses de ce travail de thèse.

Puis dans un troisième chapitre, nous présentons un état de l'art sur les aspects méthodologiques relatifs à l'analyse du mouvement en natation (i.e., système multi-caméra et capteurs de mouvement), venant justifier le focus que nous avons porté sur l'utilisation des capteurs de mouvements dans le chapitre 2 et notre contribution personnelle (i.e., les études expérimentales présentées dans les chapitres qui suivent).

Partie 1

Cadre théorique

Dans cette partie...

- État des lieux de l'analyse de la motricité aquatique et limites des théories biomécaniques traditionnelles
- Comment attester de cette motricité particulière ?
Comment mesurer ces paramètres ?
- Objectifs et hypothèses de ce travail

Chapitre 1. Étudier la motricité aquatique au regard de la Dynamique Écologique

Ce chapitre a fait l'objet d'une publication scientifique :

Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., Hart, J., Davids, K., & Seifert, L. (2017). Individual–environment interactions in swimming: the smallest unit for analysing the emergence of coordination dynamics in performance. *Sports Medicine*, 47(8), 1543–1554. ANNEXE

ARTICLES #1

1. Introduction

En natation, les actions multi-articulaires doivent être coordonnées pour progresser dans un environnement qui contraint fortement la locomotion (l'eau est 800 fois plus dense que l'air). Les nageurs se propulsent vers l'avant en organisant leurs actions dans un environnement qui offre des possibilités d'appui, mais également des résistances ; de ce fait, la propulsion est créée en appliquant des forces à l'eau, et en négociant les propriétés du fluide telles que sa densité ou sa viscosité (Toussaint 2002). Afin de caractériser la propulsion, et plus largement les comportements humains permettant la locomotion aquatique, les chercheurs se sont généralement focalisés sur des analyses biomécaniques des actions des nageurs (utilisant des mesures cinématiques et électromyographiques (EMG)), ou sur les propriétés du fluide en mouvement (à partir d'approches expérimentales ou numériques de visualisation de l'écoulement du fluide). Cependant, la propulsion ne peut pas être totalement approchée en se focalisant

exclusivement sur les mouvements du nageur ou sur l'écoulement du fluide de façon isolée parce qu'elle émerge toujours de l'interaction entre les comportements individuels des nageurs et la dynamique du fluide. Ces interactions nageur–environnement aquatique ne sont que très rarement prises en considération, démontrant une certaine ambiguïté dans la compréhension générale des mouvements des nageurs. En natation certaines questions n'ont donc pas encore trouvé leurs réponses : « Qu'est-ce qui est mis en mouvement lors de la motricité aquatique ? » ou encore « Qui met en mouvement quoi ? ». « Serait-ce le nageur ? » « Serait-ce l'eau ? » ou « Le nageur par l'action du fluide ? » « Le fluide par l'action du nageur ? » (Ungerechts & Klauck 2006). Essayer de comprendre la locomotion aquatique humaine sans considérer les impacts de cette motricité sur l'écoulement du fluide peut apparaître aussi périlleuse que l'étude d'un 'mouvement de fluide optimal' qui ne tient pas compte des mouvements du nageur (Arellano 1999).

Un autre objectif dans la recherche en natation compétitive est d'élucider les stratégies que les nageurs utilisent pour exploiter les mouvements de fluide qui émergent tout au long de leur progression dans l'eau : « Nous devons apprendre plus sur la façon dont l'eau réagit quand nous nageons » (p.1 ; Colwin (1999)). Les interactions fonctionnelles et interactives qui lient un nageur et son environnement de performance n'ont pas encore été finement caractérisées dans les environnements aquatiques, peut-être dû au fait d'un manque de cadre théorique approprié pour interpréter cette relation singulière, ainsi que sa robustesse/flexibilité en conditions écologiques. Dans ce Chapitre, nous discutons l'approche de la Dynamique Écologique comme un cadre théorique intéressant à utiliser pour comprendre la nature des interactions continues qu'un nageur entretient avec son environnement de pratique (Seifert, Button, & Davids 2013; Davids, Araújo, et al. 2015).

Selon la Dynamique Écologique, les relations individu–environnement sont considérées comme l'unité d'analyse la plus adaptée pour analyser la coordination et le contrôle du comportement humain (Araújo, Davids, & Hristovski 2006; Davids et al. 2012; Davids, Renshaw, et al. 2015). Entre autres spécificités, c'est cette échelle d'analyse particulière qui distingue la Dynamique Écologique des théories traditionnelles en psychologie du sport, comme le signalent Araújo & Davids (Araújo & Davids 2009). Cette approche multidimensionnelle de la Dynamique Écologique a été dessinée par des travaux de recherche émanant de différents champs scientifiques et les résultats y ont été intégrés pour expliquer le comportement humain caractérisant la performance sportive. Les principales contributions théoriques proviennent de la théorie des contraintes appliquée aux systèmes dynamiques (Haken 1983; Kugler, Kelso, & Turvey 1982; Newell 1986), de la psychologie

écologique (Gibson 1979) et de la neurobiologie des systèmes complexes (Edelman & Gally 2001; Price & Friston 2002; Whitacre 2010). Dans sa théorie de la perception directe, Gibson (1979) explique que les animaux (e.g., les êtres humains) perçoivent et agissent sur des substances (e.g., l'eau), des surfaces (e.g., le mur de la piscine), des endroits (e.g., une piscine), des objets (e.g., les palmes) et des événements (e.g., une compétition de nage en eau libre) dans l'environnement, sans intégrer des représentations du monde extérieur pour le percevoir (Araújo, Davids, & Hristovski 2006). Gibson ne réfute pas totalement l'existence des processus cognitifs (e.g., réminiscence, rêve, imagerie mentale, mémoire), mais ne conçoit pas leur sollicitation en temps réel lorsque le sujet doit agir dans une situation de pratique dynamique et imprévisible (Davids, Button, & Bennett 2008). L'information—porteuse de sens—est instantanément prélevée depuis l'environnement, et ce principalement à travers le flux optique (i.e., la lumière générée par l'interaction entre un individu et son environnement) qui est lié au déplacement (i.e., l'action) de l'individu (Gibson 1979). Cette théorie suggère que la perception guide les actions motrices d'un athlète, et en retour, ses actions viennent façonner le flux d'information perçu (i.e., cela renforce le couplage perception–action qui supporte la performance motrice ; Davids, Araújo, et al. 2015). Formulé différemment, cela signifie que « l'individu perçoit pour agir (l'information spécifie l'état du système sujet–environnement) et agit pour percevoir (l'information est contrainte par le mouvement produit) » (p.11 ; Temprado & Montagne (2001)). Lors de la réalisation de mouvements, les individus perçoivent des affordances³ (opportunités pour l'action), qui sont utilisées pour atteindre le but de la tâche, témoignant d'une étroite cyclicité entre les informations piochées dans l'environnement de performance, et l'organisation de l'action (Gibson 1979). En effet, percevoir l'information *pour* les affordances (propriétés fonctionnelles de l'environnement, propres aux caractéristiques intrinsèques de l'individu (Turvey & Shaw 1999; Fajen, Riley, & Turvey 2008)) émerge avec la sensibilité que développe un individu avec son environnement, indiquant comment la performance athlétique et l'expertise sont améliorées, notamment dans les disciplines sportives (Withagen et al. 2012). Les affordances s'affirment dans la réciprocité entre perception et action (Fajen, Riley, & Turvey 2008), i.e., les affordances doivent être perçues, la perception doit guider l'action, et les actions sont inhérentes à l'affordance (Adolph & Kretch 2015). Par exemple, l'air invite à respirer alors qu'une surface horizontale, plane, étendue et solide invite au soutien (Gibson 1979).

³ Ce terme anglo-saxon n'a pas d'équivalent en français, ce qui nous amènera à le garder sous sa forme originelle, tel qu'il a été employé par Gibson.

Précisément, les transitions comportementales, et plus largement, l'émergence des perturbations, de la stabilité ou des pertes de stabilité dans les systèmes complexes adaptatifs a largement été étudié au sein de l'approche de la Dynamique Écologique (Araújo, Davids, & Hristovski 2006; Davids et al. 2012; Davids, Renshaw, et al. 2015). Cette dernière utilise les concepts et les outils de la TSD pour comprendre ces phénomènes non-linéaires à une échelle d'analyse écologique (i.e., au niveau des interactions individu–environnement ; Seifert, Komar, Barbosa, et al. (2014)), tout en supportant l'idée que la façon dont un individu interagit avec son environnement l'amène à actualiser ou à rejeter certaines affordances pour atteindre un but (Araújo, Davids, & Hristovski 2006). Dans cette optique, certaines lois de contrôle ont été identifiées pour décrire mais surtout caractériser les comportements du systèmes (Araújo, Davids, & Hristovski 2006). L'étape clé d'une telle approche réside dans le fait de déterminer le paramètre optimal qui permettra de décrire fidèlement la dynamique du système individu–environnement de performance (Kelso 1995). La manipulation de paramètres de contrôle (i.e., paramètres non-spécifiques qui sont capables de mouvoir le système à travers l'ensemble des états stables qu'il peut adopter ; Jantzen, Oullier, & Scott Kelso (2008)) est une première étape dans la caractérisation du comportement d'un système adaptatif complexe (Kelso 1995) qui démontre des propriétés d'auto-organisation (Warren 2006) malgré la présence de différentes contraintes interagissant entre-elles (Newell 1986). Dans les systèmes neurobiologiques complexes, l'auto-organisation est le principe par lequel des « patrons temporels, spatiaux ou spatiaux-temporels évoluent sans être imposés au système par l'extérieur » (p. 56 ; Haken (1983)). Le fait que le système soit ouvert et composé d'une multitude d'éléments en interaction (i.e., os, muscles, articulations, membres, etc.), ses propriétés d'auto-organisation permettent de réduire sa dimensionnalité, pour agir efficacement dans les contextes environnementaux dans lesquels il est amené à évoluer (Davids, Hristovski, et al. 2013). Le fonctionnement du système reste cependant constamment à la frontière entre l'ordre et le chaos, signifiant qu'il existe un subtil équilibre entre « ce qu'il faut d'ordre pour qu'il ne se dissolve pas, et ce qu'il faut de liberté pour lui permettre d'évoluer, de se transformer et de s'adapter. » (p.10 ; Zwirn (2006)). L'émergence de comportements fonctionnels est continuellement guidée par trois catégories de contraintes : les contraintes d'organisme (i.e., les caractéristiques individuelles du sujet), d'environnement (i.e., les contraintes physiques externes et sociales qui entourent l'individu) et de tâche (i.e., les objectifs spécifiques de l'activité dans laquelle l'individu est impliqué) ; (Newell 1986). Chacune de ces contraintes peut influencer les paramètres de contrôle, qui sont directement à même d'agir sur le comportement du système. En ce sens, les contraintes réduisent

continuellement le nombre de possibilités d'action que pourrait adopter un système complexe dans un environnement de compétition (Glazier & Davids 2009a; Davids, Araújo, et al. 2013). Cependant, cette réduction de dimensionnalité comportementale ne signifie pas pour autant une prescription des stratégies motrices (i.e., coordination d'actions habilement mises en place pour atteindre un but) à adopter pour réaliser l'action finalisée souhaitée : dans ces conditions, les contraintes sont dites *non-spécifiques*. De ce fait, une manipulation appropriée de ces différentes contraintes pourrait s'avérer intéressante pour préparer l'athlète à répondre efficacement à la situation à laquelle il est confronté (i.e., en démontrant un ou plusieurs comportements *adaptatifs* ; Seifert, Button, & Davids (2013)). L'adaptabilité correspond au subtil mélange entre la *stabilité* et la *flexibilité* comportementales, dans le sens où la stabilité correspond à la robustesse du comportement malgré certaines perturbations extérieures, et où la flexibilité se définit comme un raffinement comportemental superficiel en réponse aux contraintes d'action (Seifert, Schnitzler, et al. 2014). Dans les systèmes dynamiques, une légère modification de l'environnement de celui-ci peut conduire à des changements plus conséquents des comportements, correspondants à une *bifurcation* (Haken 1983), qui démontre une perte de stabilité transitoire qui présage de la possible émergence d'un nouveau patron moteur. Puisque les individus restent sensibles aux informations qui les entourent (pour percevoir des affordances malgré la présence des contraintes), ils peuvent adapter continuellement leurs actions coordonnées (Araújo, Davids, & Bennett 2004).

Dans la locomotion aquatique, chaque action qu'un nageur réalise induit continuellement des mouvements de fluide spécifiques, et dans le même temps, les mouvements du fluide contraignent les comportements des individus (i.e., du fait d'un couplage très serré entre l'individu et son environnement). En considérant que l'information contenue dans l'environnement inclut également les propres mouvements des nageurs, un défi crucial serait de comprendre comment la modification substantielle de l'espace perceptivo-moteur dans lequel le nageur évolue pourrait perturber (ou supporter) les comportements de ce dernier. Ces multiples constatations révèlent la complexité —et de surcroît l'utilité— d'étudier les comportements moteurs associés à la motricité aquatique, en adoptant la vision théorique de la Dynamique Écologique. Les analyses biomécaniques du sport et les approches de dynamique des fluides ont fourni des connaissances fondamentales qui peuvent être intégrées au cadre théorique de la Dynamique Écologique, garantissant une analyse fouillée et critique de la littérature, en se focalisant sur : (i) l'organisation sensorimotrice des nageurs dans les environnements aquatiques et (ii) les perturbations du fluide liées aux mouvements d'un nageur. Nous considérons les concepts clés de la Dynamique Écologique en investiguant

la dynamique des coordinations de la locomotion humaine aquatique⁴ et démontrons comment ces idées fournissent un cadre théorique approprié pour caractériser le système individu–environnement. Pour finir, des applications pratiques sont décrites pour les entraîneurs et les nageurs, suggérant comment ils pourraient manipuler fonctionnellement différents types de contraintes facilitant l'émergence de comportements appropriés lors de leurs interventions, en se basant sur les principes du design représentatif d'apprentissage (Pinder et al. 2011). Ce principe gouverne la création et l'élaboration de tâches pratiques qui simulent très fidèlement les contraintes présentes dans les environnements compétitifs (Pinder et al. 2011; Brunswik 1956).

2. Organisation sensorimotrice des nageurs dans les environnements aquatiques

Les études s'étant intéressées à la contribution relative de chaque membre dans la propulsion du corps en crawl s'accordent à dire qu'environ 90% de cette propulsion est attribuable aux mouvements des membres supérieurs (Counsilman 1971; Schleihau 1979; Hollander et al. 1987; Deschodt, Arsac, & Rouard 1999). Ces résultats ont ainsi légitimé les recherches sur leur cinématique (i.e., quantification des mouvements indépendamment des causes de ces derniers) et leur cinétique (i.e., étude des forces impliquées dans le mouvement) dans ce type de motricité aquatique. Au sein du membre supérieur, la main apparaît comme organe propulseur de référence en crawl (Deschodt, Arsac, & Rouard 1999). Cette structure musculo-squelettique rencontre des résistances, causées par le différentiel de pression existant entre les faces dorsales et palmaires de la main quand elle est imprimée d'un mouvement (Schleihau 1979). Précisément, la main prend appui sur le fluide pour créer des forces propulsives et de ce fait, elle cherche la résistance optimale pour transmettre ces forces à l'ensemble du corps. Ces forces de traînée ('drag' en anglais), apparaissent systématiquement dans une direction opposée à la ligne de mouvement de la partie du corps sur laquelle elles s'appliquent (Schleihau 1979). Une seconde force est également appliquée aux mains (ou à toute autre structure d'un corps immergé), dès lors qu'elles sont en mouvement dans le fluide : c'est la portance ('lift' en anglais). Cette force est exercée dans une direction perpendiculaire à celle de la traînée (Schleihau 1979; Berger, de Groot, & Hollander 1995),

⁴ Pour Pelayo et al. (2007), il existerait cinq types de coordination en crawl : la première et principale est la coordination entre les deux membres supérieurs, qui sont responsables de la majorité de la propulsion du nageur. À cette coordination, viennent s'ajouter la coordination bras-jambes, la coordination entre les bras et l'action de respiration, la coordination entre le roulis du corps avec le mouvement des bras, et le roulis du corps avec l'action de respiration. Parmi ces cinq modes de coordination, nous pouvons également rajouter la coordination entre les différents segments d'un même membre supérieur pour créer un appui dans le domaine aquatique fluide (e.g., coordination bras, avant-bras et main pour optimiser le positionnement du segment le plus distal).

et—comme pour cette dernière—résulte d'un différentiel de pression entre les deux côtés de la main. Schleihauf a démontré que l'intensité de ces forces variait en fonction du positionnement du membre supérieur lors du cycle de nage (Schleihauf 1979). En effet, la vitesse de mouvement, l'angle d'écoulement du fluide sur la main, l'angle entre l'horizontale et l'orientation de la main et le plan dans lequel est effectué le mouvement sont autant de paramètres qui impactent la traînée et la portance en natation. Ces deux forces (Figure 1) apparaissent donc primordiales et leur détermination permet d'estimer la propulsion (force résultante de ces deux composantes ; Schleihauf (1979)).



Figure 1: Mise en évidence des forces de traînée (drag) et de portance (lift) sur une représentation schématique de la main (la propulsion correspond à la résultante des deux forces). Extrait de Toussaint et al. (2000).

Une célèbre approche pour déterminer la portance autour de la main est de considérer cette dernière comme une aile d'avion, ayant une surface dorsale plus longue que sa surface palmaire. Cette représentation géométrique simplifiée est adoptée en se basant sur le théorème de Bernoulli (théorème établi en 1753), qui considère que la pression s'exerçant sur un corps est inversement proportionnelle à sa vitesse (Counsilman 1971). Ce théorème peut donc expliquer dans quelles circonstances la portance émerge dans les activités humaines aquatiques : du fait de la configuration tridimensionnelle de la main, une force est créée, allant du côté palmaire vers le côté dorsal de celle-ci. Ainsi, lorsque la main progresse dans l'eau, les molécules du fluide vont être mises en mouvement à une vitesse plus faible en dessous de la main qu'en dessus, créant un différentiel de pression, qui devrait contribuer à l'élévation de l'organe propulseur (Toussaint & Beek 1992; Toussaint 2002; Gomes & Loss 2015). Cependant, Bernoulli a appliqué ce théorème dans le cadre de mouvements réalisés dans des flux stables—c'est-à-dire des flux d'eau présentant une couche limite stable ou intacte (Counsilman 1971). La couche limite se définit comme la quantité de molécules d'eau qui est mise en mouvement à la suite du passage d'un objet (ou d'un nageur par exemple) dans le milieu aquatique considéré. Quand la couche limite se sépare (ce qui est

caractéristique des flux dits ‘instables’, les conditions dans lesquelles est appliqué le théorème de Bernouilli ne sont alors plus valides. Ainsi, au passage d’un nageur, le milieu aquatique va être fortement perturbé, et cela va créer un flux d’eau instable, rendant difficile l’analyse de la situation nagée en se basant simplement sur ce théorème (Maglischo 2003; Gomes & Loss 2015). Ces considérations démontrent bien la complexité de la motricité aquatique, ne pouvant être approchée en ne se basant que sur le théorème imaginé par Bernouilli. Ainsi, d’autres mécanismes sont susceptibles d’expliquer comment le nageur fait face à son environnement, et il convient de les connecter avec la cinématique de ce dernier afin de mieux les analyser. Une des priorités étant de distinguer les phases de propulsion des phases non-propulsives, permettant d’apprécier les stratégies motrices utilisées, et essayer de les maximiser malgré les importantes contraintes que subissent les nageurs, principalement liées aux propriétés du fluide.

Avant que les travaux de Counsilman (1971) puis de Schleihauf (1979) sur la portance et la traînée ne voient le jour, les explications théoriques considèrent que la propulsion du nageur est maximisée quand les nageurs poussent une masse d’eau vers l’arrière : selon la troisième loi de Newton, chaque action réalisée dans un sens est compensée par une réaction ayant les mêmes caractéristiques, mais de sens opposé. Dans un but de maximiser la motricité aquatique vers l’avant, il serait donc adapté de produire des niveaux de force considérables vers l’arrière (Bixler 2005) (i.e., plus les forces produites vers l’arrière sont élevées, plus la réaction obtenue vers l’avant devrait être importante). En théorie, la meilleure stratégie de propulsion dans le milieu aquatique serait donc de garder le bras tendu tout au long de la partie immergée du cycle de nage⁵ (i.e., modèle dit de ‘la roue à aube’ selon Maglischo (1982)). Cependant, les analyses vidéos de Counsilman (1971), et Schleihauf (1979) ne démontrent pas une application stricte de ce principe d’action–réaction pour maximiser la propulsion en natation. Selon leurs investigations, ils perçoivent plutôt le trajet aquatique de la main comme un pattern curvilinéaire, suivant relativement fidèlement la forme d’un ‘S’. Les caméras positionnées en vues latérale et de dessous confirment ainsi que l’organe propulseur plonge vers le bas, puis se dirige successivement vers le haut, le dessous du corps, pour passer ensuite le long de celui-ci (Figure 2), se servant d’un modèle de propulsion combiné entre le principe d’action-réaction de Newton et le théorème de Bernouilli.

⁵ Le crawl est une activité cyclique, ce qui signifie que l’on observe des récurrences dans les profils de vitesse ou d’accélération produits par les nageurs, aussi bien au niveau des oscillations des membres supérieurs que celles des membres inférieurs. Un cycle de nage est ainsi conventionnellement borné par deux entrées successives de la même main dans l’eau.

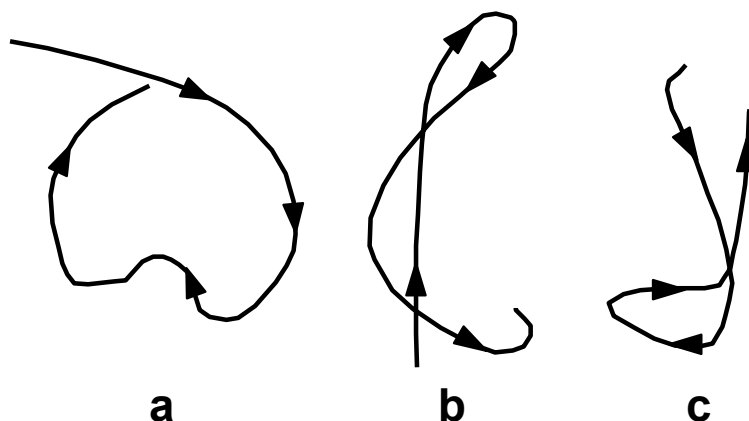


Figure 2: Trajectoire du majeur de la main droite associée au déplacement du corps du nageur pour la séquence aquatique du cycle de nage en trois dimensions: a) vue sagittale, b) vue de dessous et c) vue de face, créées d'après l'étude de Counsilman (1971). Ces représentations mettent en évidence les phénomènes de portance et de traînée précédemment évoqués.

Pour mesurer les différences de propulsion entre le modèle de la roue à aube et ce trajet curvilinéaire, Bixler (1999) a testé numériquement l'écoulement du fluide autour d'une reproduction plastique du bras d'un nageur (il a ainsi repris avec des méthodes numériques récentes les travaux expérimentaux de Schleihauf (1979)). L'auteur a de ce fait démontré que les forces propulsives produites par les nageurs utilisant ce pattern en 'S' ne sont pas significativement plus faibles que celles produites lors d'un mouvement sous-marin réalisé avec un trajet linéaire (différentiel de 8 N). Ces simulations assistées par ordinateur démontrent cependant que le trajet moteur du membre supérieur est plus important lorsque le nageur sollicite le mode de motricité curvilinéaire (Bixler 1999). Cette stratégie motrice met en évidence que les nageurs sollicitent des masses d'eau inertes (i.e., qui n'ont pas encore été imprimées d'une quelconque vitesse de déplacement), pour permettre d'allonger la durée des phases de propulsion durant le cycle de nage en crawl (Counsilman 1968).

En parallèle de ces précédentes théories de la propulsion dans le milieu aquatique, les scientifiques se sont essayés à diviser le cycle de nage en différentes phases pour analyser plus finement la motricité des nageurs (voir par exemple les travaux de Persyn et al. (1976) qui parlent de ce problème de synchronisation). Ce découpage en phases se base sur de multiples paramètres de référence pour y parvenir, tels que l'angle bras/tronc, les paramètres spatiaux du cycle de nage, ou encore la vitesse angulaire du membre supérieur. À travers ces multiples découpages, les auteurs distinguent les phases propulsives (sur une courbe de vitesse du corps par rapport au temps, ce sont les phases du cycle de nage qui permettent d'accroître la vitesse de progression du corps) des phases non-propulsives (phases qui entretiennent voire diminuent la vitesse produite) au contraire au sein du cycle de nage. Un exemple de ces courbes de vitesse par rapport au temps est notamment proposé dans

l'ouvrage de Maglischo (2003). Cet objectif de découpage permet de dresser un portrait détaillé d'une propulsion efficace (peu de pertes énergétiques entre les forces produites et bénéfice moteur obtenu) lorsqu'un nageur interagit avec son environnement aquatique, dans le but de coordonner fonctionnellement l'action propulsive des deux bras (Chollet, Chalies, & Chatard 2000; Seifert, Komar, Barbosa, et al. 2014). Certains outils ont été développés dans l'optique de mesurer la propulsion des nageurs à partir de leur cinétique (i.e., de façon indirecte). À titre d'exemple, Hollander et al. (1986) ont utilisé le système MAD (MAD pour Measuring Active Drag en anglais) sur lequel les individus viennent nager sur des blocs fixes, positionnés sous l'eau (Figure 3). Ces blocs conditionnent la façon dont le nageur produit l'appui, effaçant intégralement la relation que l'individu développe classiquement avec le fluide, en se propulsant dans ce cas expérimental sur un solide. Des capteurs enregistrent les productions de forces des nageurs sur les blocs, sans pour autant connaître les impacts des mouvements des individus sur l'écoulement du fluide. Cette observation constitue ainsi l'une des limites majeures de ce système, la propulsion étant générée à partir de supports 'fixes' positionnés dans l'eau, et réglés en fonction de la taille des nageurs (condition idéalisée, qui ne se retrouve jamais en situation écologique).

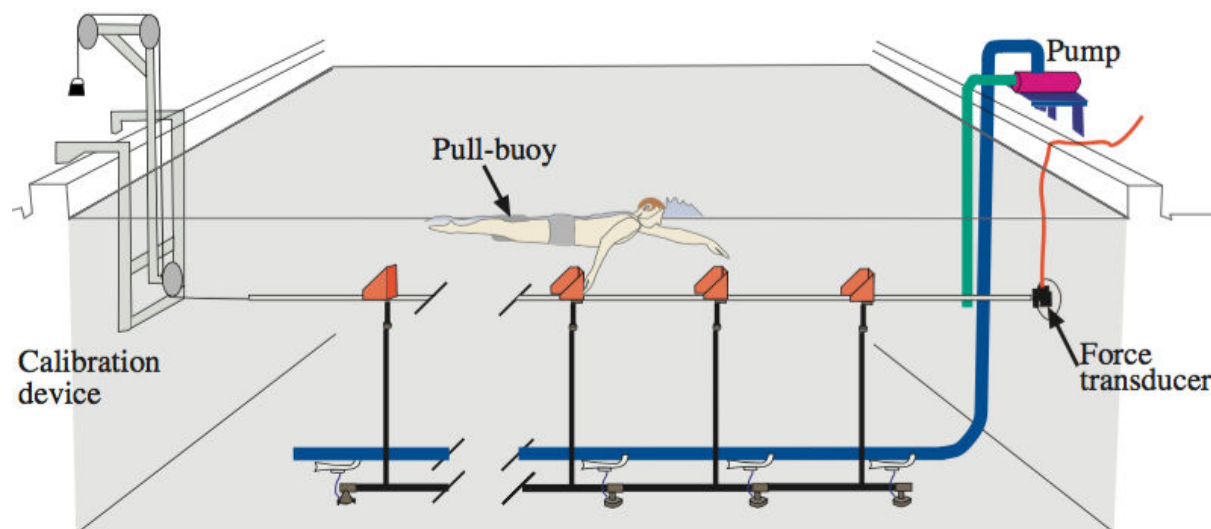


Figure 3: Vue générale du système MAD permettant de mesurer les forces produites (un capteur de forces est positionné en bout de bassin) par le nageur lors de sa motricité aquatique, d'après Toussaint et al. (2000).

Berger, de Groot, & Hollander (1995) ont étendu la méthodologie de Schleihauf (1979) sur les forces qui agissent sur un modèle en résine d'une main et d'un avant-bras, placé dans un bassin de carène. Les capteurs de force ont été utilisés de façon appropriée pour évaluer précisément les forces de traînée et de portance, mais cette approche indirecte des

mécanismes de la propulsion dans le milieu aquatique ne donnait toujours aucune indication quant aux configurations adoptées par le fluide qui émergent lorsque le nageur se meut dans l'eau. Suivant ces perspectives de recherche, Takagi & Wilson (1998) ont caractérisé les pressions exercées par le fluide sur un modèle plastique d'une main, mais également sur la main d'un nageur lors de différents cycles de crawl réalisés dans un flume⁶. Récemment, la pression de l'eau agissant sur les mains d'un nageur (i.e., la perception de l'écoulement du fluide sur les surfaces propulsives ; Cesarini et al. (2016); Ungerechts et al. (2016)) a été enregistrée avec des capteurs de force, et le signal recueilli a immédiatement transformé en un son que les nageurs pouvaient entendre, fonctionnant ainsi comme un feedback auditif. Ce système de mesure de pression palmaire (utilisé pour la première fois en crawl par Belokovsky (1971), c'est ensuite Chollet, Madani, & Micallef (1992) qui ont ajouté la spécificité du feedback) témoigne des actions des nageurs en temps réel, que ce soit lors de séquences nagées en crawl ou en brasse. Plus précisément, à partir de la perception du son, il est possible de savoir dans quelles mesures les mouvements des nageurs sont moins coordonnés, ou moins symétriques (Cesarini et al. 2016). Cela offre diverses possibilités de recherches, notamment (i) pour les scientifiques dans l'optique d'améliorer les connaissances sur la production de forces dans un milieu fluide, à travers l'étude du comportement moteur des nageurs, et (ii) pour les nageurs d'adopter des appuis qui soient les plus efficaces possibles pour se propulser. Ces méthodes ont pour point commun de caractériser la genèse de la propulsion en natation (principalement pour la main et l'avant-bras), c'est-à-dire le mouvement réalisé par les nageurs pour couvrir la distance sur laquelle ils se sont engagés. Ainsi, les connaissances sur le comportement humain dans le milieu aquatique sont particulièrement étoffées, mais ces approches ignorent encore une fois les conséquences de ces mouvements sur l'écoulement du fluide. Ces aspects sont pourtant d'une extrême importance car le nageur ne peut être dissocié de son environnement pour progresser. Le second versant du couple nageur–environnement aquatique, à savoir l'écoulement du fluide, devient donc—au même titre que le comportement du nageur—crucial à investiguer.

À l'issue de cette première immersion dans le paysage de la recherche en natation, nous avons pu recensé différentes approches théoriques de la propulsion, basées sur la

⁶ Le flume est un bassin de la taille d'une petite piscine, qui fonctionne à la manière d'un tapis roulant pour la course à pied. Le flume fournit en effet un courant relativement stable permettant à l'individu de nager à l'encontre de celui-ci, et ainsi de rester sur place. Dans ce type de bassin, la motricité du nageur peut être étudiée pendant de longues durées, en continu, et sans le poids des contraintes matérielles (e.g., caméras fixes autour du flume).

cinématique et la cinétique des nageurs. Deux des propositions théoriques développées (e.g., théorème de Bernouilli, et modèle de l'action-réaction selon Newton) apparaissent cependant limitées à la compréhension totale de la motricité aquatique, du fait qu'elles soient inapplicables aux types de fluides instables que rencontrent les nageurs en compétition. En effet, pour se propulser dans cet environnement si contraignant, le nageur ne peut en aucun cas occulter les mouvements des particules d'eau environnantes, qui peuvent devenir sources de perturbations motrices. Qui plus est, les nageurs sont capables d'organiser leurs actions en fonction des informations qu'ils prélèvent continuellement dans le fluide les entourant, ce qui renforce la nécessité de bien appréhender la dynamique de cet environnement atypique.

3. Perturbations de l'écoulement liées aux mouvements d'un nageur

Du fait de ses propriétés physiques, un fluide se déforme continuellement quand une force de cisaillement (Massey & Ward-Smith 2006) y est appliqué (e.g., le battement du pied, ou la traction d'un bras en natation) et ce même si l'intensité de cette force s'avère restreinte (Ferziger & Perić 2002; Kundu, Cohen, & Dowling 2012). Si nous poursuivons, chaque action réalisée par le nageur est en mesure de perturber l'écoulement du fluide, qui peut à son tour conduire à des modifications des flux d'énergie entourant les individus, offrant ainsi de nouvelles informations perceptives qui vont elles-mêmes engendrer des modifications du mouvement. À l'inverse—et en suivant la même logique—un changement brusque de l'écoulement peut induire des modifications motrices ou offrir de nouvelles possibilités d'action (i.e., connues sous le nom d'affordances dans la Dynamique Écologique) avec l'environnement alentour (i.e., les propriétés hydrodynamiques du fluide). En considérant que les relations entre un individu et l'environnement dans lequel il évolue restent difficiles à considérer, certaines études ont manipulé des paramètres de contrôle non-spécifiques de ce système (e.g., la vitesse du fluide ; Toussaint et al. (1988), la profondeur de nage Vennell, Pease, & Wilson (2006); Marinho, Barbosa, Mantripragada, et al. (2010)) pour faciliter l'investigation des comportements moteurs aquatiques.

Une augmentation de la vitesse d'écoulement de l'eau peut par exemple faire transiter le fluide d'un état laminaire vers un état turbulent. Quand les particules du fluide s'écoulent à des vitesses restreintes, et selon des trajectoires relativement linéaires, elles peuvent être considérées comme se déplaçant dans diverses couches du fluide, propriété caractérisée par l'adjectif 'laminaire' (Massey & Ward-Smith 2006). Dans ce type d'écoulement, nous ne pouvons distinguer des mélanges entre les particules d'eau à une échelle d'observation macroscopique (Kundu, Cohen, & Dowling 2012), et l'ensemble du fluide est alors considéré

comme laminaire (Massey & Ward-Smith 2006). À l’opposé, les fluides dits ‘turbulents’ présentent des mouvements macroscopiques irréguliers, voire chaotiques, qui peuvent même aller jusqu’à révéler des déplacements de particules dans des directions perpendiculaires au mouvement général de la masse d’eau (Kundu, Cohen, & Dowling 2012). Certains comportements de fluides, se situant aux confluent de ces deux précédents états, sont considérés comme ‘transitoires’ et la présence d’un nageur va bien entendu perturber l’écoulement classique, créant ainsi des instabilités et des déplacements instables de l’environnement aquatique (Ungerechts & Arellano 2011). Ces perturbations incluent notamment des résistances, qui sont toutes regroupées sous le terme générique de ‘drag’. La drag est un paramètre composé de multiples éléments, tels que (i) la résistance de friction ou de pression, qui renseigne sur les forces agissant tangentiellement à la surface du nageur ; (ii) la résistance de forme, qui dépend de la forme et de la configuration du corps du nageur (ce dernier étant considéré comme indéformable) ; et (iii) la résistance de vague, qui résulte de la déformation de la surface de l’eau liée au passage du nageur (Counsilman 1971). Ces résistances sont étroitement liées à l’augmentation de la vitesse du fluide (Toussaint et al. 1988), et la résistance de vague passive (i.e., quand le nageur est tracté dans une position statique) correspond à elle seule à plus de 50% de la résistance totale que les nageurs peuvent rencontrer quand ils évoluent à la surface de l’eau (Vennell, Pease, & Wilson 2006). Outre la vitesse du fluide, Vennell, Pease, & Wilson (2006) ont également démontré que la profondeur à laquelle sont réalisés les mouvements est un paramètre qui peut affecter les valeurs de résistance de vague. En effet, ils estiment qu’un nageur progressant à $2,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ doit se situer à une profondeur correspondant à 2,8 fois la largeur de sa poitrine (pour Ungerechts & Arellano, c’est 3 fois la section transversale du corps (2011)) pour que les effets de la résistance de vague, très présente à la surface, ne se fassent plus sentir. Ces résultats démontrent bien que l’utilisation d’une contrainte telle que la profondeur ou la vitesse de déplacement peut induire des perturbations dans l’écoulement du fluide. Ces perturbations induisent par réciprocity des modifications dans les résistances rencontrées par les nageurs, lorsque ceux-ci évoluent à des vitesses de déplacement rapides, ou simplement en se situant à l’interface entre l’air et l’eau. Par extension, ces changements dans le paysage de résistances subies par le nageur peuvent provoquer des adaptations motrices.

De nombreuses méthodes ont ainsi été élaborées pour comprendre comment les mouvements intentionnels des nageurs pouvaient induire des perturbations dans l’écoulement du fluide dans lequel ils progressent (pour des revues sur ces thématiques, voir Takagi et al. (2016) et Wei, Mark, & Hutchison (2014)). Ces approches ont tout d’abord débuté par des

études expérimentales (i.e., avec la méthode des ‘tufts’), se développant ensuite jusqu’à l’implémentation de modèles mathématiques appliqués à la robotique. Premièrement, la méthode des tufts (Hay & Thayer 1989; Persyn & Colman 1997; Toussaint, van den Berg, & Beek 2002) consiste à positionner de petits bouts de plastique colorés et relativement fins sur le corps des nageurs, pour interpréter l’écoulement du fluide lorsqu’il est au contact de l’individu (méthode principalement testée lorsque le nageur effectue une coulée sous-marine). Cette méthode peut être considérée comme l’étape initiale visant à caractériser le fonctionnement complexe qui s’établit au sein du système individu–environnement aquatique. En guise d’illustration, nous pouvons noter que lors de la phase de glisse en crawl, les tufts placés sur le membre supérieur s’alignent globalement tous vers l’arrière du corps (Toussaint, van den Berg, & Beek 2002), témoignant de l’écoulement de l’eau (Figure 4).

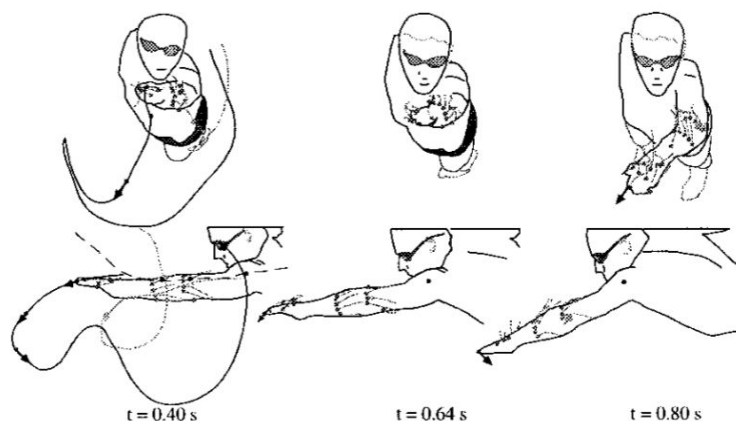


Figure 4: Exemple de l’alignement des tufts vers l’arrière dans la phase de glisse lors du trajet aquatique en crawl, ne donnant cependant pas d’indication quant à la nature du fluide (accélééré ou non). Extrait de Toussaint, van der Berg, & Beek (2002).

À une échelle de visualisation plus microscopique, il devient cependant complexe de caractériser très précisément la nature des mouvements du fluide : les alignements des tufts représentent-ils un flux d’eau s’écoulant à vitesse constante ? ou subissant une accélération due au déplacement du nageur ? Cette méthode prometteuse peut donc s’avérer trop limitée (i) pour investiguer les mouvements de masses d’eau ne se situant pas directement au contact du nageur et (ii) car elle considère le corps du nageur comme une entité indéformable, ce qui est loin d’être le cas en condition écologique. De plus, de telles analyses sont généralement conduites image par image à partir d’une séquence de nage préalablement enregistrée avec une caméra vidéo. De ce fait, la fréquence d’acquisition doit être élevée (i.e., minimum 50 Hz) pour ne pas manquer certains mouvements de tufts qui pourraient avoir lieu entre deux

images consécutives. D'autre part, la qualité de l'enregistrement (une image floue ou comportant de nombreuses bulles peut perturber la bonne visualisation des tufts) est également à prendre en considération dans cette approche. Le comportement général du fluide en réponse au passage du nageur ne peut donc pas être apprécié à partir de cette méthode, qui ne rend pas fidèlement compte de l'ensemble des spécificités de la motricité aquatique.

L'injection de bulles d'air dans un couloir d'eau lors du passage du nageur apparaît comme une autre technique visant à pallier les limites de la méthode des tufts (à savoir étudier les perturbations du fluide sur un important volume) : la trajectoire des bulles peut être analysée et les résultats sont connectés avec la motricité du nageur (différents balayages du membre supérieur et certaines séquences de battements du membre inférieur ont été testés ; (Arellano 1999). Cette méthode symbolise les prémices de la technique de PIV (pour Particle Image Velocimetry), qui utilise un laser pour illuminer des particules préalablement injectées dans le fluide (Raffel, Willert, & Kompenhans 1998). Cette méthode expérimentale a été utilisée dans le cadre de la natation pour étudier des mouvements de fluide en réponse à des actions des membres supérieurs (Matsuuchi et al. 2009; Takagi et al. 2013; Takagi, Nakashima, et al. 2014), lors de mouvements de balayages (Kamata et al. 2006; Takagi, Shimada, et al. 2014) ou lors d'une séquence d'ondulation des jambes (Hochstein & Blickhan 2011). Lors de la première expérimentation majeure réalisée en deux dimensions sur la main d'un nageur (Matsuuchi et al. 2009), des adaptations sur l'orientation de la main ont pu être observées, correspondant à l'émergence de certains vortex (Figure 5) sur le dos de celle-ci (les particules adoptaient spontanément un mouvement circulaire à la suite d'une perturbation (Arellano 1999)).

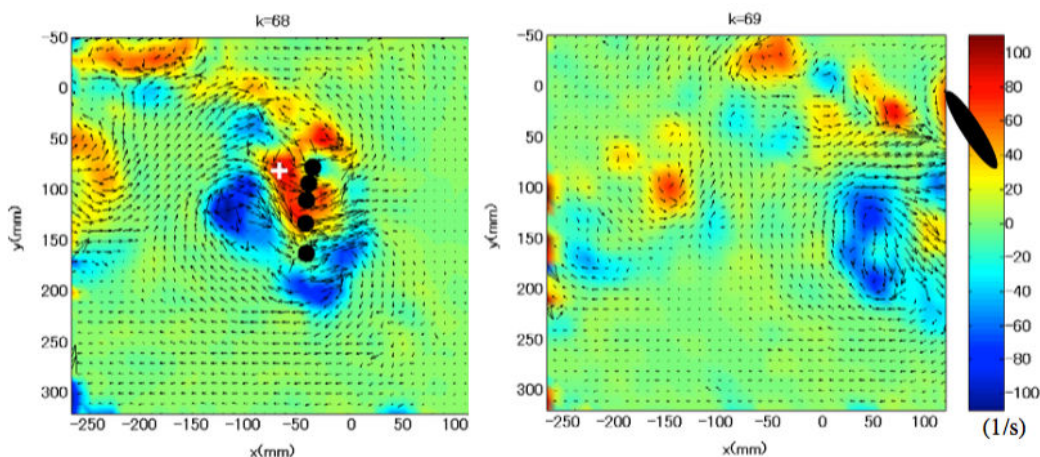


Figure 5: Analyse du mouvement du fluide au passage d'une main (les cinq disques noirs correspondent à chacun des doigts). Le gradient de couleur indique le niveau de vorticité à l'intérieur du fluide (en 1/s). La croix blanche correspond à l'intensité de vortex la plus élevée (151,1/s). Extrait de Matsuuchi et al. (2009).

Un second vortex était également visible autour de la main, tournant dans un sens opposé au premier, créant ainsi des modifications dans l'écoulement du fluide autour de cet organe propulseur. L'interaction de ces deux vortex conduit à la création d'un flux d'eau passant à l'intérieur de ceux-ci, et contribuant à la propulsion de la main, considérant que la masse d'eau se déplace rapidement des hautes vers les basses pressions de manière circulaire (Ungerechts & Arellano 2011). Ces résultats ont par ailleurs été étoffés par des analyses PIV réalisées en deux (Takagi et al. 2013) et trois dimensions (Takagi, Nakashima, et al. 2014) sur des bras robotisés effectuant différentes séquences motrices dans l'eau. Dans ces deux approches, le mouvement donne encore une fois lieu à la création de vortex dans le mouvement du fluide, rappelant ceux créés par les multiples orientations adoptées par la main dans l'étude précédente. Les méthodes de PIV sont intéressantes pour essayer d'approcher l'interaction existant entre un nageur et son environnement fluide (notamment en liant le positionnement du bras avec les mouvements de fluide créés ; Barbosa et al. (2010)), car elles ne perturbent aucunement les actions de l'individu (Takagi et al. 2016). Cependant, aucune étude utilisant cette technique ne s'est encore appliquée à caractériser le mouvement aquatique dans son ensemble (i.e., analyses en deux dimensions, ou sur des bras robotiques), ce qui en limite les possibles interprétations quant aux impacts de la manipulation du fluide sur la coordination des nageurs. Précisément, ces différentes études se sont focalisées sur des organes propulseurs tels que les membres supérieurs, les mettant en mouvement de façon isolée dans le milieu aquatique (e.g., les mouvements des bras ne sont pas rattachés à la translation générale du corps du nageur), ce qui éloigne ces travaux de ce qui est réellement observé en natation. Cela illustre le fait que ces travaux n'étudient pas le système individu–environnement dans sa globalité, puisqu'en se focalisant sur l'étude des mouvements des particules d'eau, ils ne considèrent qu'un unique composant du triptyque 'mouvements propulseurs/propulsion du corps/modification de l'écoulement du fluide'.

Pour compléter ces premières approches, des modélisations mathématiques se sont intéressées à cette problématique de recherche (c'est le cas notamment de l'analyse de la modélisation des écoulements des fluides, ou Computational Fluid Dynamics (CFD) ; Bixler & Schloder (1996)). Précisément, cette technique de CFD va calculer par itération des équations complexes (principalement les équations d'Euler et de Navier-Stokes) sur les modèles numériques du fluide et de l'objet (e.g., un nageur) considérés, ce qui permet de ne plus analyser ces entités séparément mais plutôt comme un ensemble qui se rapproche du système nageur–environnement aquatique. Avec ce type d'approche, les équations sont résolues pour chaque point du domaine fluide, permettant ainsi d'obtenir les propriétés du

fluide (e.g., vitesse, pression, turbulences) en mouvement, et plus généralement les forces qu'il exerce sur le corps de l'objet qu'il entoure (Marinho, Rouboa, et al. 2010). Précisément, de telles analyses sont réalisées sur un volume de fluide défini au préalable, et divisé en un nombre très important d'éléments, sur lesquels les équations de dynamique des fluides vont être résolues. Cette technique offre de fait des possibilités précises d'analyse du comportement et d'écoulement de l'eau autour d'un objet immergé (Marinho, Rouboa, et al. 2010). Le premier de ces travaux à s'être intéressé à la motricité aquatique fut celui de Bixler & Schloder (1996), qui se focalisa sur les effets d'un flux d'eau projeté sur un disque s'apparentant aux dimensions d'une main humaine (cette situation expérimentale est alors très loin des conditions dans lesquelles un nageur progresse dans l'eau). Le fait de modifier l'orientation du disque, ainsi que les caractéristiques du fluide (notamment en jouant sur son accélération), impactent l'accélération de la main (passant de 2,84 à 5,84 m.s⁻²), qui augmente fortement les résistances jusqu'à 40%. Lors d'un mouvement de glisse corps entier, les résistances ont pu être quantifiées en fonction de la position adoptée par le nageur (i.e., bras tendus vers l'avant ou le long du corps) et de sa profondeur (Marinho, Barbosa, Mantripragada, et al. 2010; Bixler, Pease, & Fairhurst 2007; Zaidi et al. 2010; Novais et al. 2012; Costa et al. 2015). Leurs résultats démontrent que les résistances passives à l'avancement sont diminuées avec l'augmentation de la profondeur à laquelle la glisse est réalisée : ces résistances semblent être maximales à 0,25 m et minimales aux alentours de 0,75 m de profondeur (Novais et al. 2012). Bien qu'intéressants, ces premiers résultats sont obtenus dans des configurations encore éloignées des problématiques qui contribuent à la propulsion du nageur dans l'environnement aquatique (se résumant à générer des forces propulsives avec les membres et réduire la résistance globale du corps). Afin d'aller plus loin, et dans l'optique de réellement caractériser les impacts de séquences motrices coordonnées sur l'écoulement du fluide, les plus récentes études combinant les techniques de CFD et de PIV se sont appliquées à analyser l'influence de mouvements de tête (Zaidi et al. 2008), d'écartement des doigts (Marinho et al. 2009; Minetti, Machtsiras, & Masters 2009; Marinho, Barbosa, Reis, et al. 2010; Bilinauskaite et al. 2013; Vilas-Boas et al. 2015), d'ondulations des membres inférieurs (Loebbecke, Mittal, Mark, et al. 2009; Loebbecke, Mittal, Fish, et al. 2009; Cohen, Cleary, & Mason 2012) ou encore de la motricité complète de crawl (Cohen et al. 2015) sur le comportement du fluide. Par exemple, le fait de maintenir la tête dans l'alignement du corps lors de séquences de glisse suivant un départ ou un virage permet de réduire les résistances de près de 20% aux plus fortes vitesses (Zaidi et al. 2008). Sur des conditions s'approchant encore plus de la nage complète, Cohen et al. (2015) ont injecté la

cinématique d'un nageur effectuant des cycles de crawl dans un modèle numérique pour ensuite l'animer et visualiser les perturbations occasionnées par son activité motrice dans l'environnement aquatique (Figure 6). Grâce à cette simulation, il est possible d'apprécier des vitesses de fluide importantes à l'issue des phases de traction et de poussée, ainsi qu'en réponse aux battements des membres inférieurs. Encore une fois, des vortex—cette fois-ci en forme d'anneau—sont générés par le mouvement des mains et des bras qui se déplacent vers les jambes lors de l'avancée du corps du nageur. Les auteurs ont également visualisé une vague devant la tête du nageur, qui se retrouve lors de l'atteinte de fortes vitesses de déplacement, notamment en compétition. En considérant le nageur à la surface du fluide, et en simulant des conditions de visualisations proches de la réalité, ces modèles sont bénéfiques pour analyser fidèlement la motricité aquatique qu'on retrouve en compétition (Maglischo 2003; Gomes & Loss 2015). Ainsi, des avancées scientifiques considérables sur la visualisation des contraintes appliquées par le fluide sur les nageurs ont pu voir le jour grâce à ce corpus de travaux PIV/CFD (Marinho, Rouboa, et al. 2010).

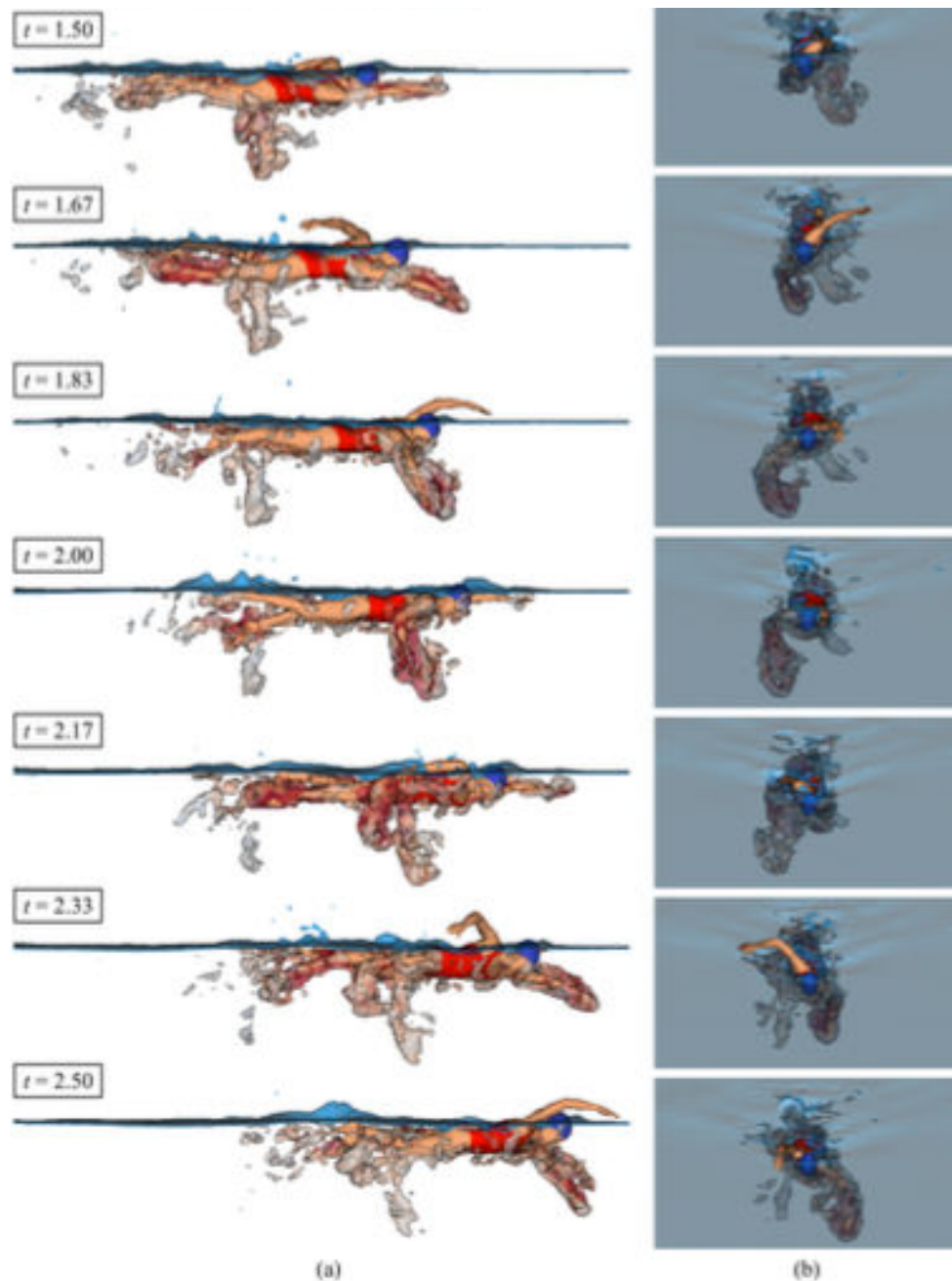


Figure 6: Mouvements de fluide théoriques occasionnés par l'accomplissement de la phase de traction du bras droit d'une nageuse. Vue de profil (a), et vue frontale, au dessus de la piscine (b). Extraite de la publication de Cohen et al. (2015).

Ces avancées technologiques permettent de définir les contours d'une forte interaction entre les actions réalisées par le nageur et le comportement du fluide, légitimant le fait de considérer les deux entités comme un seul et même système dynamique dont les composants interagissent continuellement (Davids, Araújo, et al. 2015; Davids et al. 2012; Davids, Renshaw, et al. 2015).

Néanmoins, la majeure partie de ces études s'est focalisée sur des situations où les mouvements du fluide étaient au centre de la réflexion et de l'analyse, manquant quelque peu

de proprement caractériser les relations spécifiques et continues qu'entretient le nageur avec son environnement aquatique. Pour être tout à fait complet, nous avons montré que les précédents travaux se divisaient en deux grandes catégories d'analyses afin de caractériser la motricité aquatique humaine. La première catégorie de recherche vise à se focaliser sur l'étude et la caractérisation des forces propulsives développées par le nageur. La seconde, en fort développement ces dernières années avec l'appui de la technologie, vise à décrire et mesurer les résistances subies par le corps pour se déplacer dans un environnement fluide contraignant. Ces deux catégories sont cruciales et nécessitent d'être profondément investiguées, mais nous remarquons cependant qu'il y a un manque de travaux s'intéressant à l'interaction entre ces deux thématiques, et c'est pourtant toute la subtilité d'une telle motricité. Dans la section suivante, nous appelons donc à davantage de considération des relations s'établissant entre les mouvements créés par un nageur et les changements opérés au sein même de l'environnement dans lequel il se déplace, adoptant le postulat théorique de la Dynamique Écologique.

4. Le couplage circulaire entre le nageur et l'écoulement du fluide : plus petite unité d'analyse pour étudier l'émergence de la coordination ?

« Il n'y a pas un sport—si ce n'est la natation—où la performance est aussi dépendante de l'interaction entre un athlète et l'environnement dans lequel il évolue » (p. 547 ; Wei, Mark, & Hutchison (2014)). Afin de précisément caractériser cette interaction, la Dynamique Écologique (DE) offre une vision théorique assez singulière en comparaison des théories traditionnelles qui étudient la performance sportive (et qui se focalisent soit sur les mouvements des membres ou du corps, soit sur son environnement) : elle considère le système individu–environnement comme la plus petite unité d'analyse qui soit (Davids et al. 2012; Davids, Renshaw, et al. 2015; Araújo et al. 2009). La Dynamique Écologique intègre les concepts fondamentaux de la psychologie écologique (Gibson 1979), selon laquelle le comportement de l'individu est constamment régulé par l'information qui émerge du système individu–environnement dans un but de guider continuellement les actions réalisées par les athlètes (Araújo & Davids 2009). En acquérant de l'expérience en lien avec sa pratique, l'individu et l'environnement dans lequel il performe deviennent encore plus liés, et agissent comme un système auto-organisé et dynamique, couplés par l'information les entourant (Araújo, Davids, & Hristovski 2006; Warren 2006). Selon la théorie de la perception directe développée par Gibson (1979), percevoir est un processus actif. En effet, un individu percevant cherche activement cette information et l'optimise plutôt que de la subir, ou de

l'intégrer de façon passive (Adolph & Kretch 2015). La perception émerge de l'interaction individu–environnement, et c'est à travers celle-ci que se l'individu se nourrit (ou non, car ce processus de revêt aucun caractère obligatoire) de l'information utile, lui permettant de sélectionner et contrôler l'action (Temprado & Montagne 2001). Les réciprocitys qui existent entre le système individu–environnement et le couplage perception–action sont reflétées par la notion d'*affordances* (Adolph & Kretch 2015). Les affordances sont des *invitations*, ou des *opportunités d'actions*, en lien avec les caractéristiques intrinsèques de l'individu (anthropométriques⁷, énergétiques, mécaniques...), mais également en fonction des spécificités de l'environnement dans lequel l'athlète agit (Withagen et al. 2012). Appliquant ces principes à la natation compétitive, le nageur a constamment des opportunités pour choisir telle ou telle action dans un paysage d'affordances (i.e., 'landscape of affordances' en anglais) qui varie en fonction de ses intentions, et du but de la tâche qu'il est en train de réaliser (il peut donc accepter ou rejeter ces affordances ; Gibson (1979)). À ce sujet, Gibson (1979) écrit : « l'individu peut percevoir (ou non) les affordances qui l'entourent, en fonction de ses besoins à l'instant t, mais l'affordance, considérée comme invariante, est toujours présente dans l'environnement, prête à être perçue » (p. 130). Le fait d'accepter ou de rejeter une affordance apparaît donc comme un processus rapide et inconscient (Rietveld & Kiverstein 2014), en relation directe avec la situation dans laquelle les individus sont impliqués, mais également en fonction des actions futures qu'ils sont amenés à réaliser. En effet, dans les activités sportives, où la rapidité d'action et l'incertitude règnent continuellement, un contrôle prospectif apparaît obligatoire pour produire des comportements moteurs adaptés : si l'individu devait réagir plutôt qu'agir, il serait peut être déjà trop tard pour satisfaire le but de la tâche (Araújo & Davids 2009). La sélection d'une (ou de plusieurs) affordance(s) appropriée(s) par rapport à la situation rencontrée émane donc d'une procédure complexe (Withagen et al. 2012), continuellement mise en relation avec le but de la tâche à réaliser (i.e., réalisation d'actions finalisées). Oudejans et al. (1996) ou encore Cornus, Montagne, &

⁷ Une des démonstrations les plus parlantes de ce phénomène est à mettre au crédit de Warren (1984), qui a prouvé que la perception de la 'gravissabilité' d'un escalier en position bipède est déterminée par les caractéristiques anthropométriques des participants testés. Plus précisément, l'auteur est le premier à formaliser de façon mathématique Luyat & Regia-Corte (2009) le fait que la hauteur maximale de gravissement d'une marche est déterminée par la longueur du membre inférieur, à laquelle on ajoute la taille de la cuisse et on retranche la longueur de la jambe. Cette valeur (i.e., environ 88% de la longueur totale du membre inférieur) est indépendante de la taille des individus (elle apparaît donc comme un invariant), comme a pu le prouver Warren avec la comparaison d'un groupe de grande (189,75 ± 3,56 cm) vs. de petite (163,67 ± 2,50 cm) taille. Ces caractéristiques anthropométriques sont donc déterminantes, mais pas exclusives pour caractériser les perceptions des affordances, qui sont avant tout perçues en fonction des caractéristiques du système individu–environnement, comme le conceptualise Stoffregen (2003), au contraire de Turvey qui conçoit l'affordance comme une propriété de l'environnement (Turvey 1992).

Laurent (1999) ont d'autre part démontré qu'une affordance semble plus à même d'être perçue lorsque l'individu est en mouvement : l'exploration active de l'environnement dans lequel évolue l'athlète est donc prépondérante et démontre une fois de plus les liens qui unissent la perception et l'action. Cette perception directe est principalement rendue possible par la sollicitation des systèmes sensoriels que sont la vision et le toucher (Gibson 1979). En natation, le sens du toucher prend une proportion prépondérante tant le contact entre le nageur et le fluide aide l'individu à se propulser, à s'équilibrer, et plus généralement à se mouvoir dans l'environnement aquatique : par exemple, la sensation de glisse est souvent associée au flux d'eau s'écoulant rapidement sur l'ensemble du corps des nageurs. Par analogie, le système visuel permet au nageur de capturer l'ensemble des informations qui peuvent émerger à tout instant dans l'environnement qui l'entoure : ainsi, c'est la reconnaissance visuelle du T symbolisant l'approche du mur qui aide le nageur à parfaitement réaliser sa séquence motrice de virage. La perception visuelle des informations pertinentes n'est pas chose aisée : nous voyons l'environnement à travers nos yeux, contenus dans une tête positionnée au-dessus d'épaules, localisées au sommet d'un corps qui se déplace (Gibson 1979). En natation, les yeux ne sont pas directement au contact du fluide, ce qui pourrait davantage perturber cette vision déjà compliquée : le nageur porte en effet des lunettes qui lui permettent de maintenir un espace entre l'eau et ses yeux, et ainsi mieux apprécier son environnement et les informations qu'il contient. C'est avec l'expérience que l'individu devient plus sensible et plus réceptif à la sélection des informations nécessaires à l'action qu'il est en train de mener (Fajen, Riley, & Turvey 2008). Cela signifie que le nageur expert⁸ a tendance à se fier à des variables perceptuelles qui spécifient parfaitement une propriété pertinente de l'environnement dans lequel il évolue. En ce sens, l'adjectif 'pertinent' revêt un caractère fonctionnel, puisque la propriété de l'environnement sur laquelle se base l'expert lui permet de répondre au but de la tâche avec rigueur et efficacité. Appliqué à la natation, cela

⁸ Dans le cadre théorique de la Dynamique Écologique, satisfaire de façon *appropriée* et *unique* les contraintes qui pèsent sur l'individu dans un contexte de performance spécifique peut être considérée comme une forme d'expertise (Davids, Hristovski, et al. 2013). Ce comportement expert est également assimilé à la capacité des individus à s'adapter à la situation qu'ils rencontrent (cette adaptation peut se traduire par une meilleure exploitation fonctionnelle des affordances les entourant), et ce quelles que soient les contraintes les entourant, et la dynamique de leurs environnements de performance auxquels ils font face (Davids, Araújo, et al. 2015). En ce sens, les experts sont capables de se réinventer continuellement (Davids, Araújo, et al. 2015), et c'est bien souvent la *variété* des situations rencontrées (et par suite la *variété* des propositions motrices fournies) qui permet de caractériser cette population experte. La Dynamique Écologique n'omet pas non plus de considérer le patrimoine génétique et d'autres facteurs (notamment psychologiques) qui pourraient expliquer l'expertise, puisqu'ils sont regroupés sous le terme de contrainte d'organisme (Newell 1986). En revanche, la Dynamique Écologique réfute le fait de considérer un patron moteur idéal vers lequel tout individu devrait tendre pour agir de façon appropriée dans une situation : le caractère *fonctionnel* de l'action motrice prime, et la théorie cognitiviste des 10000 heures ou 10 ans de pratique délibérée suggérée par Ericsson, Kramper, & Tesch-Römer (1993) apparaît obsolète.

signifie que les nageurs experts sont plus enclins à exploiter les contraintes de l'environnement avec efficacité, en étant fortement *réceptifs* et *calibrés* face au flux de variables informatives qui les entoure (Fajen, Riley, & Turvey 2008) (comme par exemple la densité, la viscosité en lien avec la profondeur du bassin, l'état et la vitesse de l'écoulement du fluide, etc.) et qui spécifie la réalisation d'actions efficaces. Ce processus s'appelle *l'éducation de l'intention* (Jacobs & Michaels 2007). L'éducation de l'intention regroupe les principes qui permettent à l'individu de devenir plus sensible à la détection des variables informatives, et particulièrement celles qui lui sont directement utiles pour agir dans la situation contraignante à laquelle il est en train de faire face. Cependant, cette relation entre l'intention et la variable informative n'est ni immuable, ni figée dans le temps, et c'est peut être une autre variable—plus appropriée à la situation rencontrée—qu'il faudra détecter quelques secondes plus tard (e.g., un nageur peut avoir la ferme intention de réduire ses résistances en s'éloignant d'un concurrent qui créerait sur lui une vague ; mais selon la distance à laquelle il se situe de celui-ci, le passage du concurrent peut au contraire avoir un effet bénéfique d'aspiration dont le nageur pourra se servir pour progresser). De manière générale en natation, cette idée est représentée par le lien qui existe entre le fluide et le nageur : les mouvements du fluide contraignent continuellement les actions des nageurs qui, en retour, viennent également perturber la dynamique du fluide, créant ainsi un système nageur–environnement aquatique dynamique et auto-organisé. Difficilement accessibles et analysables en compétition, ces interactions sont le plus souvent étudiées en laboratoire, avec les récentes technologies numériques (i.e., Computational Fluid Dynamics ou Particle Image Velocimetry) ou à l'aide de matériels d'entraînement (e.g., un flume, des plaquettes ou des palmes) qui vont permettre d'obtenir une vue générale—mais indirecte (i.e., artificielle)—de ce couplage (Takagi et al. 2016).

La Dynamique Écologique offre une nouvelle perspective théorique quant à la caractérisation de ces interactions fonctionnelles, sollicitant les scientifiques à manipuler les actions du nageur et/ou la dynamique du fluide pour en mesurer les impacts sur le système nageur–environnement aquatique. Un tel système démontre, comme nous l'avons souligné, une certaine réciprocité entre ses composants (Adolph & Kretch 2015) : agir sur un des composants va irrémédiablement influencer les autres constituants de ce système complexe.

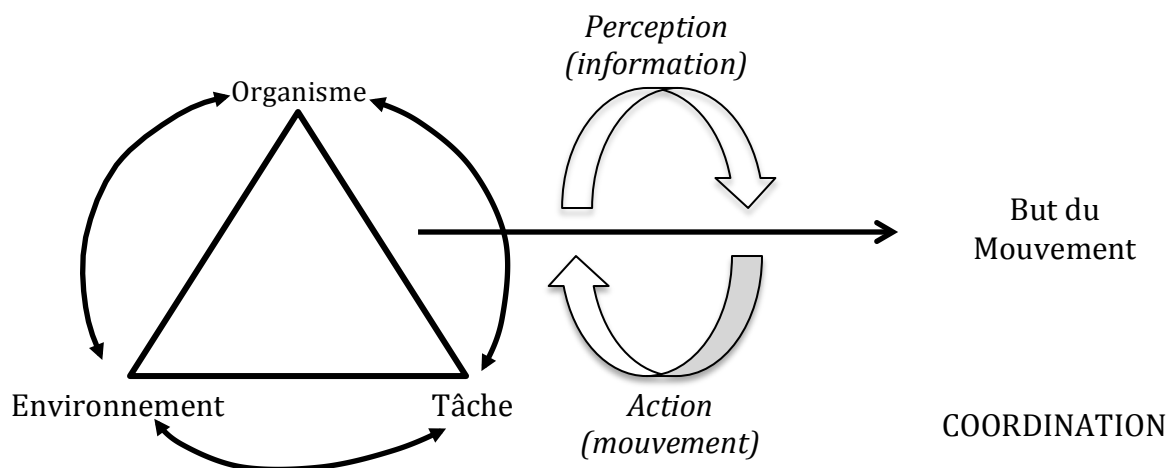


Figure 7: L'application de la théorie des contraintes conditionnant la réalisation d'un mouvement à travers des boucles de perception–action (inspiré de Davids, Button, & Bennett 2008). Ces notions constituent les paramètres centraux de la théorie de la Dynamique Écologique.

A travers cette perspective, l'idée sous-jacente est de sélectionner et de manipuler différentes contraintes⁹ qui interagissent continuellement (Newell 1986; Davids, Button, & Bennett 2008), dans le but de favoriser l'émergence de comportements adaptatifs (Figure 7).

Ces contraintes sont dynamiques (i.e., elles peuvent être présentes à différentes échelles temporelles ; Newell, Liu, & Mayer-Kress (2000)) et apparaissent aussi bien comme *facilitateurs* ou *limiteurs* des actions réalisées par tout système neurobiologique (Newell 1986), incluant bien entendu l'homme, et tout particulièrement le sportif donc le nageur (Figure 8).

⁹ Cette notion de *contraintes* a pour la première fois émergé du travail de Bernstein (1967) et plus tard de Higgins (1977), qui la voient comme une variable influençant les mouvements humains. Plus précisément, trois contraintes sont identifiées (biomécanique, morphologique et environnementale) tout comme les interactions entre celles-ci, qui viennent perturber toute production motrice humaine de manière *directe* et *indirecte*. Quelques années plus tard, ce sont les travaux de Newell (1985 ; 1986) qui ont donné aux contraintes la forme sous laquelle nous les connaissons mieux aujourd'hui. Elles sont divisées en trois catégories nommées contraintes *d'organisme*, de *tâche* et *d'environnement*. Les contraintes d'organisme regroupent l'ensemble des caractéristiques intrinsèques du sujet réalisant le mouvement étudié. Elles peuvent être divisées en deux sous-catégories : elles sont *structurelles* pour les paramètres sur lesquels l'individu ne peut pas influencer (e.g., émotions, résistance au stress, patrimoine génétique) ; pour le reste, on parle de contraintes d'organisme *fonctionnelles* (e.g., motivation, poids, longueur des membres, le niveau de pratique). Les contraintes de tâches ne sont pas évidentes à conceptualiser (Davids, Button & Bennett 2008), puisqu'elles peuvent contenir un ensemble fourni de contraintes spécifiquement appliquées à la tâche réalisée : elles peuvent regrouper le but de la tâche, les règles associées à l'activité considérée, les surfaces sur lesquelles le mouvement est réalisé, etc. De façon très générale, ces contraintes de tâche sont regroupées sous le terme de *conditions dans lesquelles est réalisée la performance*. Les contraintes environnementales apparaissent dans les environnements physiques et sociaux-culturels dans lesquels évolue l'individu. À titre d'exemple, les quelques pas effectués par Neil Armstrong sur la Lune, puis à son retour sur Terre en 1969 ne présentent pas la même cinématique : la gravité plus faible sur le satellite de la Terre agit ainsi comme contrainte environnementale (Clark 1995).

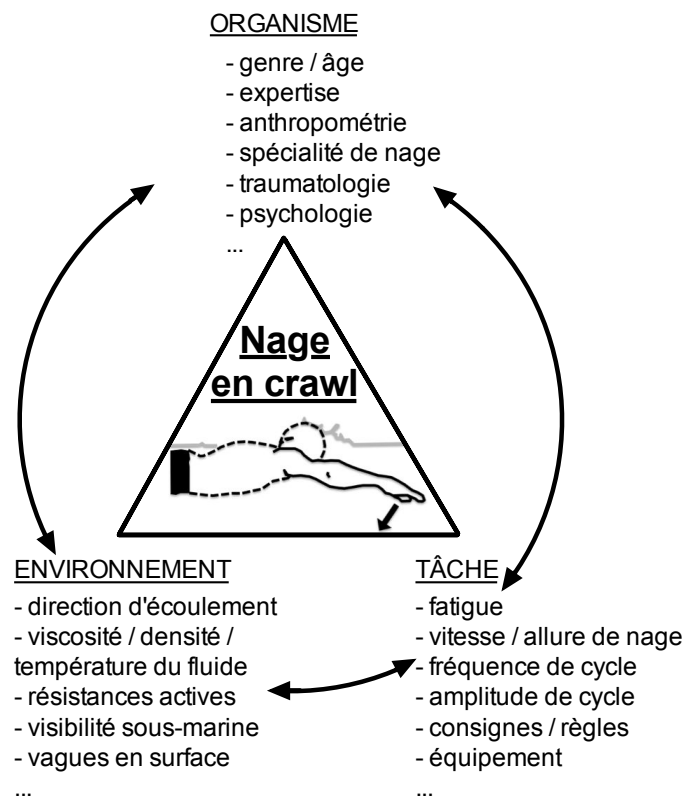


Figure 8: Les principales contraintes s'appliquant à la motricité de crawl (d'après Seifert, Button, & Brazier 2010), réparties selon les trois catégories (i.e., organisme, environnement et tâche) décrites par Newell (1986).

Ces notions font écho à l'essence même de la motricité aquatique qui présente des contraintes directement liées au fluide dans lequel le nageur évolue, visant à (i) faciliter le mouvement (les propriétés physiques de l'eau permettent de créer des appuis pour se propulser) et (ii) limiter la progression du nageur (les mêmes propriétés de viscosité ou de densité font office de résistances à l'avancement). La manipulation de ces contraintes va favoriser l'adaptabilité des nageurs, afin de mieux se préparer à la multitude de situations qu'ils peuvent être amenés à rencontrer dans des contextes de performance. Plus précisément, cette stratégie apparaît comme un moyen approprié pour induire de la variabilité dans la situation de pratique, qui encourage ainsi l'exploration de l'individu pour—par exemple—découvrir de nouvelles sources informationnelles lui permettant d'agir (Davids, Hristovski, et al. 2013). Cette variabilité fonctionnelle qui exacerbe l'exploration de comportements adaptatifs par l'individu dans l'espace perceptivo-moteur s'apparente en fait à de l'adaptabilité comportementale : ce terme serait d'ailleurs plus approprié pour illustrer le comportement des individus (Davids, Hristovski, et al. 2013). L'adaptabilité a jusqu'à présent été une variable quelque peu sous-estimée pour analyser la performance en natation, malgré le

fait que les nageurs sont continuellement en train d'adapter leurs coordinations sur l'ensemble de leur séquence motrice. Par exemple, cette *adaptabilité comportementale* peut aussi bien se manifester lors d'un départ, durant la partie nagée avec les concurrents progressant autour, en conditions de fatigue, à l'approche du mur pour réaliser un virage, ou encore pour valider leur touche arrêtant le chronomètre à la fin d'une course. Ainsi, deux notions deviennent fondamentales : des comportements *stables* émergent lorsque le nageur est en mesure de résister aux perturbations auxquelles il fait face dans son environnement (ou il les intègre sans être déstabilisé) alors qu'il démontre des propriétés de *flexibilité* quand il devient capable de modifier son comportement en fonction de ces contraintes extérieures. On considère que l'adaptabilité motrice est étroitement liée à l'expertise (Seifert, Button, & Davids 2013), dans le sens où cette population est capable de présenter des comportements stables, mais n'est pas limitée à ce panel de solutions motrices. Plus précisément, cela démontre leur capacité à être flexible d'un point de vue moteur quand ils doivent faire face à une situation exigeante. L'adaptabilité des nageurs correspond à des solutions *adaptées* à l'ensemble des contraintes qui les entourent (i.e., de tâche, d'organisme, d'environnement), mais également à des comportements *adaptables* (i.e., démontrant des propriétés de créativité et d'évolutivité (Seifert, Button, & Davids 2013)). Ces comportements créatifs et évolutifs ont été clairement démontrés en natation (Seifert, Komar, Crettenand, et al. 2014) : en crawl, les auteurs ont demandé à des nageurs experts de maximiser le temps de glisse des membres supérieurs lors de la réalisation d'un 300 m nagé à 80% de la vitesse qui leur a permis d'obtenir leur meilleur temps sur 200 m en compétition. A travers cette double consigne (glisser au maximum et maintenir une vitesse de progression constante), des adaptations comportementales émergent au niveau des membres inférieurs. Les auteurs ont ainsi observé que ces nageurs parviennent à considérablement augmenter le rythme des battements de leurs jambes (utilisant des battements très inhabituels en huit- voire dix-temps) pour satisfaire à la situation rencontrée. À travers cette adaptation motrice, la contribution des membres inférieurs dans la propulsion générale du corps est augmentée, pour pallier les manques de continuité entre les actions propulsives des membres supérieurs. Malgré le fait que cette situation fasse considérablement augmenter la dépense énergétique des nageurs, nous avons un témoignage des propriétés *dégénératives*¹⁰ du système perceptivo-moteur, révélant ainsi d'importantes propriétés

¹⁰ Le terme 'dégénératif' (i.e., 'dégénérescence') doit être traduit par 'degeneracy' pour éviter toute confusion avec 'dégénéré' (ou degeneration en anglais) qui signifie dans ce cas une dégradation. Mason (2015) explique bien cette dichotomie dans sa publication : « La dégénérescence biologique est distincte conceptuellement du caractère 'dégénéré' de certains tissus/organes en médecine. En pratique, le caractère dégénéré est compris comme une condition pathologique avec une atteinte progressive des tissus qui peut engendrer leur perte

d'adaptabilité motrice puisque différents patrons de coordination bras/jambes émergent sans pour autant perturber la performance. Caractériser l'adaptabilité des nageurs se révèle être d'une primordiale importance pour : (i) les chercheurs, qui peuvent caractériser le répertoire des comportements stables des nageurs, et examiner le taux de flexibilité de ces comportements, visant à toujours répondre au but de la tâche, quelles que soient les contraintes de l'environnement aquatique et (ii) les entraîneurs, qui peuvent imaginer différentes situations pour guider les nageurs et développer des comportements adaptés et adaptables pour que ceux-ci soient plus à même d'agir efficacement face aux situations dynamiques et spécifiques qu'ils sont susceptibles de rencontrer en compétition (e.g., un brusque changement de résistances ou d'appui dans l'eau). En d'autres termes, un individu a intérêt à être flexible pour développer un répertoire de solutions motrices qui seront adaptées aux spécificités de l'environnement de performance (Davids et al. 2003). Selon cette perspective, la variabilité dans le mouvement—longtemps considérée comme aléatoire, constituant une forme de bruit du mouvement humain (Newell et al. 2006)—peut apparaître maintenant comme fonctionnelle, permettant l'adaptation aux contraintes (Stergiou & Decker 2011). C'est pour cette raison que l'adaptabilité peut être considérée comme un précieux indicateur pour caractériser des variables comportementales de haut niveau, comme par exemple la *coordination*.

En natation, l'approche basée sur la manipulation des contraintes (constraint-led approach en anglais ; Seifert, Button, & Brazier (2010)) a pour but de déstabiliser voire de perturber le couple nageur–environnement aquatique (e.g., en jouant sur les propriétés du fluide telles que l'écoulement, les résistances, les courants, les turbulences, les remous, les vagues). Cette stratégie a par exemple été appliquée en natation par des auteurs ayant augmenté les résistances aquatiques en utilisant un parachute de nage et en manipulant la vitesse de progression pour en mesurer les potentiels effets sur les adaptations motrices au sein du cycle de nage et sur les paramètres de coordination (Schnitzler et al. 2011; Telles et al. 2011). Le parachute de nage peut se définir comme un outil d'entraînement que le nageur tracte, attaché à sa ceinture : cela permet d'augmenter artificiellement les résistances que subit l'individu (qui restent néanmoins constantes si la vitesse de progression ne varie pas) en élargissant l'aire frontale opposée au déplacement. Avec de telles aides matérielles, la situation de nage est modifiée, et il devient alors intéressant de visualiser l'émergence de

fonctionnelle. Ce terme désigne alors une dégradation maculaire, un déclin dentaire, ou encore une décomposition cellulaire. » (p.13). Dans le cadre du présent travail, nous parlons bien de 'dégénérescence', dont la définition pourrait correspondre à « la capacité d'éléments structurellement différents à conduire au même résultat dans certains contextes, ou à un résultat différent dans des contextes divergents » (p.13).

comportements moteurs produits par le nageur. Dans l'étude de Telles et al. (2011), l'augmentation de ces résistances entraîne un changement de la coordination entre les deux membres supérieurs (illustré par une modification des valeurs d'Index de Coordination¹¹ ; (Chollet, Chalies, & Chatard 2000)), passant d'un mode en rattrapé à un mode en opposition, voire en superposition ; Figure 9 (Schnitzler et al. 2011). Ce dernier mode de coordination est généralement utilisé par les nageurs experts exclusivement, démontrant que ce protocole—et particulièrement l'utilisation d'un parachute—peut permettre à des nageurs de niveaux plus faibles de mieux coordonner leurs actions tout en faisant face à des résistances élevées. Ces adaptations motrices indiquent que des nageurs de sprint sont enclins à utiliser une bonne continuité dans leurs actions propulsives, i.e., une diminution des interruptions de propulsion entre les deux bras, conduisant à de plus faibles variations de vitesse au cours du cycle de nage.

¹¹ La détermination de l'IdC se base sur un découpage du cycle de bras en quatre phases : la phase d'entrée et de glisse, de traction, de poussée, et la phase de retour aérien. Ces phases peuvent être regroupées en deux catégories plus larges, permettant de différencier les phases non-propulsives (entrée et glisse et retour aérien) des phases propulsives (traction et poussée). Sur cette base, les auteurs ont déterminé un premier temps de latence (LT1) borné par le début de la séquence motrice du bras droit, et la fin du trajet moteur du bras gauche sur le cycle de nage précédent. Un second temps de latence, (LT2) correspond quant à lui à la durée séparant la fin de la séquence motrice bras droit du début de la phase propulsive du cycle du bras gauche qui lui succède. Ces temps de latence sont ensuite moyennés et permettent d'obtenir le temps de latence principal (LT), qui équivaut à la durée comprise entre les mouvements propulsifs du bras gauche et du bras droit. L'IdC est obtenu en divisant le LT par la durée du cycle. Un IdC est exprimé en pourcentages : une valeur d'IdC supérieure à 0 est attribuée à un mode de coordination en superposition ; si la valeur est égale à 0, le mode de coordination est dit en 'opposition' ; enfin, un mode de coordination en rattrapé donnera une valeur d'IdC inférieure à 0.

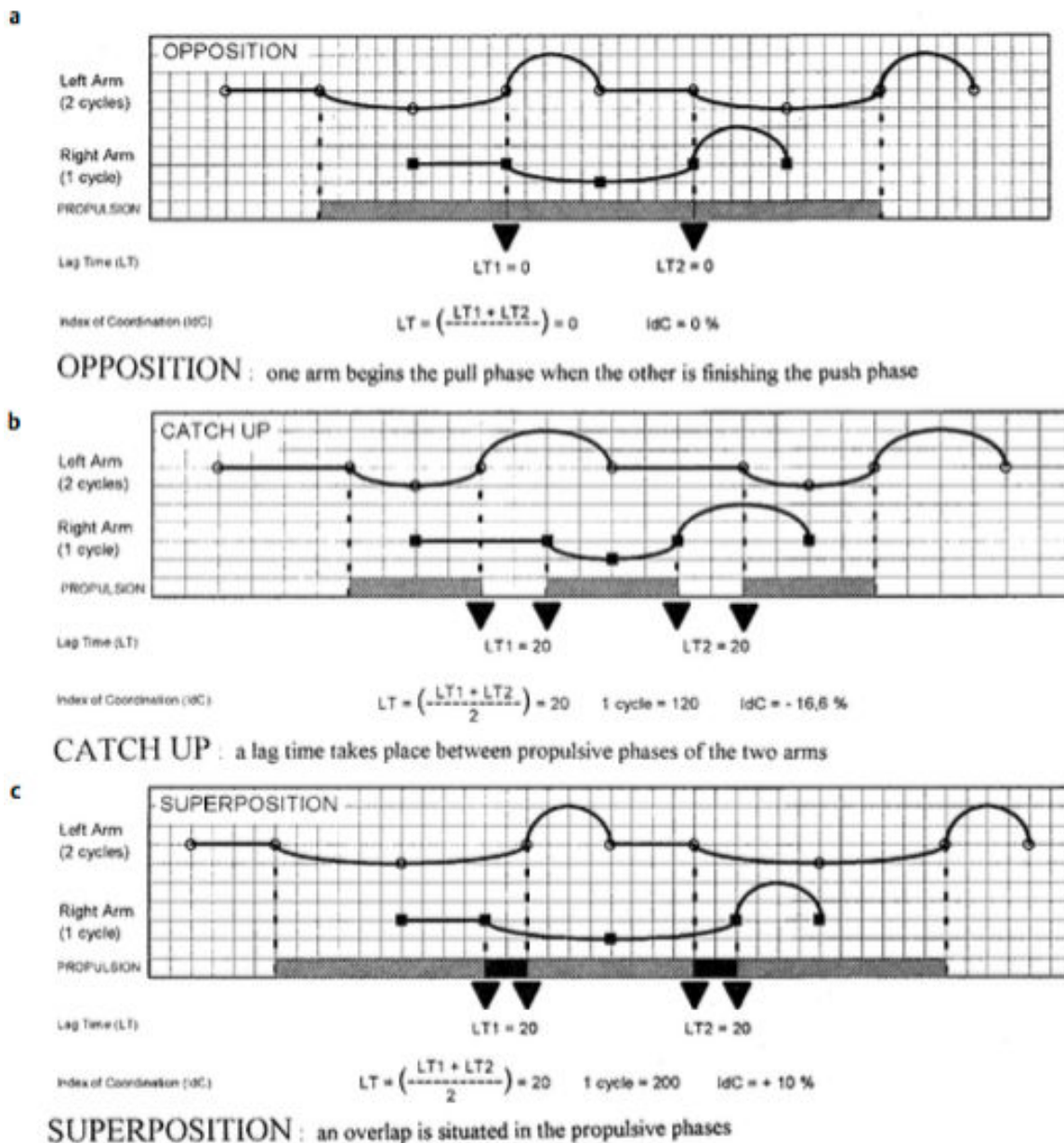


Figure 9: Les trois modes de coordination entre les membres supérieurs, avec les valeurs d'IdC correspondantes, d'après Chollet, Chaliès, & Chatard (2000). Phase A : entrée et glisse ; Phase B : traction ; Phase C : poussée et Phase D : retour aérien.

De plus, le parachute conduit à un raccourcissement de la entrée et glisse (phase de prise d'appui non propulsive), et à un allongement temporel de la phase de poussée (phase propulsive), concomitante avec l'augmentation du pic de force et de la quantité moyenne de forces développées sur cette période. La nage tractée (Maglischo et al. 1984; Gourgoulis et al. 2010; Morouço et al. 2011) est une autre technique utilisée pour manipuler les contraintes entourant le nageur : les individus sont attachés au mur de la piscine par un câble non extensible relié à leur taille et ils ont pour consigne de maintenir leur position dans la piscine, gardant le câble tendu (Maglischo et al. 1984). Cette façon singulière de nager entraîne des

modifications temporelles des phases qui composent un cycle de nage : les durées de traction et de poussée sont augmentées, alors que dans le même temps, les durées des phases non-propulsives (retour aérien notamment) diminuent, conduisant à une augmentation générale du temps de cycle (Maglischo et al. 1984; Gourgoulis et al. 2010). Dans ces deux situations (parachute et nage attachée), l'augmentation des résistances est telle que chaque période passée par le nageur sans créer de propulsion affecte considérablement sa vitesse de progression (Telles et al. 2011), l'amenant à modifier son comportement. Ces adaptations motrices peuvent se manifester par (i) une augmentation du temps passé dans les phases dites *propulsives*, (ii) une diminution de l'aire frontale, (iii) une meilleure continuité de leurs actions motrices ou (iv) un accroissement de la force développée pour progresser malgré ses résistances artificielles. Cette approche de manipulation des contraintes illustre le couplage continu existant entre la perception et l'action (la contrainte du parachute ou du câble simule de plus grandes résistances que la nage classique en piscine, amenant les nageurs à s'adapter fonctionnellement), illustrant comment la performance émerge de l'interaction continue d'un nageur avec l'environnement aquatique dans lequel il évolue.

D'un point de vue mathématique, les résistances sus-citées sont liées à la vitesse de nage, comme le démontre la formule suivante : $R = \frac{1}{2} \rho S v^2$ avec R les résistances, ρ la densité du liquide, S la surface frontale opposée au déplacement et v la vitesse de nage. Du fait de son poids dans l'équation précédente, la vitesse de nage peut être considérée comme un *paramètre de contrôle* pour révéler les modifications qui seraient susceptibles d'apparaître dans le couplage nageur–environnement aquatique : en sprint, la propulsion est majoritairement générée et maximisée par un mouvement aquatique dont l'amplitude latérale est réduite (parfois référencé comme un pattern en 'I' ; (Nakashima et al. 2012)). Pour des événements de demi-fond, où la vitesse est plus modérée, un pattern en 'S' peut cette fois-ci émerger, répondant plus aux contraintes de cette tâche, i.e., réaliser un mouvement efficient dans un environnement contraignant. Une augmentation de la vitesse de nage peut donc être associée à une réduction de l'amplitude médio-latérale du mouvement aquatique, avec pour objectif de produire la meilleure propulsion en un minimum de temps. Pour aller plus loin, l'impact de l'augmentation de la vitesse de nage (de valeurs faibles à maximales) sur la coordination des membres supérieurs a démontré que le mode en rattrapé disparaissait aux environs de $1.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (correspondant à une allure de 200 m selon les auteurs) pour laisser émerger les modes en opposition voire en superposition (Seifert, Chollet, & Rouard 2007; Seifert, Chollet, & Bardy 2004). Les stratégies de coordination et par suite de propulsion sont

donc pleinement dépendantes de la vitesse à laquelle les nageurs évoluent : aux allures les plus lentes, ils favorisent les mouvements qui limitent l'augmentation des résistances hydrodynamiques ; aux vitesses de sprint, ils ont pour objectifs de réduire le temps séparant deux actions propulsives des membres supérieurs (i.e., maximiser la propulsion). Outre l'importance de la vitesse de nage, d'autres paramètres peuvent être imputés à cette augmentation des résistances de nage, et l'approche de la manipulation des contraintes peut permettre de les identifier. A titre d'exemple, si l'action de la respiration est mal réalisée, celle-ci peut conduire à une certaine asymétrie corporelle, donnant lieu à un moins bon alignement du corps, et donc une augmentation des résistances (Lerda, Cardelli, & Chollet 2001). Pour que les nageurs prennent conscience de cette action pouvant paraître anecdotique de prime abord, ils ont été équipés de microphones au niveau de la bouche (Lerda, Cardelli, & Chollet 2001; Cardelli, Lerda, & Chollet 2000), leur permettant de mieux synchroniser leur expiration avec la poussée et l'inspiration avec la première partie du retour aérien. Ces enregistrements sonores pourraient ensuite être utilisés comme des feedback auditifs, pouvant permettre aux nageurs de mieux se fier aux variables informatives importantes pour l'action qu'ils réaliseront dans un environnement de compétition (Jacobs & Michaels 2007).

Une autre stratégie peut être d'augmenter les surfaces propulsives des nageurs : cette stratégie aura pour effet de modifier le couplage 'classique' étant établi entre un nageur et l'environnement aquatique. Cela peut être envisagé en sollicitant l'utilisation de plaquettes (Telles et al. 2011; Barbosa et al. 2013; Gourgoulis et al. 2009; Gourgoulis et al. 2008) ou de palmes (Zamparo et al. 2002; Ruiz-Teba, Arellano, & Lopez 2015). Dans le cas de l'utilisation des plaquettes, l'ensemble des résistances subies par le nageur est augmenté (cela comprend également les résistances propulsives). Avec les palmes, la propulsion des bras diminue alors que celle fournie par les jambes est augmentée. L'ajout d'un équipement permet dans ces deux exemples d'accroître la propulsion corps entier (i.e., la propulsion générale du corps) en comparaison à une situation de nage classique sans aide extérieure. En fonction de la surface du corps exposée au fluide, de nouvelles stratégies spatio-temporelles sont susceptibles d'émerger dans les comportement des nageurs, pour qu'ils soient capables de mettre en mouvement d'importantes masses d'eau : avec des plaquettes très larges, ils augmentent le temps nécessaire pour réaliser un cycle de nage, en restant plus longtemps dans les phases d'entrée de la main dans l'eau et de glisse, mais également dans le retour aérien (Gourgoulis et al. 2008). Cet apport matériel pourrait être assimilé à la manipulation de contraintes organismiques, au même titre que l'expertise, l'âge, le genre ou l'état psychologique des nageurs (pour une revue sur ces contraintes, voir Seifert & Chollet (2008)).

Ces contraintes apparaissent donc d'extrême importance pour les entraîneurs et les scientifiques pour investiguer comment les nageurs peuvent exploiter leurs propres caractéristiques intrinsèques. À titre d'exemple, Seifert et al. (Seifert, Barbosa, & Kjendlie 2010) se sont focalisés sur l'effet du genre sur la performance en natation. Outre les évidentes différences de performance entre les deux sexes, liées à la stature plus imposante des sujets masculins (i.e., 13 cm plus grands et 15–18 kg plus lourds que leurs homologues féminins pour une population de Nord Américains), les principes hydrodynamiques n'ont pas le même impact sur les deux populations. En effet, le taux de graisse (plus élevé chez les femmes) – mais surtout sa répartition à l'intérieur du corps – influence l'équilibre aquatique des nageurs : avec une répartition en graisses principalement au centre du corps, les hommes ont un équilibre statique moins performant que les femmes. Cette différence fondamentale peut conduire à des spécificités d'équilibre dynamique, voire de flottabilité en fonction du genre, offrant de possibles situations d'entraînement venant améliorer ces paramètres de performance.

La manipulation des mouvements des nageurs en leur ajoutant des résistances ou en augmentant leurs surfaces propulsives a prouvé ses effets bénéfiques pour visualiser des comportements moteurs adaptatifs. Qu'en est-il de l'autre versant du couplage nageur–environnement aquatique ? Les propriétés du fluide peuvent également conduire à une réorganisation des degrés de liberté du système qui supportent les futures actions des nageurs. Par exemple, tester les nageurs dans un *flume* modifie les perceptions du fluide qui arrive cette fois-ci frontalement sur les surfaces propulsives, entraînant une possible diminution de la durée de la glisse, en perturbant principalement l'entrée de la main dans l'eau (Wilson, Takagi, & Pease 1998; Espinosa, Nordsborg, & Thiel 2015; Monteil, Rouard, & Troup 1994). Cela illustre une fois de plus comment les nageurs se doivent d'être adaptés et calibrés à cette nouvelle information. Celle-ci est en effet susceptible d'émerger à chaque instant du fait de changements dans l'environnement qui permettent aux nageurs d'utiliser des affordances qui spécifient leurs actions (Fajen, Riley, & Turvey 2008). Il existe donc de nombreuses contraintes pouvant être manipulées pour en visualiser les potentiels effets sur les comportements moteurs que les nageurs adoptent en situation de performance, comme démontré par Seifert, Komar, Barbosa, et al. (2014) et Seifert, Chollet, & Rouard (2007).

Un des principaux challenges de cette approche (i.e., la manipulation des contraintes) réside dans la détermination et la conception de situations pratiques qui vont permettre aux nageurs d'étendre ou de renforcer leur répertoire moteur pour devenir plus adaptatifs lorsqu'ils rencontrent de nouvelles modalités de nage, considérées comme dynamiques. En ce

sens, les scientifiques—tout comme les entraîneurs—doivent mettre en place des situations d’entraînement *représentatives*, permettant de veiller à développer l’adaptabilité et le transfert de compétences des nageurs entre ces situations et la compétition. Dans le cadre de la Dynamique Écologique, la notion de *design représentatif* évoque l’ensemble de ces processus permettant le transfert de compétences d’une situation de pratique à une autre (Brunswik 1956). Il apparaît notamment que l’acquisition (et par suite la rétention) de l’expertise peut être fondée sur cette notion de design représentatif dans le domaine sportif (Davids, Hristovski, et al. 2013). En effet, cela témoigne de la capacité développée par les individus pour prélever l’information utile dans des situations ‘d’entraînement’ spécialement créées pour ensuite faciliter le transfert et le réinvestissement de ce prélèvement lorsque l’individu évolue dans son environnement de performance. Ces situations d’entraînement peuvent éventuellement contenir du bruit ou être déstabilisantes pour les individus, mais c’est en surmontant ces problématiques que chaque athlète peut être en mesure de se préparer à faire face à des environnements de performance et de compétition, où l’incertitude domine (Araújo & Davids 2009). Plus récemment, Pinder et al. (2011) ont développé le concept de *design représentatif d’apprentissage* pour aider les personnes concernées à créer ces situations d’apprentissage dans lesquelles sont intégrées des contraintes qui perturbent ou renforcent le comportement. Ils militent notamment pour la nécessité de « précisément identifier les variables informationnelles d’un environnement de performance, et veiller au respect du couplage fonctionnel existant entre les perceptions et les actions des individus » (p. 151 ; Pinder et al. (2011)). L’importance de ce concept a été plusieurs fois démontrée lors de l’étude de certaines activités physiques (Davids et al. 2012; Araújo, Davids, & Passos 2007), telles que l’exécution de plongeurs (voir Barris, Davids, & Farrow (2013)), ou le lancer de balles au cricket (Pinder, Renshaw, & Davids 2009). Dans cette dernière étude, les résultats montrent que frapper une balle qui a été préalablement projetée par une machine ne permet pas aux athlètes de recueillir le même niveau d’information que lors d’une compétition, où la balle provient de la main du lanceur (car dans cette situation, le positionnement du lanceur, et plus généralement son comportement lors du mouvement peuvent amener le receveur à anticiper la trajectoire de la balle).

5. La notion de design représentatif d’apprentissage appliquée à la motricité aquatique

Le design représentatif d’apprentissage regroupe les éléments qui permettent de mettre en place un ensemble de contraintes qui représentent celles qui sont susceptibles d’émerger dans l’environnement de performance (Pinder et al. 2011). Cette approche conditionne

l'acquisition et le renforcement de patrons de coordination multi-articulaires qui sont fortement dépendants de la présence d'affordances lors de la tâche réalisée (Seifert et al. 2016). La motricité aquatique est réalisée dans un environnement qui offre aussi bien de l'appui pour se propulser vers l'avant, mais également des résistances, liées aux propriétés du fluide, telles que la densité ou la viscosité (Toussaint 2002). En ce sens, les chercheurs doivent garder en tête trois objectifs majeurs lorsqu'ils imaginent une situation d'apprentissage représentative : (1) maximiser la propulsion, (2) limiter les résistances et (3) développer l'efficacité propulsive. En effet, la propulsion dans un fluide s'accompagne toujours de pertes en énergie mécanique (environ 20%), qui est transférée au fluide pour le projeter vers l'arrière (Barbosa et al. 2010), permettant ainsi au corps du nageur d'aller vers l'avant (Toussaint & Truijens 2005). Le fait d'accélérer des masses d'eau de petit volume à une vitesse importante est moins efficace que d'accélérer de plus grandes masses d'eau même si cela est fait à moindre vitesse. En partant de ce constat, l'approche par la manipulation des contraintes peut être utilisée pour essayer de maximiser l'efficacité des nageurs, notamment en tentant d'amplifier leurs perceptions (e.g., les résistances peuvent être artificiellement augmentées en utilisant des palmes, des plaquettes, ou bien encore un flume). En utilisant ces 'perturbations environnementales', le but est d'encourager des nageurs de tous niveaux à transférer les compétences acquises dans différents contextes d'entraînement à celui de la compétition, considéré comme une toute nouvelle modalité de nage. Cet environnement revêt même un caractère imprévisible dans les compétitions de nage en eau libre (réalisées au sein de sites naturels), le milieu aquatique étant en constant changement, amenant les nageurs à adapter leurs comportements moteurs. Pour cette population de nageurs, cela peut donc être intéressant de nager dans un flume, un bassin de nage à contre courant qui augmente artificiellement les résistances. Selon le public considéré, les interactions entre le nageur et l'environnement aquatique peuvent différer (elles sont uniques pour chaque nageur), il faut donc garder à l'esprit que les interventions réalisées à l'entraînement ont un impact plus fort si elles mettent en jeu des approches d'apprentissage individualisées (Barbosa et al. 2010).

Ces interventions basées sur la manipulation des contraintes pourraient être complétées à l'avenir par la modélisation des mouvements du fluide en trois dimensions, en tout dynamique et en temps réel (situation comparable à la natation sportive). Ainsi, ces études permettraient d'affiner la relation existante entre les mouvements des nageurs (même à un degré très fin, e.g., au niveau de la peau) et ceux du fluide, pour comprendre comment certains vortex créés dans l'eau peuvent être exploités par l'individu pour améliorer sa propulsion. Cependant, cette approche en tout dynamique semble relever de l'impossible au

regard des techniques actuelles, malgré des avancées très prometteuses en CFD, qui permettent déjà d'analyser les mouvements de fluide sur des situations moins complexes appliquées à la natation sportive.

6. Conclusion

Considérant que les mouvements du nageur impliquent inexorablement des modifications du fluide dans lequel il évolue, qui, en retour, peuvent perturber les futures actions de cet individu, nous avons montré qu'il est indispensable de considérer le système nageur–environnement aquatique comme plus petite unité d'analyse pour étudier la motricité humaine en natation. Le cadre théorique de la Dynamique Écologique nous est apparu comme parfaitement approprié pour étudier les multiples relations pouvant exister entre les deux composants de ce système. Pour les scientifiques et les entraîneurs, la représentativité des situations rencontrées à l'entraînement est primordiale pour faire émerger des comportements en fonction des spécificités du fluide dans lequel les nageurs évoluent. Parmi ces situations, la manipulation des forces de résistance (i.e., par exemple en plaçant les nageurs dans un flume, en les attachant, ou en les faisant tracter un parachute) est une des solutions utilisées par les entraîneurs pour guider l'adaptation des nageurs aux nouvelles modalités de nage dynamiques voire imprévisibles qu'ils sont amenés à rencontrer lorsqu'ils prennent part à un événement compétitif.

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 1 :

- La séquence motrice en natation est caractérisée par les interactions continues qui lient un nageur à son environnement aquatique : la présence d'eau est essentielle pour la propulsion, mais ce liquide agit également comme un frein au déplacement de l'individu.
- Les investigations basées sur la biomécanique de la natation apparaissent intéressantes bien que parcellaires pour comprendre fidèlement la motricité aquatique, nécessitant de se tourner vers un autre cadre théorique.
- L'approche théorique de la Dynamique Écologique fournit des concepts et des outils appropriés pour proprement étudier le couplage continu entre un individu et son environnement, considérant cette insécable entité comme l'échelle d'analyse adéquate pour témoigner de la motricité humaine dans le milieu aquatique.
- Les idées essentielles de la Dynamique Écologique ont été développées (une attention particulière a été portée aux notions d'*affordance* et de *contraintes*) et réinvesties dans le design d'environnements de pratique appropriés pour faire émerger l'adaptabilité comportementale des individus.

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

Ce chapitre a fait l'objet d'une publication scientifique :

Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., & Seifert, L. (2017). Behavioral dynamics in swimming: the appropriate use of inertial measurement units. *Frontiers in Psychology*, 8, 383.

<http://dx.doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00383> ANNEXE ARTICLES #2

1. Introduction

Puisque le comportement semble *émerger* des contraintes d'action que l'individu doit gérer en continu (Chapitre 1), il apparaît crucial de comprendre les mécanismes qui témoignent de la flexibilité ou de la stabilité comportementales, voire de la perte de cette stabilité. Ces changements moteurs sont fortement dépendants de l'ampleur de la perturbation issue des contraintes qui gravitent autour du système individu–environnement, et peuvent être différenciés autour de l'étude de paramètres comportementaux de bas ou de haut niveau (Haddad et al. 2006). Les variables comportementales de bas niveau correspondent aux aspects *superficiels* du mouvement, et peuvent s'apparenter aux variables biomécaniques les plus communes comme la position des membres, leur vitesse ou accélération. Ces paramètres offrent la première strate d'analyse des mécanismes de la coordination (i.e., à la fois dans le temps et l'espace) qui conduisent à l'émergence d'un comportement moteur (Haddad et al. 2006). Lorsque plusieurs variables de bas niveaux sont associées, cela permet d'obtenir une variable de *haut niveau* (par exemple combiner la position d'un segment avec sa vitesse nous renseigne sur l'ensemble des comportements dynamiques que peut adopter le système dans

l'espace des phases¹²). Ce niveau d'investigation au cœur de la dynamique comportementale permet de fidèlement caractériser l'importante complexité que présente un système pour répondre à une sollicitation motrice (Haddad et al. 2006).

2. Détermination des paramètres de bas niveau : une première approche dans la caractérisation du comportement moteur en natation

Outre les classiques SR et SL, de nombreux autres paramètres interviennent comme déterminants de la performance en natation. Plus précisément, l'utilisation des centrales inertielles permet d'investiguer, de caractériser ces paramètres et ainsi de les interpréter en rapport avec le comportement moteur du nageur. En effet, une des façons les plus directes mais également les plus simples pour caractériser le comportement humain en natation est d'analyser les circonstances dans lesquelles un nageur est meilleur qu'un autre, malgré des conditions environnementales d'apparence semblables.

Les données brutes de l'accéléromètre sont exploitées pour obtenir le temps de course, qui est le paramètre clé de la performance en natation (Mooney, Corley, Godfrey, Quinlan, et al. 2015). Afin d'obtenir cette donnée temporelle, le début et la fin de la course sont fidèlement analysés par un opérateur. Généralement, le début de la séquence motrice est caractérisé par un pic d'accélération selon l'axe longitudinal (Davey, Anderson, & James 2008; Bächlin & Tröster 2011; Stamm et al. 2011; Ohgi, Kaneda, & Takakura 2014), alors que des valeurs proches de zéro sont en revanche synonymes de la fin de la motricité aquatique. Par suite, la vitesse moyenne du nageur peut rapidement être déduite, à partir des données du temps de nage et de la distance parcourue par l'individu (Bächlin & Tröster 2011; Stamm et al. 2011; Beanland et al. 2013). Ce premier niveau d'analyse, qui apparaît se résumer à une simple analyse des signaux bruts d'accélération (lorsque la fréquence d'acquisition et la position de l'accéléromètre sont parfaitement connues), fournit rapidement les premières données utiles à l'approche de la performance en natation. Dans un but de caractériser les accélérations des nageurs sur une distance donnée, les scientifiques se doivent de se focaliser sur un signal 'découpé' à partir des points de départ et d'arrivée de la séquence motrice. Sur cette portion de signal, la nature cyclique de l'activité apparaît comme une aide

¹² Cet espace des phases nous renseigne sur l'ensemble des comportements dynamiques que peut adopter un système dans ses domaines spatial (avec les valeurs de position et de vitesse) et temporel (ces valeurs sont exprimées en fonction du temps). Cela consiste à représenter la trajectoire temporelle d'un système dynamique dont les coordonnées sont les variables dynamiques du système (Clergue 1997). Dans l'analyse du comportement moteur, cet espace souffre cependant de différentes limites, notamment puisqu'il ne propose pas de mesures statistiques, ou encore parce qu'il est sujet à la présence de bruit qui peut apparaître dans les relevés effectués. Cet espace reste malgré tout très utile pour améliorer la visualisation des différents états stables par lesquels peut passer le système.

précieuse pour la détermination de paramètres tels que SR, qui correspond au temps séparant deux pics d'accélération similaires (Ichikawa et al. 2003; James et al. 2011; Daukantas, Marozas, & Lukosevicius 2008; Davey, Anderson, & James 2008; Slawson et al. 2008; Bächlin & Tröster 2011; Hagem et al. 2013; Khoo et al. 2013; Lecoutere & Puers 2014; Callaway 2015; Stamm & Thiel 2015). SR peut ainsi être facilement obtenue en positionnant une centrale inertielle sur la portion lombaire du dos des nageurs, ou plus communément au niveau du sacrum de ces derniers (voir Figure 10, Pansiot, Lo, & Guang-Zhong (2010); de Magalhaes et al. (2015)).

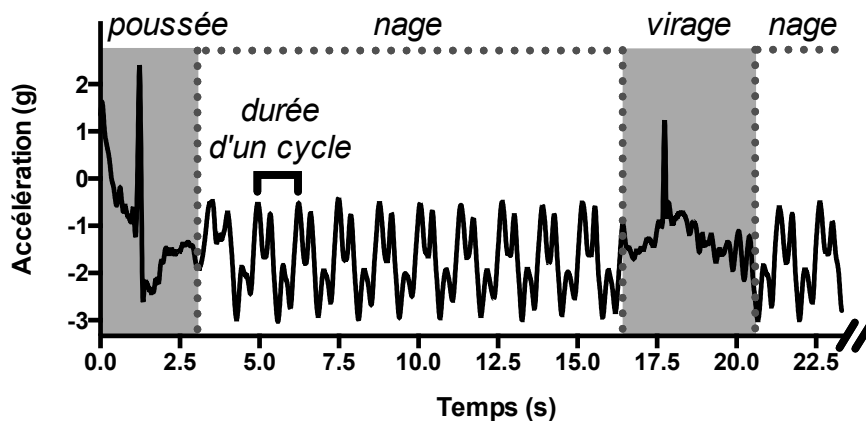


Figure 10: Un exemple de données accélérométriques brutes (axe longitudinal) obtenues avec une centrale inertielle positionnée sur les lombaires d'un nageur effectuant un 50 m en crawl dans un bassin de 25 m. Les paramètres les plus simples peuvent être identifiés : les durées de la poussée contre le mur, ainsi que celle du virage (en gris), mais également les séquences nagées et à un niveau plus fin la durée d'un cycle de nage, permettant de calculer la vitesse moyenne et d'estimer SL.

Le rapport de SR et de la vitesse moyenne sur une longueur de bassin permet ensuite d'approximer les valeurs de SL et les valeurs de l'indice de nage (stroke index ou SI dans sa langue d'origine, le produit de la vitesse et de SL, d'après Costill et al. (1985)). Les récents modèles—capables d'enregistrer de façon autonome grâce à la présence de micro cartes SD—peuvent acquérir jusqu'à 200 heures d'enregistrement avec une fréquence d'acquisition maintenue à 100 Hz (James et al. 2011), avec une autonomie de batterie de près de 8 heures ! Ainsi, ces matériels de mesure fournissent des informations précises sur la variabilité de l'ensemble de ces paramètres biomécaniques, offrant un degré fin de monitorat en natation qui n'a jamais été aussi présent avec les analyses vidéo classiques, bornées d'un point de vue temporel. A titre d'exemple, lors de la manipulation de la vitesse de nage, à l'issue d'un

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

protocole de fatigue, les nageurs peuvent être amenés à modifier leur SR et/ou SL qui peuvent donc être analysées de façon dynamique grâce aux centrales inertielles.

L'utilisation, le positionnement et le nombre de centrales inertielles sollicitées sont fonction de la question de recherche à laquelle les scientifiques tentent de répondre. La natation compétitive résulte de la motricité combinée des membres supérieurs et inférieurs dans l'environnement aquatique. L'action de l'organe propulseur par excellence, la main, peut être déterminée en apposant un unique IMU (i.e., centrale inertielle, ou Inertial Measurement Unit en anglais¹³) sur sa face dorsale, permettant ainsi de fidèlement caractériser son entrée dans l'eau. Comme précisé par Mooney, Corley, Godfrey, Quinlan, et al. (2015), la détection automatique de cet instant du cycle reste cependant très dépendante de la façon dont la main pénètre dans l'eau : l'approche de la surface de l'eau en gardant la main plate est associée à une importante accélération sur l'axe transversal (Ohgi et al. 2000), ou à l'inverse une accélération proche de zéro dans un plan sagittal ; au contraire, une entrée de main effectuée avec un angle d'attaque plus important résultera d'une accélération transversale proche de 0 m.s⁻². En ce qui concerne la détermination de la dynamique de mouvement des membres inférieurs, une approche similaire est adoptée, avec des capteurs généralement positionnés sur le mollet d'une des deux jambes (Fulton, Pyne, & Burkett 2009a; Fulton, Pyne, & Burkett 2009b; Fulton, Pyne, & Burkett 2011). Ces résultats permettent de créer un premier niveau d'analyse, à partir duquel la compréhension du mouvement humain se base sur les données brutes issues des centrales inertielles. Pour compléter ces résultats, la détermination des oscillations des membres supérieurs et inférieurs offre une perspective intéressante quant aux stratégies utilisées par les nageurs pour se propulser : la mesure de leur vitesse instantanée devient alors prépondérante. En effet, ce paramètre est directement lié au temps de nage, constituant la variable de référence pour attester de la performance en natation (Barbosa et al. 2011; Dadashi, Millet, & Aminian 2015). Pour la déterminer, un second niveau d'analyse est requis, puisque les centrales inertielles ne permettent pas d'évaluer la vitesse de nage sans traitement préalable des données brutes. D'après nos recherches, c'est Holmer (1978) qui approcha en premier la détermination de ce paramètre avec la seule utilisation d'un accéléromètre positionné sur la région lombaire d'un nageur. À l'issue d'une procédure d'intégration trapézoïdale des données recueillies, l'auteur détermina la vitesse instantanée de

¹³ Les centrales inertielles (ou 'Inertial Measurement Units', 'Wearable Motion Sensor', voire 'MicroElectroMechanical Systems' en anglais) sont des capteurs électroniques portables et embarqués de petites tailles qui permettent de mesurer certaines variables cinématiques de l'objet ou du corps sur lequel ils sont positionnés. Plus précisément, une centrale inertielle se compose bien souvent d'un accéléromètre (capture des accélérations linéaires), d'un gyroscope (enregistre des positions angulaires) et dans une moindre mesure d'un magnétomètre (sensible au champ magnétique terrestre).

nageurs effectuant du crawl et de la brasse. Cette approche mathématique simple donne lieu encore aujourd'hui à des investigations de vitesses instantanées, notamment au niveau de la hanche des nageurs (Puel, Seifert, & Hellard 2014), ou encore pour le corps entier (Dadashi et al. 2012; Dadashi, Aminian, et al. 2013; Dadashi, Arami, et al. 2013; Dadashi, Millet, & Aminian 2013a; Stamm et al. 2013; Stamm, James, & Thiel 2013). Cependant, cette simple opération peut être affectée par la dérive des données lorsque celles-ci sont transformées par rapport au temps : cela nécessite donc une complexification des calculs, passant par des processus de correction de cette dérive (Dadashi, Millet, & Aminian 2015). Pour Dadashi et al. (2012) et Dadashi, Millet, & Aminian (2014), le processus de correction assume que la tendance générale des pics de vitesse instantanée est quasi-constante, du fait du régime de progression stable qui caractérise la motricité adoptée en crawl. À partir des modalités de calcul de Fritsch & Carlson (1980), ces auteurs extraient les valeurs minimales et maximales de vitesse instantanée au cours d'un cycle de nage et les ajustent avec une courbe dont la forme va préserver l'évolution temporelle des données. La dernière étape consiste à calculer les données de vitesses instantanées en exprimant les données issues des capteurs par rapport à une référence externe (par exemple le vecteur gravitaire) afin d'obtenir une vue d'ensemble du profil de vitesse du nageur considéré. Pour cette analyse, seul le composant colinéaire avec l'axe de déplacement du nageur est nécessaire pour estimer la performance nagée (Barbosa et al. 2011; Dadashi, Millet, & Aminian 2015). A titre de comparaison, certains auteurs (Stamm et al. 2013; Stamm, James, & Thiel 2013) n'ont pas corrigé cette erreur d'intégration pour l'estimation de la vitesse instantanée sur une longueur de bassin, considérant que le bruit créé était insignifiant pour des durées d'enregistrement aussi faibles. Leurs résultats démontrent notamment une différence acceptable (biais de -0.15 m.s^{-1}) entre les valeurs de vitesse obtenues par la centrale inertielle et un gold standard (indicateur de vitesse optique, voir Davey & James (2008)). D'autres auteurs, encore, ont caractérisé la variabilité des valeurs de vitesses instantanées obtenues sur différents cycles de nage (ou longueurs de bassins), démontrant que les nageurs sont capables d'adapter fonctionnellement leur motricité aux contraintes auxquelles ils font continuellement face (Newell 1986). Afin de réaliser cet objectif, ils se sont appliqués à déterminer les variations de vitesse intra-cycles (IVV ; Dadashi, Aminian, et al. (2013)) ou encore les variations de vitesses sur un cycle (Dadashi, Millet, & Aminian 2016) à partir des données de vitesses instantanées fraîchement déterminées.

La détermination de l'ensemble des paramètres décrits ci-dessus (Tableau 1) constitue une première strate d'investigation du comportement moteur d'individus évoluant dans un

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

milieu hautement résistif, se basant principalement sur des paramètres spatio-temporels du cycle de nage (e.g., accélérations et vitesses du corps/des membres).

Tableau 1: Études se focalisant sur les paramètres temporels (i.e., de bas niveau) du comportement moteur en natation sportive. Pour chaque analyse, les paramètres recueillis sont mis en lien avec le type de capteurs utilisés.

Auteurs	Paramètres mesurés	Type de matériel	Participants
- Bächlin et Tröster (2011)	Poussée au mur, fin des longueurs, vitesse moyenne, SL et SR	Accéléromètre 3D	18 nageurs
- Beanland et al. (2013)	Nombre de cycles, vitesse moyenne	Accéléromètre 3D	21 nageurs
- Callaway (2015)	Temps des longueurs, vitesse moyenne, nombre de cycles, durée d'un cycle, SR	Accéléromètre 3D	12 nageurs
- Dadashi et al. (2012); Dadashi, Millet, & Aminian (2014)	Vitesse instantanée de nage	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	20 et 8 nageurs
- Dadashi, Aminian, et al. (2013)	Vitesse instantanée de nage, variations de vitesse intra-cycle	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	12 nageurs
- Dadashi, Millet, & Aminian (2013a)	Vitesse instantanée de nage, vitesse moyenne sur un cycle	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	20 nageurs
- Dadashi, Millet, & Aminian (2015)	Vitesse moyenne sur un cycle de brasse	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	15 nageurs
- Daukantas, Marozas, & Lukosevicius (2008)	Nombre de longueurs, SR instantanée	Accéléromètre 3D	4 nageurs
- Davey, Anderson, & James (2008)	Poussée au mur, virages, temps des longueurs, nombre de cycles, SR	Accéléromètre 3D	6 nageurs
- Fulton, Pyne, & Burkett (2009b); Fulton, Pyne, & Burkett (2009a)	Nombre de battements et fréquence de battements	Accéléromètre 3D, gyroscope 1D	14 et 12 nageurs Paralympiques
- Fulton, Pyne, & Burkett (2011)	Nombre de battements et fréquence de battements	Accéléromètre 3D, gyroscope 1D	12 nageurs Paralympiques
- Hagem et al. (2013)	SL, SR, temps des longueurs	Accéléromètre 3D	1 nageur
- Ichikawa et al. (2003)	SR, entrée et sortie de la main de l'eau	Accéléromètre 3D	4 nageurs
- James, Davey, & Rice (2004)	Poussée au mur, style de nage et nombre de cycles	Accéléromètre 3D	Sélection de nageurs
- Jensen, Prade, & Eskofier (2013)	Périodes de nage et de repos, style de nage et détection des virages	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	12 nageurs
- Khoo et al. (2013)	Profils d'accélération, durée d'un cycle, respiration	Accéléromètre 3D	2 nageurs
- Lecoutere & Puers (2014)	Temps d'arrêt, SR, respiration, SL	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	1 nageur
- Le Sage, Bindel, Conway, Justham, Slawson, & West (2010a)	Virages, durée d'un cycle	Accéléromètre 3D, gyroscope 2D	1 nageur
- Le Sage, Bindel, Conway, Justham, Slawson, & West (2010b)	Temps des longueurs, détection virages	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	1 nageur
- Ohgi, Kaneda, & Takakura (2014)	Périodes de nage et de repos, départs, virages, touché au mur, style de nage	Accéléromètre 3D	45 nageurs
- Pansiot, Lo, & Guang-Zhong (2010)	Style de nage, poussée au mur, nombre de longueurs	Accéléromètre 3D	1 nageur
- Puel, Seifert, & Hellard (2014)	Vitesses de rotations, accélérations, vitesse longitudinale de la hanche en crawl et brasse	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D, magnétomètre 3D	Sélection de nageurs
- Siirtola et al. (2011)	Style de nage, virages, nombre de cycles	Accéléromètre 3D	11 nageurs
- Slawson et al. (2008)	Nombre de cycles, durée des cycles	Accéléromètre 3D	1 triathlète
- Stamm et al. (2011)	Temps de départ et d'arrivée, SR, vitesse moyenne	Accéléromètre 3D	1 nageur
- Stamm et al. (2013)	Vitesses instantanées de poussée et glisse	Accéléromètre 3D	7 nageurs
- Stamm, James, & Thiel (2013)	Vitesse instantanée, SR	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	17 nageurs
- Stamm & Thiel (2015)	Vitesse et accélération des longueurs, SR, symétrie des membres supérieurs	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	8 nageurs
- Vannozzi et al. (2010)	Temps des phases de glisse, de nage et de virage	Accéléromètre 3D, gyroscope 2D	8 nageurs

Note : SL, Stroke Length ou amplitude de cycle ; SR, Stroke Rate ou fréquence de cycle ; 1D, unidimensionnel ; 2D, bidimensionnel ; 3D, tridimensionnel.

Les analyses cinématiques offrent une visualisation concrète des adaptations fonctionnelles que peuvent démontrer les nageurs suite aux changements dynamiques et imprédictibles qu'ils sont susceptibles de rencontrer à tout instant dans leur environnement de pratique. En effet, en déterminant le trajet moteur des membres supérieurs au cours de la pratique et en connectant cette cinématique à la propulsion du nageur, les chercheurs ont la possibilité de démontrer les stratégies employées par les nageurs pour au minimum maintenir—au mieux pour accroître—leur vitesse instantanée. La détermination des *variations* de vitesse instantanée en fonction de la position des membres propulseurs peut être effectuée à partir des données obtenues avec les centrales inertielles (IMUs) ; une analyse vidéo peut alors être utilisée en guise de contrôle visuel additionnel. Ainsi, les phases du départ (Chakravorti et al. 2013), du virage (Vannozzi et al. 2010; Lee, Leadbetter, et al. 2011; Le Sage et al. 2012; Slawson, Justham, & Conway 2012; Stamm et al. 2013) (voir les procédures résumées par Mooney, Corley, Godfrey, Quinlan, et al. (2015)) ou plus classiquement du cycle de nage (Ohgi et al. 2000; Ohgi 2002; Ohgi & Ichikawa 2003; Ohgi, Kaneda, & Takakura 2014; Nakashima et al. 2010; James et al. 2011; Lee, Burkett, et al. 2011; Callaway 2015) ont été détectées en se basant sur les données d'accélération. Ohgi et al. (2000; 2003) ont été les premiers à présenter une étude de cas dans laquelle ils se focalisent sur la détermination des phases d'un cycle de nage de crawl ou de brasse à partir d'un seul accéléromètre mesurant en deux dimensions. Dans les motricités de brasse et de papillon, les phases propulsives sont systématiquement suivies par des phases non-propulsives, car ces nages sont dites simultanées (mouvements des membres supérieurs ou inférieurs effectués en même temps), ce qui engendre de fortes fluctuations de vitesse au cours d'un cycle. A titre d'exemple, la vitesse de progression du corps lors de la glisse en brasse décroît fortement en vue de l'importante ré-accélération qui va suivre dans les phases les plus propulsives du cycle de nage. Il devient donc indispensable de déterminer les positions des membres afin de permettre aux jambes de créer leur propulsion sur une séquence temporelle différente de celle des membres inférieurs, pour éviter l'effet 'd'accordéon' généralement visible chez les débutants (Leblanc, Seifert, & Chollet 2009). Ces fluctuations de vitesse apparaissent plus subtiles en crawl, puisque la propulsion du corps peut être considérée comme continue du fait de l'action alternée des membres supérieurs, suppléée par le battement des membres inférieurs. Dans l'étude pionnière de Ohgi et al. (2000), les auteurs utilisèrent un capteur attaché au poignet pour recueillir les pics d'accélération, selon la

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

définition des phases du cycle de nage établie par Maglischo (1982)¹⁴ ; ces analyses furent complétées par l'enregistrement des mouvements du nageur en vue latérale et sous-marine (caméras vidéo). Les résultats démontrent que les changements dans les profils d'accélération sont fortement liés aux modifications de la position de l'avant-bras, qui est lui-même utilisé comme référence principale pour la détermination des phases du cycle. Les valeurs minimales d'accélération sagittale de la main sont observées quand cette dernière pénètre dans l'eau. De plus, les valeurs maximales d'accélération sont visibles après la prise d'appui, c'est-à-dire aux prémices du balayage interne. Sur l'axe longitudinal, ces mêmes valeurs décroissent et frôlent la valeur de zéro au début de la séquence sous-marine, correspondant à une diminution très marquée de l'accélération de la main lors de la phase d'extension du bras vers l'avant. Suivant cette portion du cycle, d'importantes valeurs d'accélération sont alors observées lors du balayage vers le bas. Ensuite, le balayage vers le haut est concomitant à la présence d'accélération de la main sur l'axe vertical. D'après les conclusions des auteurs, il semblerait donc qu'un unique capteur, positionné sur le poignet du participant, ne suffise à la détection de la majeure partie des phases du cycle de nage (exception faite de la sortie de la main de l'eau qui reste difficile à évaluer). Cette approche basée sur l'analyse de courbes d'accélération crée donc une petite révolution par rapport aux méthodes d'analyse vidéo classiques, s'affranchissant ainsi de l'importante période de digitalisation (Ohgi et al. 2000). En raisonnant de façon plus générale, la propulsion en crawl est principalement associée à la réalisation efficiente de la phase de balayage interne, où les pics d'accélération les plus importants sont généralement recensés sur l'axe médio-latéral. Ainsi, l'analyse des courbes d'accélération n'est pas dénuée de sens, et offre des éclairages fins sur des moments cruciaux du cycle de nage, permettant à terme d'adapter la motricité pour accroître la propulsion vers

¹⁴ Le cycle de nage se compose de cinq différentes phases selon cet auteur, et un tel découpage permet de rattacher la cinématique du membre supérieur à la propulsion globale du corps. L'initiation du cycle correspond à l'entrée de la main (ou entrée et glisse), considérée comme une phase non-propulsive puisque la main progresse vers l'avant, le bas, et vers l'axe longitudinal du corps. Cette phase est prolongée par le balayage vers le bas (i.e., 'downsweep'), lorsque la main débute son trajet vers le bas et l'extérieur. Cette phase est considérée comme préparatrice pour proprement placer le membre supérieur (i.e., bonne position et bonne profondeur) dans des conditions optimales pour débiter ensuite son trajet moteur vers l'arrière. Avant que celui-ci ne débute, la main est généralement observée à une profondeur de 50 à 70 cm. À ce moment précis, la main débute le balayage interne (ou 'insweep'), principalement caractérisé par une flexion de l'avant-bras passant sous le corps du nageur, et amenant la main à réaliser une trajectoire vers l'intérieur et le haut. Le balayage interne se termine lorsque la main du nageur est proche de sa poitrine : c'est alors qu'un nouveau changement d'orientation est opéré, la main allant vers l'extérieur, l'arrière et le haut. Ce mouvement possède plusieurs dénominations (i.e., balayage vers le haut ou combinaison de balayages vers le haut et l'extérieur pour Schleihau (1979)). Au niveau de la cuisse, la main est extraite de l'eau, en suivant une trajectoire dirigée vers l'avant et le haut : c'est la phase de sortie de la main de l'eau, conventionnellement désignée comme le début du retour aérien. Sur la base de ces découpages, les comparaisons interindividuelles et inter-cycles sont facilitées, puisque les scientifiques ont des références spécifiques sur lesquelles se baser pour identifier la position du membre supérieur réalisant un cycle de nage en trois dimensions.

l'avant. Ces travaux doivent donc être considérés comme la première étape de détection automatique des phases du cycle de nage en crawl, mais gardons tout de même à l'esprit qu'ils n'impliquaient qu'un unique nageur, et qu'ils sollicitaient l'appui de deux caméras pour contrôler le découpage. Par ailleurs, ces résultats restent sujets-dépendants (Callaway 2015), puisqu'ils impliquent une fixation du capteur adaptée à l'individu, tout comme l'étaient sa localisation et son orientation, mais également la technique de nage employée, et les subtilités de traitement retenues par les scientifiques (e.g., fréquences de coupure du filtre passe-bas employé). Actuellement, coupler une analyse basée sur des accéléromètres tridimensionnels et des systèmes vidéo est considéré comme une approche appropriée pour caractériser les phases du mouvement aquatique en séances d'entraînement (voir Callaway (2015)) pour une application en crawl). Dans d'autres études, une seconde source d'enregistrement (i.e., un gyroscope tridimensionnel) a été ajoutée au couple de référence accéléromètre + vidéo pour obtenir les positions angulaires des membres, et donc augmenter la précision et la validité des mesures. En effet, les seules valeurs issues des IMUs peuvent apparaître dans certains cas trop limitées puisque les centrales inertielle ne fournissent que des 'estimations' de valeurs : c'est pour cette raison que le contrôle avec la vidéo peut avoir une légitimité non feinte¹⁵. Pour Ohgi (2002) et Lee, Burkett, et al. (2011), la présence additionnelle du gyroscope (pour un capteur de nouveau positionné au poignet) apporte une finesse supplémentaire quant à la détermination des phases du cycle de nage en crawl. Plus précisément, les auteurs sont devenus capables de distinguer entre les valeurs maximales et minimales des profils de vitesse angulaire, correspondant à la détermination de l'entrée de la main dans l'eau, du début de la prise d'appui, et, chose plus surprenante, de la sortie de la main de l'eau (Lee, Burkett, et al. 2011). Dadashi, Arami, et al. (2013) ont quant à eux utilisé un modèle de Markov caché (Hidden Markov Model, ou HMM pour le terme anglo-saxon) pour déterminer les phases du cycle de brasse. Ils ont fait l'hypothèse que les phases de mouvements réalisés par les membres supérieurs et inférieurs possédaient des propriétés statistiques nécessaires à un apprentissage basé sur le fonctionnement du HMM. Pour être plus clair sur ce point, considérons le retour des bras en brasse : celui-ci a lieu avant la glisse, dans une configuration où les membres sont totalement tendus vers l'avant. Un tel événement dans le cycle de nage peut être (i) détecté et (ii) automatiquement intégré au HMM, tout comme peuvent l'être les

¹⁵ Certaines des études présentées dans cette partie ont couplé l'utilisation de la vidéo à celle des centrales inertielle. Cette stratégie est mise en place dans une optique de valider les données obtenues par les centrales inertielle avec un contrôle extérieur. L'objectif est de progressivement s'affranchir de l'utilisation des systèmes vidéo pour caractériser la motricité aquatique.

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

deux autres phases du cycle (i.e., glisse et propulsion) qui, connectées à la vitesse de nage, révèlent les stratégies de propulsion des nageurs.

La discrimination entre les différentes phases du cycle semble donc envisageable en se basant sur l'utilisation des centrales inertielles en natation (Daukantas, Marozas, & Lukosevicius (2008) ; résultats présentés dans le Tableau 2), qui permettent également de cibler les instants de variations de vitesse, et à terme d'essayer de les minimiser. Le seul bémol des approches décrites ci-dessus réside dans le fait que les IMUs sont souvent associés aux vidéos, alors que ceux-ci se vendaient comme un système indépendant, loin des limitations des caméras, qui sont réduites à l'analyse de seulement quelques cycles de nage (Callaway, Cobb, & Jones 2009). De nouvelles investigations, qui se focalisent plus sur des variables dites de haut niveau du comportement moteur en natation semblent tout de même émerger, faisant cette fois-ci la part belle à l'utilisation des centrales inertielles pour enregistrer les données sans limite de temps apparente.

Tableau 2: Études se focalisant sur les paramètres spatiaux (i.e., de bas niveau) du comportement moteur en natation sportive. Pour chaque analyse, les paramètres recueillis sont mis en lien avec le type de capteurs utilisés.

Auteurs	Paramètres mesurés	Type de matériel	Participants
- Callaway (2015)	Discrimination des phases du cycle	Accéléromètre 3D	12 nageurs
- Chakravorti et al. (2013)	Détection de la phase de glisse, initiation du premier cycle et du virage	Accéléromètre 3D, gyroscope 2D	2 nageurs
- Dadashi, Arami, et al. (2013)	Détection des phases en brasse	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	7 nageurs
- James et al. (2011)	Détermination d'un cycle de nage	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	1 nageur
- Lee, Burkett, et al. (2011)	Entrée et sortie de la main de l'eau	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	6 nageurs
- Lee, Leadbetter, et al. (2011)	Discrimination des phases du virage	Accéléromètre 3D	2 nageurs
- Le Sage et al. (2012)	Phases du virage, nombre de cycles, durée des cycles	Accéléromètre 3D	12 nageurs
- Nakashima et al. (2010)	Trajectoire du poignet	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	1 nageur
- Ohgi et al. (2000)	Discrimination des phases du cycle	Accéléromètre 2D	2 nageurs
- Ohgi (2002)	Discrimination des phases du cycle	Accéléromètre 3D, (prototype I); accéléromètre 3D gyroscope 3D (prototype II)	2 nageurs
- Ohgi et al. (2003)	Discrimination des phases en brasse	Accéléromètre 2D	2 nageurs
- Ohgi, Kaneda, & Takakura (2014)	Discrimination des phases du cycle	Accéléromètre 3D	45 nageurs
- Slawson, Justham, & Conway (2012)	Phases du virage	Accéléromètre 3D, gyroscope 2D	1 triathlète

Note : 2D, bidimensionnel; 3D, tridimensionnel.

3. La détermination de paramètres de haut-niveau pour caractériser la dynamique des coordinations et la variabilité comportementale en natation : nouvelles perspectives basées sur les centrales inertielles

Combiner des données spatiales et temporelles (i.e., en intégrant plusieurs paramètres de bas-niveau) est une des possibilités pour caractériser l'interaction entre l'individu et son environnement à l'échelle du comportement. Ainsi, déterminer la coordination spatio-temporelle entre deux ou plusieurs segments corporels (ou articulations) débute avec la détermination des séries temporelles¹⁶ angulaires de ces oscillateurs (i.e., segments ou articulations ; Wheat & Glazier (2006). Quand ces angles sont obtenus à partir de mesures issues des centrales inertielles, le traitement des données doit prendre en compte la dérive, la position tridimensionnelle du capteur dans l'espace, mais également sa synchronisation temporelle avec les autres centrales utilisées : autant d'étapes supplémentaires ajoutant de la complexité aux analyses classiquement réalisées pour déterminer les paramètres de bas-niveau du comportement. Puisque ces IMUs ne mesurent pas directement l'orientation, celle-ci résulte de la fusion des données de l'intégration de l'accélération avec les données de position angulaire (mesurées par le gyroscope). Comme nous avons pu le noter précédemment, cette opération est sujette à la présence de dérive, mais ces effets peuvent être limités par l'ajout d'un magnétomètre au sein de la centrale inertielle. Le magnétomètre va en effet compenser cette dérive latente de l'accéléromètre et du gyroscope (Callaway, Cobb, & Jones 2009). Les études s'étant focalisées sur cette technique apparaissent relativement récentes, mais offrent déjà des perspectives de recherche intéressantes pour plus fidèlement caractériser (i) la coordination spatio-temporelle et (ii) sa variabilité pour des individus évoluant dans un milieu résistif et contraignant (ces études pionnières sont présentées dans le Tableau 3).

¹⁶ Pour proprement visualiser le comportement des éléments pour lesquels on évalue la coordination (i.e., les segments ou les membres), une représentation graphique des données en fonction du temps (i.e., une série temporelle) est souvent choisie comme référence. Cette série temporelle correspond simplement à un recueil de données (e.g., dans notre cas angulaires) réalisé de façon séquentielle dans le temps.

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

Tableau 3: Études se focalisant sur les paramètres de haut-niveau du comportement moteur en natation sportive. Pour chaque analyse, les paramètres recueillis sont mis en lien avec le type de capteurs utilisés.

Auteurs	Paramètres mesurés	Type de matériel	Participants
- Dadashi et al. (2011)	Phases propulsives, Index de Coordination	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	7 nageurs
- Dadashi, Crettenand, et al. (2013)	Phases du cycle des bras, coordination membres supérieurs	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	7 nageurs
- Dadashi, Millet, & Aminian (2016)	Variations de vitesse intra-cycle, variation de vitesse sur cycle, coordination membres supérieurs	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D	18 nageurs
- Seifert, Komar, Hérault, et al. (2014)	Angles du coude et du genou cycle par cycle, coordination bras-jambes	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D, magnétomètre 3D	1 nageur, 8 cycles de nage
- Seifert, L'Hermette, et al. (2014)	Angles du coude et du genou cycle par cycle, patrons de coordination en flume	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D, magnétomètre 3D	1 nageur, 40 cycles de nage
- Seifert, Schnitzler, et al. (2014)	Adaptabilité des mouvements segmentaires, coordination bras-jambes après perturbation	Accéléromètre 3D, gyroscope 3D, magnétomètre 3D	6 nageurs

Note : SR, fréquence de cycle; 3D, tridimensionnel.

Dadashi et al. (2011) et Dadashi, Crettenand, et al. (2013) ont pu déterminer la coordination entre les deux membres supérieurs en crawl à partir du calcul de l'Index de Coordination (IdC ; Chollet, Chaliès, & Chatard (2000)). Le setup expérimental mettait en jeu trois centrales inertielles, positionnées sur les avant-bras et le sacrum des nageurs sollicités. L'IdC est donc calculé en prenant comme référence l'avant-bras¹⁷, et en suivant la procédure décrite dans le Chapitre 1 (Chollet, Chaliès, & Chatard 2000). Pour détecter automatiquement le début de la traction et de la poussée, Dadashi et al. (2011); Dadashi, Crettenand, et al. (2013) et Dadashi, Millet, & Aminian (2015) se sont focalisés sur les profils de vitesse angulaire des avant-bras, mais également sur leurs accélérations ; concernant le début du retour aérien, l'obtention de l'angle entre les capteurs des avant-bras et celui du sacrum était nécessaire. Plus précisément, le début de la traction peut être identifié par des valeurs importantes du vecteur vitesse dirigé vers l'arrière. Afin de clairement détecter cet événement, les auteurs ont appliqué une détection automatique de changement de pente sur les signaux de vitesse angulaire sur l'axe médio-latéral et d'accélération sur l'axe antéro-postérieur (algorithme CUSUM ; Gustafsson (2000)). Le début de la poussée—symbolisé par le

¹⁷ Dans l'étude de Chollet, Chaliès, & Chatard (2000), la main est considérée comme la structure musculo-squelettique de référence pour dissocier les différentes phases du cycle. Dans les travaux de Dadashi et al. (2011) et Dadashi, Crettenand, et al. (2013) qui reprennent cette méthodologie, la détermination des phases est calculée à partir du positionnement de l'avant-bras. Il n'est pas inévitable que cette différence méthodologique puisse avoir des conséquences sur l'estimation du temps de certaines phases du cycle de nage, impactant par la suite le calcul de l'IdC (c'est de ce fait une limite à considérer). À titre d'exemple, la phase propulsive peut être sous-estimée lorsque l'avant-bras est pris comme référence, puisque la main a la possibilité de finaliser son trajet moteur au moment où l'avant-bras a déjà débuté son retour aérien.

changement de position de l'avant-bras pour effectuer la transition balayage externe/balayage interne—est quant à lui déterminé en analysant les courbes de vitesse angulaire sur l'axe frontal. Sur la courbe, cela correspond au maximum local directement identifiable après le début de traction (Figure 11).

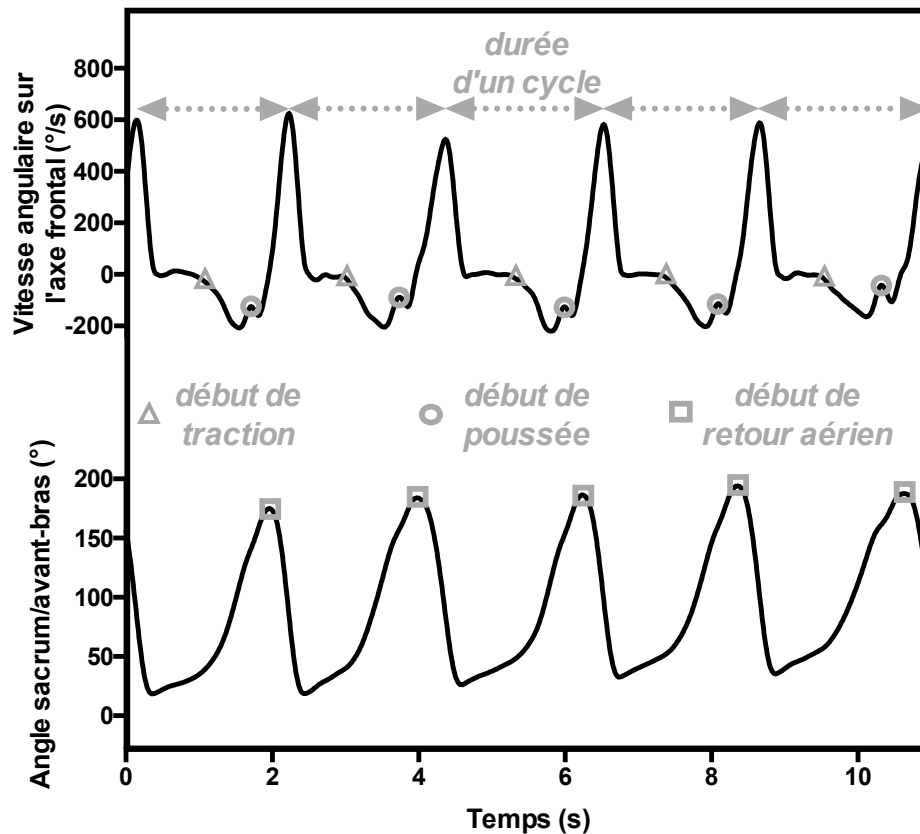


Figure 11: Un exemple des paramètres temporels estimés pour le calcul de l'IdC à partir de centrales inertielles positionnées sur les avant-bras et le sacrum d'un nageur. Les vitesses angulaires sur l'axe transversal (panel du haut) sont utilisées pour détecter le début de traction (triangles gris) et le début de poussée (cercles gris), et par la suite le temps de cycle. L'angle absolu entre le sacrum et l'avant-bras symbolise le début du retour aérien (carrés gris).

Pour l'initiation du retour aérien, les chercheurs ont détecté la fin de la partie sous-marine du mouvement du membre supérieur. Cette opération est réalisée en se focalisant sur l'angle absolu entre le sacrum et l'avant-bras : la valeur minimale de cet angle correspondant à l'extension du membre supérieur vers l'avant, i.e., la phase de glisse. À partir de cette référence, la partie sous-marine du cycle est associée à l'augmentation des valeurs de cet angle, jusqu'à ce qu'elles atteignent un maximum, concomitant avec le début du retour aérien. Du fait de la cyclicité de la motricité aquatique, cette procédure peut être reproduite tout au long de la séquence d'entraînement réalisée (i.e., afin d'approcher les dynamiques des

coordinations), offrant une visualisation détaillée de cette coordination entre les membres supérieurs du nageur.

Une autre possibilité permettant de témoigner de la coordination en natation est de calculer la phase relative continue¹⁸ (CRP) entre deux ou plusieurs segments, considérés ainsi comme oscillateurs (Seifert, Komar, Hérault, et al. 2014; Seifert, L'Hermette, et al. 2014; Seifert, Schnitzler, et al. 2014). Cette CRP contient de l'information quant à la position mais également à la vitesse angulaire des segments sélectionnés pour les analyses. Dans le cas des recherches citées, l'objectif était de caractériser la coordination entre les membres, ce qui implique de parfaitement connaître leur positionnement tridimensionnel, permettant ainsi de calculer l'angle qui les sépare. Afin de déterminer les angles du genou et du coude, quatre centrales inertielles sont apposées sur l'avant-bras, le bras, la cuisse et la jambe pour ensuite calculer la CRP (Seifert, Komar, Hérault, et al. 2014; Seifert, Schnitzler, et al. 2014). Dans une optique de correction de la dérive, les auteurs ont développé un processus basé sur l'hypothèse que l'orientation du champ magnétique terrestre resterait constante pour l'intégralité des analyses. Cette technique, bien qu'intéressante, ne permet pas d'obtenir des valeurs absolues d'angle, mais seulement 'relatives' par rapport aux valeurs maximales d'angle observées sur un cycle (θ_{norm} ; valeurs normalisées entre -1, ou -120°, et +1, ou 50° ; Seifert, Schnitzler, et al. (2014)) à partir de l'intégration de la différence des signaux gyroscopiques concernant les IMUs qui entourent l'articulation étudiée. Le même type de procédure a été retenu pour calculer les vitesses angulaires normalisées (ω_{norm} ; sur l'intervalle [-1, +1]) de ces mêmes articulations du genou et du coude. A partir de ces données, les angles de phase (φ_{genou} et φ_{coude}) sont obtenus en degrés, et corrigés selon leur position dans le quadrant de l'espace des phases, afin de permettre une continuité temporelle des valeurs (voir la procédure complète de Hamill, Haddad, & McDermott (2000)) : $\varphi = \arctan(\omega_{norm} / \theta_{norm})$. Pour finir, la CRP sur un cycle entier de nage est calculée comme la différence entre les deux angles de phases précédemment obtenus (Hamill, Haddad, & McDermott 2000) : $\varphi_{rel} = \varphi_{coude} - \varphi_{genou}$. Ces valeurs révèlent directement le mode de

¹⁸ Déterminer la phase relative est une des techniques les plus répandues pour attester de la coordination entre différents segments. On parle de phase relative discrète (DRP) ou continue (CRP). La CRP présentée dans cette section permet de témoigner de la relation de phase qui lie deux segments oscillants en fonction de la fréquence d'acquisition des données, et durant l'intégralité du cycle analysé (Wheat & Glazier 2006). Plus précisément, la phase relative continue se définit comme la différence entre les angles de phase des deux segments considérés. L'angle de phase d'un segment équivaut à l'arc tangente de la vitesse angulaire de ce segment par rapport à son déplacement à chaque instant (la représentation graphique de ces paramètres est communément appelée 'portrait de phase' ; Wheat, Bartlett, & Milner (2003)).

coordination officiant entre les membres supérieurs et inférieurs (les auteurs ont quantifié les flexions et extensions de ces membres dans le plan sagittal d'après l'analyse des angles du coude et du genou en brasse). Dans ces études (Seifert, Komar, Hérault, et al. 2014; Seifert, Schnitzler, et al. 2014), les valeurs de CRP comprises entre -30 et $+30^\circ$ correspondent à des patrons de coordination en phase, alors que les valeurs évoluant entre -180 et -150° , ou $+150$ ou $+180^\circ$ sont considérées comme étant en anti-phase.

Ces approches, essentielles pour caractériser la coordination spatio-temporelle, ont trop longtemps été limitées à l'analyse de quelques cycles de nage, mais la popularisation des centrales inertielles permet maintenant de pleinement investiguer la *dynamique* des coordinations et leur variabilité. Une première approche vise à déterminer la *variabilité inter-cycle* (Dadashi, Millet, & Aminian 2016), qui peut être calculée pour un individu, ou pour différents nageurs, permettant ainsi de les comparer les uns aux autres en se basant sur leurs compétences motrices. Ces auteurs ont notamment démontré que les nageurs les plus expérimentés présentaient une cinématique de nage robuste malgré la présence de perturbations soudaines (i.e., manipulation de contraintes d'action) qui auraient pu les déstabiliser. Les meilleurs individus sont également ceux qui présentaient le plus large éventail de solutions motrices (par rapport à des nageurs de niveau intermédiaire), démontrant la possibilité de s'adapter aux contraintes qui les entourent continuellement lors de leur pratique (e.g., vitesse, fatigue, variation de résistances ; Dadashi, Millet, & Aminian (2016)).

Dans la pensée cognitiviste traditionnelle, la variabilité de mouvement et de coordination est synonyme de bruit, ou de comportements aléatoires adoptés par le système, pouvant être préjudiciables pour la performance (Newell & Corcos 1993; Davids et al. 2003; Davids et al. 2012). Selon cette approche, un/e athlète est considéré/e comme expert/e quand il/elle est capable d'automatiser et de reproduire un mouvement spécifique, ou un patron de coordination en rapport direct avec le but de la tâche (Ericsson, Krampe, & Tesch-Römer 1993; Abernethy et al. 2008). L'interconnexion de ces notions de variabilité et d'expertise vient étayer la thèse de l'inexistence d'un patron de coordination *optimal* vers lequel chaque individu devrait tendre pour réaliser une tâche. La variabilité comportementale peut conduire à l'expertise à travers un couplage fin entre les contraintes à satisfaire pour produire une action finalisée et les caractéristiques de l'individu (i.e., développement de l'adaptabilité aux contraintes dynamiques) (Seifert, Button, & Davids 2013). La variabilité apparaît ainsi être une notion inhérente aux systèmes neurobiologiques, puisqu'il nous est clairement impossible de reproduire parfaitement de bout en bout un mouvement (aussi simple soit-il ; Bernstein (1967)). Dans le cadre théorique de la Dynamique Écologique, les mouvements réalisés par un

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

individu émerge de l'interaction des trois catégories de contraintes définies par Newell (1986), à travers des relations circulaires entre les processus de perception et d'action (Davids et al. 2012). La spécificité de la natation réside dans le fait que les contraintes environnementales sont cruciales : le milieu aquatique limite les mouvements des nageurs avec de fortes résistances (pour rappel, l'eau est un milieu 800 fois plus dense que l'air). Selon la Dynamique Écologique, la manipulation de ces différentes contraintes peut amener à ce qu'un nouveau comportement émerge, ou qu'il devienne plus stable dans le temps, ou encore que les contraintes permettent de renforcer la flexibilité motrice des individus. Ces contraintes peuvent amener les nageurs à s'adapter de façon motrice, par exemple en (i) augmentant SR pour faire face à l'augmentation des résistances créées par un opposant dans la ligne à côté ; (ii) régulant la vitesse de nage à l'approche d'un mur pour effectuer un virage ; ou encore en (iii) démontrant un comportement fatigué à la fin d'une course (Dadashi, Millet, & Aminian 2016).

Dans le cadre théorique de la Dynamique Écologique, le caractère 'programmé' de la variabilité de mouvement et des coordinations est considéré comme une flexibilité fonctionnelle du comportement, avec un système sensorimoteur qui s'adapte aux changements continus ou temporaires du paysage de contraintes (Davids et al. 2003; Seifert, Button, & Davids 2013). La variabilité est ainsi vue comme reflétant les propriétés de dégénérescence du système neurobiologique (Edelman & Gally 2001; Mason 2010; Whitacre 2010). Le phénomène de dégénérescence peut être observé à travers différentes combinaisons de composants (i.e., différents patrons de coordination) permettant l'interchangeabilité de ces structures. Le concept de dégénérescence explique ainsi pourquoi un individu peut structurellement modifier son comportement moteur, sans pour autant en compromettre sa fonction. Cela démontre le caractère adaptatif et fonctionnel du mouvement et plus largement de la variabilité des patrons de coordination dans une perspective de satisfaire le but de la tâche. À titre d'exemple, des éléments structurellement différents qui décrivent la même fonction, ou qui tendent vers le même résultat démontrent des propriétés de *dégénérescence* (Edelman & Gally 2001). En d'autres termes, des composants dits *hétéromorphes* peuvent réaliser la même tâche (i.e., isofonctionnalité) dans des conditions spécifiques, permettant de maintenir la robustesse de la production motrice si la configuration initiale du système venait à être altérée (Mason 2010). Cette dégénérescence doit être distinguée du terme de *redondance*, qui nécessite l'*isomorphie* (i.e., capacité des composants à être structurellement identiques) et l'*isofonctionnalité* des composants permettant la réalisation de la fonction

souhaitée (Mason 2010). La redondance est symbolisée par une duplication de la commande motrice en cas de déficience de la commande initiale (Figure 12).

Figure 12: Illustration purement théorique des phénomènes de redondance, dégénérescence et pluripotentialité avec une probable application liée à la natation sportive (inspiré de Mason et al. (2015)). Trois paires de palmes identiques peuvent servir à propulser le nageur en crawl (i.e., redondance) ; tout comme trois paires de palmes différentes (i.e., dégénérescence) ; mais on peut finalement considérer qu'une même paire de palmes peut compléter la propulsion en papillon, en crawl, et lors d'éducatifs (pluripotentialité).

En natation, ces notions (i.e., dégénérescence, variabilité) peuvent être évaluées à trois niveaux : (i) variabilité des coordinations entre les membres à l'intérieur d'un cycle (i.e., de façon générale la variabilité intra-essai), (ii) variabilité des coordinations entre différents cycles (i.e., inter-essai), et (iii) variabilité interindividuelle des patrons de coordination (pour une revue, voir Seifert, Komar, Barbosa, et al. (2014)). Ces auteurs expliquent l'utilité de considérer cette variabilité comportementale en démontrant les effets de la manipulation des contraintes en natation.

La caractérisation de la dégénérescence requiert le calcul de différents indicateurs de la variabilité, pour attester de la *réurrence*, mais également du caractère *cyclique* ou *stationnaire* de longues séries temporelles (Bravi, Longtin, & Seely 2011) qui sont maintenant accessibles avec l'aide des centrales inertielles. Traditionnellement, certains indicateurs linéaires sont utilisés (tels que l'écart-type, la variance, ou bien les coefficients de variation), mais ils peuvent vite apparaître limités dans l'information qu'ils contiennent, nécessitant la détermination d'autres paramètres davantage adaptés aux séries temporelles angulaires que nous recueillons en natation. L'exemple de l'écart-type est le plus parlant, puisqu'il indique l'amplitude de la déviation par rapport à la moyenne des valeurs obtenues sur plusieurs essais (i.e., aspect spatial de la variabilité), mais ne renseigne en aucun cas sur la *structure* de la variabilité du système étudié (Newell & Slifkin 1998). Dans cette optique, pour témoigner de

Chapitre 2. Variables de bas et de haut niveaux du comportement dans la locomotion aquatique

la structure temporelle de la variabilité entre deux séries de données, le calcul de la Root Mean Square (RMS) ou du critère de Cauchy semble plus approprié (Chen et al. 2005; Rein 2012). La RMS mesure le degré de similarité entre le profil de la courbe obtenue sur un cycle et un profil de courbe moyenné sur tous les cycles, alors que le critère de Cauchy compare deux profils de courbes issus de deux cycles consécutifs (i.e., une valeur élevée de ce critère correspond à une importante variabilité ; Chen et al. (2005); Rein (2012)). Nous pouvons également trouver de l'intérêt à caractériser des similarités/disparités entre les profils comportementaux de plusieurs nageurs en se basant sur la technique du 'clustering'. Appliquée au domaine de la natation, cette approche permet de distinguer la spécialité des nageurs en créant des profils de coordination différenciés (Figueiredo et al. 2012). Appliquée à la brasse, cette technique a permis de différencier les profils de coordination bras/jambes réalisés (i) par des nageurs débutants ou de niveaux plus importants (Seifert et al. 2011), et (ii) à différentes vitesses de nage (Komar et al. 2015). De façon plus générale, Dadashi, Crettenand, et al. (2013); Dadashi, Millet, & Aminian (2015) et Dadashi, Millet, & Aminian (2016) ont développé les perspectives d'utilisation des centrales inertielles pour quantifier cette variabilité fonctionnelle en natation. Seifert, Schnitzler, et al. (2014) ont réinvesti ces indications afin d'étudier les effets d'une perturbation sur le comportement des nageurs. Ces auteurs ont notamment caractérisé les propriétés de flexibilité et de stabilité du comportement moteur, en calculant le temps de relaxation (i.e., le temps nécessaire pour retrouver la configuration initiale du système, avant que la perturbation ne survienne ; Scholz, Kelso, & Schonert (1987); Seifert, Schnitzler, et al. (2014)). Dans le protocole expérimental, les nageurs effectuaient 15 cycles dans un flume, à une vitesse donnée, puis ils étaient tractés vers l'arrière sur une distance de 1 m. La consigne était alors de revenir le plus vite possible à la position de départ, avant de poursuivre l'effort pendant encore 15 cycles. En utilisant cette procédure, Seifert, Schnitzler, et al. (2014) ont pu tester l'adaptabilité des brasseurs par rapport à la perturbation qui leur était imposée, et cela a été mis au jour en calculant la variabilité de la coordination déterminée par la CRP. Cette analyse a pu voir le jour grâce à l'utilisation du flume et a permis d'enregistrer des patrons de coordinations sur une période de nage non-négligeable et continue de 30 cycles. Ces premiers résultats démontrent le potentiel d'utilisation des centrales inertielles pour caractériser le comportement moteur et sa variabilité en natation, et doivent être complétés à l'avenir, pour pleinement saisir les possibilités d'analyse de ces capteurs sur de longues périodes (Dadashi, Crettenand, et al. 2013).

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 2 :

- Différents types de variables peuvent être analysés en natation, principalement réparties en variables de bas et de haut niveaux.
- La variabilité inter-cycle en natation, aspect fonctionnel de haut niveau du comportement humain peut ainsi être investiguée. Cette variabilité renseigne sur la manière dont le comportement peut osciller entre des états *stables* et *flexibles*, permettant d'agir efficacement malgré les contraintes que l'individu subit continuellement.

Objectifs et hypothèses

Sur la base des chapitres précédents présentant le cadre théorique de la Dynamique Écologique et d'une méthodologie pour capturer la formation des patrons moteurs et leur variabilité comportementale, plusieurs caractéristiques ont fondé les objectifs de notre travail de thèse: (i) la réciprocité de l'individu et de l'environnement, considérant ces deux entités insécables comme la plus petite unité d'analyse ; (ii) l'athlète comme un système complexe, pouvant démontrer des propriétés d'auto-organisation et pour lequel la production motrice émerge spontanément, sans prescriptions préalables du système nerveux central ; (iii) le possible rôle fonctionnel de la variabilité comportementale, et (iv) le couplage perception-action amenant à une perception directe, sans représentations du monde extérieur préalablement stockées en mémoire. Dans le cadre de la natation sportive, ces caractéristiques nous ont amené à nous interroger sur les perturbations et la (ré)organisation du comportement du nageur que peuvent entraîner certaines modifications de l'espace perceptivo-moteur.

L'objectif principal de notre travail est donc d'investiguer la dynamique des coordinations de nageurs experts en fonction de la manipulation de contraintes de tâche et d'environnement. Notre recherche vise ainsi à caractériser la stabilité/flexibilité du comportement de nageurs experts interagissant avec l'environnement aquatique dans l'optique de se propulser vers l'avant, quand ils sont soumis à trois contraintes de tâches et d'environnement :

La **contrainte de tâche** correspondant à la **vitesse de progression** dans le milieu aquatique : ce paramètre est en effet considéré comme le déterminant principal des résistances que subit continuellement un nageur lorsqu'il évolue dans l'eau (Barbosa et al. 2011). La meilleure performance en natation étant directement liée à l'adoption d'une vitesse de nage élevée, les nageurs doivent être en mesure d'organiser leur motricité pour vaincre les résistances à l'avancement, se propulser et donc optimiser l'exploitation de forces externes et internes.

Afin de manipuler directement l'environnement aquatique avec lequel le nageur interagit, nous avons modulé une **contrainte d'environnement** (généralement difficile à manipuler d'après Newell (1986)) liée aux **modalités d'écoulement du fluide**. Pour ce faire,

nous avons comparé la dynamique comportementale dans un **bassin à contre-courant** (i.e., flume) et dans une piscine. Dans le flume, les nageurs subissent l'écoulement d'eau qui arrive frontalement, alors que ce sont eux qui se déplacent directement dans un environnement quasi-statique dans la piscine. Nous nous attendons à ce que les propriétés du fluide conduisent à une réorganisation des degrés de liberté du système qui supportent les futures actions des nageurs. L'avantage d'utiliser un tel bassin réside dans le fait qu'il nous permet d'investiguer la dynamique comportementale sur de longues périodes, puisque le nageur reste sur place. Cette particularité offre une réelle plus-value distinguant notre approche des études traditionnelles qui analysent des nageurs dont la motricité est contrainte par la présence des murs aux deux extrémités de la piscine.

Enfin, la troisième contrainte manipulée est la contrainte de tâche liée à la **fatigue**, qui sera uniquement présentée dans le cadre des travaux exploratoires de la discussion générale de cette thèse.

Les effets de ces différentes contraintes sont évalués sur la stabilité/flexibilité de la coordination motrice à partir de paramètres cinématiques (position et vitesse des segments). Ainsi, la **coordination entre les membres supérieurs et les membres inférieurs**, la **coordination entre les deux membres supérieurs**, et la **coordination entre les différents segments composant le membre supérieur** sont les trois variables de haut niveau qui seront étudiées. Le **Chapitre 3** présente les différents outils méthodologiques permettant l'analyse de ces variables de haut niveau en situation écologique de pratique ; en l'occurrence le choix de centrales inertielles.

Le **Chapitre 4** présente la méthodologie servant de support à nos trois études tandis que le **Chapitre 5** présente une validation des centrales inertielles. Dans ce chapitre, nous comparons les données angulaires obtenues avec les centrales inertielles par rapport aux valeurs mesurées par des systèmes optoélectroniques de capture du mouvement qui font office de référence.

La **première** des trois études (**Chapitre 6**) investigate l'effet d'une contrainte environnementale représentée par l'écoulement du fluide (conditions en mouvement vs. stationnaire) sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur, quand les nageurs progressent à une vitesse identique dans la piscine et le flume. Nous testons l'**hypothèse selon laquelle le comportement observé serait plus stable dans le bassin à contre-courant, considérant la masse d'eau en mouvement comme plus contraignante que l'aspect quasi-statique du fluide en piscine.**

La **seconde** étude (**Chapitre 7**) dépasse l'analyse à une vitesse de nage/fluide donnée, pour caractériser la dynamique des coordinations dans les deux environnements : manipulation de la contrainte de tâche 'vitesse du nageur/vitesse du fluide'. La vitesse de progression dans les deux environnements de test est manipulée au cours d'un test incrémental comportant huit étapes. **Nous émettons l'hypothèse que les coordinations motrices au sein des membres supérieurs des nageurs experts seraient plus perturbées lorsque le niveau de contraintes est maximal (i.e., vitesses les plus élevées dans le flume) ; ces adaptations seraient visibles pour des variables comportementales de bas et de haut niveaux, notamment pour la coordination entre les deux membres supérieurs (i.e., augmentation non linéaire des valeurs d'IdC) mais également pour la coordination inter-segmentaire de ce membre supérieur (i.e., le positionnement des segments distaux serait perturbé par l'écoulement dynamique et turbulent présent dans le flume).**

Enfin, la **troisième** étude (**Chapitre 8**) poursuit l'analyse de la dynamique des coordinations motrices en investiguant le couplage entre les membres supérieurs et inférieurs dans un milieu aquatique contraignant. Il s'agit d'investiguer (i) les coordinations entre les quatre membres qui sont sollicités au cours du mouvement mais également (ii) l'asymétrie droite/gauche. À ce titre, nous émettons comme **première hypothèse que le ratio de fréquence 1:1 (1 mouvement de bras pour un battement de jambe), correspondant à une coordination absolue, serait le plus récurrent au sein des patrons de coordination que nous sommes à même d'étudier. Notre seconde hypothèse postule pour une transition d'un ratio 1:1 ou 1:2 aux faibles vitesses à un ratio 1:3 aux vitesses élevées, avec une transition plus précoce dans le flume. En guise de troisième hypothèse, nous testons la possibilité que la force du couplage entre les coordinations des deux côtés du corps soit fortement altérée dans le flume, du fait de la présence d'un flux d'eau complexe dans le bassin à contre-courant. Cette asymétrie pourrait ainsi témoigner des adaptabilités motrices qui émergent dans le bassin à contre-courant pour satisfaire le but de la tâche (maintenir la position sans être projeté en arrière par le fluide).**

Pour finir, une **Discussion Générale** met en relief les résultats les plus saillants de notre approche expérimentale sur les trois études menées au cours de ce doctorat, avec une connexion omniprésente avec les concepts fondamentaux du paradigme théorique de la Dynamique Écologique. Comme **travaux exploratoires**, nous présentons les prémices de travaux visant à modéliser mathématiquement les comportements des oscillateurs du membre supérieur pour comprendre l'essence même des coordinations motrices en natation. Cela se traduit notamment par la caractérisation du mouvement en termes d'*amortissement* et de

Objectifs et hypothèses

raideur, dans le but d'offrir de nouveaux éclairages scientifiques quant à la façon dont les individus se meuvent dans un environnement contraignant, symbolisé dans cette étude par le milieu aquatique. Les modèles mathématiques utilisés sont dépendants des tests réalisés par les nageurs, et plus précisément des contraintes qui guident continuellement la production motrice des individus. Une des contraintes spécifiques rencontrées par les nageurs en compétition correspond à leur niveau de fatigue, qui peut aussi bien apparaître sur des distances de sprint ou de demi-fond. Dans de telles conditions, le nageur doit être en mesure de ne pas dénaturer sa motricité, ou de développer des stratégies compensatoires qui lui permettent de maintenir sa performance : des futures pistes de recherches intéressantes sont ainsi abordées dans le but de caractériser la coordination de nageurs experts en situation d'épuisement. À l'issue de cette section, nous présentons les **conclusions de ce travail**, ainsi qu'une **ouverture** sur les **perspectives de recherche** associées à nos travaux.

Chapitre 3. Méthodologie d'analyse de la motricité du nageur dans l'environnement aquatique

Ce chapitre a fait l'objet d'une publication scientifique :

Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., & Seifert, L. (2017). Behavioral dynamics in swimming: the appropriate use of inertial measurement units. *Frontiers in Psychology*, 8, 383.

<http://dx.doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00383> ANNEXE ARTICLES #2

Il existe un nombre incalculable d'outils qui permettent de mesurer et d'analyser la motricité chez le sportif, et par extension, la motricité aquatique spécifique au nageur, comme nous l'avons décrit dans les Chapitres précédents. Les contraintes liées à l'environnement aquatique (présence d'eau, limitant l'utilisation de certains matériels électroniques) peuvent apparaître comme des freins importants quant à l'analyse complète des mouvements adoptés par les nageurs (Dadashi, Millet, & Aminian 2013b). Il convient donc de sélectionner des outils adaptés à ces contraintes, ou d'acclimater des matériels qui n'étaient pas initialement prévus pour de telles investigations. En effectuant une recherche de productions scientifiques récentes investiguant la coordination des nageurs (i.e., un des paramètres les plus appropriés pour caractériser la motricité aquatique chez l'homme), nous nous sommes aperçus que trois outils d'analyse apparaissent plus spécifiques à ce type de locomotion. Les résultats de cette recherche sont recensés dans le Tableau 15 (ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #1), présentant les systèmes de caméras vidéo comme le matériel de prédilection du scientifique pour analyser la coordination des nageurs. En parallèle de cet outil fréquemment sélectionné, les systèmes optoélectroniques 3D ainsi que les centrales inertielles offrent également des solutions adaptées pour attester de la coordination. Le Tableau 15 démontre que le mode de coordination le plus communément analysé est la coordination entre les membres supérieurs.

Chapitre 3. Méthodologie d'analyse de la motricité du nageur dans l'environnement aquatique

Cette constatation peut être due au fait que (i) la contribution des membres supérieurs dans la propulsion est significativement plus élevée que celle des membres inférieurs (Counsilman 1971; Schleihauf 1979; Hollander et al. 1987; Deschodt, Arsac, & Rouard 1999) et (ii) un indice simple est à disposition des scientifiques pour caractériser la coordination entre les membres supérieurs (i.e., l'IdC de Chollet, Chaliès, & Chatard (2000)). Les autres modes de coordination (i.e., les structures du membre supérieur et la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs) sont quant à eux peu analysés. Le placement de la main est tout aussi déterminant pour créer un appui et le maintenir au cours du cycle de nage : ce positionnement des structures distales émerge de la position des structures plus proximales, telles que l'avant-bras et le bras. La façon dont l'individu coordonne les segments constituant le membre supérieur est ainsi décisive, tout comme la coordination qui apparaît entre les membres supérieurs et inférieurs. L'action des jambes dépasse la simple aide au maintien de l'équilibre dynamique du corps (Watkins & Gordon 1983) : la complexité inhérente à l'action combinée des quatre membres est encore méconnue, qui plus est dans le milieu contraignant que représente le milieu aquatique.

Nous décrivons succinctement les trois outils principaux utilisés par les chercheurs pour caractériser la coordination des nageurs (i.e., les caméras vidéo, les systèmes optoélectroniques et les centrales inertiels), de manière non exhaustive, puisque les matériels choisis par le scientifique sont avant tout en lien avec la question de recherche et le mode de locomotion analysé. A titre d'exemple, il apparaît évident que l'analyse de la coordination d'un nageur n'est pas basée sur les mêmes principes que l'investigation de la coordination d'un hockeyeur : les forces appliquées, l'environnement, les contraintes pesant sur la réalisation du mouvement sont autant de paramètres à prendre en considération par et pour le chercheur.

1. Les systèmes d'analyse vidéo

C'est la technique d'analyse la plus commune pour caractériser les modes de coordination en natation (Nikodelis, Kollias, & Hatzitaki 2005; Sanders et al. 2006; Elipot et al. 2009; Naemi, Easson, & Sanders 2010; B. R. Mason & Formosa 2011; Callaway 2015 ; Tableau 15). Grâce à l'utilisation de ces systèmes, les connaissances actuelles obtenues sur la locomotion aquatique et tout particulièrement sur l'étude de la cinématique du corps, sont fortement documentées (Dadashi, Millet, & Aminian 2013b). Les caméras vidéo sont utilisées de différentes manières par les chercheurs (Figure 13) : (i) en fixant la caméra à un endroit spécifique du bassin, ils peuvent augmenter la focalisation sur un événement précis du cycle (e.g., départ, virage) ; (ii) en utilisant une caméra embarquée et en suivant le nageur, certains paramètres cinématiques peuvent être recueillis (e.g., fréquence de nage ou 'stroke rate' et 'SR' en anglais¹⁹, amplitude de cycle ou 'stroke length' et 'SL' en anglais) ; (iii) avec un chariot mobile le long de la piscine, deux caméras sont souvent utilisées, pour obtenir des images synchronisées entre les mouvements s'effectuant à la surface et dans l'eau.

Figure 13: Différents systèmes de vidéo utilisés pour l'analyse des différents modes de coordination adoptés par les nageurs. L'image principale représente un chariot mobile offrant une vue détaillée du nageur sur la longueur du bassin. En haut à gauche, une caméra fixe pour analyser le virage, en bas à gauche, une caméra embarquée pour analyser la fréquence de nage.

¹⁹ La fréquence de nage SR représente le nombre de cycles de nage effectués par le nageur en une unité de temps (si elle est calculée sur une minute, l'unité est le cycle.min⁻¹, alors que si elle est rapportée à une seconde, elle s'exprime en Hertz, ou Hz). En mesurant cette fois-ci la distance parcourue par le corps du nageur entre deux entrées successives de la même main dans l'eau, on caractérise l'amplitude de cycle SL (exprimée en mètres par cycle, ou m.cycle⁻¹) ; Barbosa et al. (2011).

Chapitre 3. Méthodologie d'analyse de la motricité du nageur dans l'environnement aquatique

De tels protocoles expérimentaux permettent aussi bien d'étudier des paramètres en lien avec la performance en natation, mais également d'investiguer le comportement moteur des nageurs, et tout particulièrement leur coordination. En effet, d'après Mason et Formosa, les protocoles se basant sur l'analyse vidéo ont été « pensés et réalisés pour identifier où, pourquoi et comment certains nageurs étaient meilleurs que d'autres » (p.413 ; Mason & Formosa (2011)). Ainsi, à partir d'une analyse vidéo, les paramètres temporels (e.g., calcul de la durée du départ jusqu'à ce que la tête passe la ligne des 15 m ; du temps pour couvrir les 5 + 5 m correspondant aux virages ou encore de la durée nécessaire à la réalisation des 5 derniers mètres d'une course ou d'un entraînement, voir Sidney et al. (2011)), mais également les déterminants de la performance (SL et SR), la vitesse moyenne de cycle, certains points de début ou de fin des phases du cycle de nage (Chollet, Chalies, & Chatard 2000), ou encore des angles segmentaires ou articulaires pour attester de la coordination (si le nombre et le positionnement des caméras sont adaptés à ce genre d'analyse) peuvent être appréhendés (Sanders et al. 2006). À titre d'exemple, une procédure totalement automatisée n'étant pas encore réalisable à partir des analyses vidéo, la digitalisation se fait presque exclusivement de façon *manuelle* ou *semi-automatique* (Dadashi, Millet, & Aminian 2013b). La digitalisation de ces points anatomiques de référence (e.g., le centre articulaire de l'épaule, du coude ou du poignet) peut être sujette à quelques erreurs, car elle dépend de la qualité de la vidéo enregistrée, et nécessite également de répéter une opération de pointage un grand nombre de fois. Ce dernier point conduit à un second inconvénient lors de l'utilisation de cette technique, à savoir que le temps pour finaliser une procédure de digitalisation peut être très long (Wilson et al. 1999; Mooney, Corley, Godfrey, Osborough, et al. 2015). Selon Psycharakis & Sanders (2008), le temps de digitalisation de 'seulement' quatre cycles de nage a été estimé à plus de 27 heures dans leur étude. En parallèle de l'étape de digitalisation, les chercheurs doivent faire face aux problématiques spécifiques à ce type d'analyses conduites dans l'eau. En effet, l'environnement aquatique perturbe les images recueillies par le scientifique : « l'analyse biomécanique de la natation reste à ce jour insuffisamment explorée, du fait des complications liées aux mesures cinématiques effectuées dans l'eau » (p. 12928 ; Dadashi et al. (2012)). Les caméras sont en effet affectées par un effet de 'parallax', apparaissant à l'interface entre l'eau et l'air (Kwon 1999), par la clarté/opacité de l'eau, mais également par la présence et la formation de turbulences ou de bulles (Mooney, Corley, Godfrey, Osborough, et al. 2015) qui viennent détériorer l'image recueillie. De plus, la réflexion de la lumière sur l'eau, ou les problèmes liés à la distorsion de l'image ou aux contrastes entre des pixels se situant sur ou derrière le corps du nageur sont autant de paramètres venant affecter la qualité de l'image,

et—par extension—les paramètres de coordination analysés (Ichikawa, Ohgi, & Miyaji 1998). Par exemple, les complications liées à l'utilisation de la vidéo dans le milieu aquatique a contraint certains auteurs à déplorer une augmentation de près de 42% de l'erreur de reconstruction des données mesurées, en comparaison à la même analyse réalisée sur terre (Silvatti et al. 2013).

Le succès de l'analyse vidéo en natation est par conséquent incontestablement lié à l'aisance d'utilisation et de déplacement d'un tel système, les investigations pouvant être conduites sur la totalité d'une compétition (i.e., analyse de course) ou plus précisément en faisant une investigation cycle à cycle (i.e., caractérisation biomécanique de quelques cycles au cours de la nage). Ainsi, des recherches prépondérantes ont pu voir le jour grâce à l'adoption de l'analyse vidéo : détermination des paramètres spatio-temporels et de coordination du cycle de nage (Callaway, Cobb, & Jones 2009), évaluation de la dépense énergétique des nageurs (Berger, Hollander, & de Groot 1997; Pendergast et al. 2003), ou encore estimation des forces produites au niveau de la main (Schleihauf 1979; Toussaint & Beek 1992). Ces études se font essentiellement sur une zone restreinte du bassin, limitant les possibilités d'investiguer la dynamique de la coordination en natation (Tableau 15).

2. Les systèmes optoélectroniques

Afin d'augmenter la précision spatiale de leurs analyses (Chiari et al. 2005), les scientifiques peuvent se tourner vers des approches utilisant des systèmes optoélectroniques (Figure 14). Ces systèmes d'analyse de mouvements en trois dimensions sont basés sur la reconnaissance de marqueurs passifs, placés sur les points anatomiques du nageur. Il en existe de différentes marques, et un développeur Suédois a réalisé un modèle adapté à un usage aquatique, en particulier puisqu'il limite les perturbations dues aux bulles (Qualisys AB, Göteborg, Suède, 2013 ; Figure 14).

Figure 14: Le système optoélectronique Qualisys, utilisé pour faire une acquisition sur une nageuse effectuant une coulée sous-marine. Les encarts en bas à droite de la photo montrent (i) un zoom sur l'une des caméras utilisées pour obtenir les images subaquatiques, (ii) une nageuse portant les marqueurs réfléchissants. Source : Qualisys.com.

La position des marqueurs réfléchissants est captée à haute fréquence (généralement au minimum 100 Hz) par un réseau de différentes caméras infra-rouge qui entourent la progression du nageur (voir un exemple en brasse avec Olstad et al. (2012)). La reconnaissance de la trajectoire des marqueurs, de leur vitesse, et par extension des mouvements tridimensionnels des nageurs, s'effectue à l'issue d'un travail de calibration d'un certain volume dans lequel évolue le participant. Ce volume est déterminé par le nombre, la position, la résolution et la calibration des caméras optoélectroniques: la précision de mesure dans le volume établi est dépendante du nombre de caméras utilisées (de Jesus et al. 2015). L'acquisition tridimensionnelle des points anatomiques sélectionnés est quasi-automatique (Callaway, Cobb, & Jones 2009; Dadashi, Crettenand, et al. 2013), et permet de caractériser la coordination des nageurs. Cette méthode souffre cependant des mêmes limitations que les analyses vidéo en ce qui concerne le fait d'enregistrer dans un milieu aquatique contraignant. D'autre part, l'utilisation d'un tel système (composé de beaucoup de matériel électronique pour faire fonctionner chaque caméra) est facilitée en conditions de laboratoire et ne peut cependant pas être utilisée régulièrement dans différents bassins pour des limitations évidentes de transportabilité du matériel (Silvatti et al. 2012; de Jesus et al. 2015; Tableau

15). Enfin, malgré une précision spatiale indéniablement accrue par rapport à des analyses vidéo classiques, l'utilisation des systèmes optoélectroniques est toujours limitée à un volume de nage restreint (Dadashi, Crettenand, et al. 2013; Callaway 2015). De ce fait, les analyses inter-individuelles ou intra-cycle sont à privilégier, contrairement à des investigations sur de plus longues durées, visant notamment à caractériser la coordination inter-cycles des nageurs.

Le temps de mise en place, le volume d'analyse, ainsi que le nombre de nageurs qui peuvent être étudiés en même temps sont autant de limitations imputables aux systèmes d'analyse de mouvements traditionnels (i.e., systèmes vidéos et optoélectroniques) (Dadashi, Millet, & Aminian 2013b). Les limitations inhérentes à ces précédents systèmes ont ainsi incité les chercheurs à se tourner vers de nouvelles possibilités (Callaway, Cobb, & Jones 2009; de Magalhaes et al. 2015) pour analyser la dynamique des coordinations mais également pour mieux comprendre l'émergence des processus d'adaptations de ces derniers aux contraintes qui les entourent. L'utilisation d'un *accéléromètre portable* (Silvatti et al. 2012; Callaway 2015) peut être considéré comme l'un des premiers outils permettant de répondre aux requêtes de la recherche selon le cadre théorique de la Dynamique Écologique.

3. Les centrales inertielles

Les récents modèles de centrales inertielles disponibles sur le marché renferment un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre, mesurant chacun dans les trois dimensions de l'espace. Une multitude de références existe avec différentes applications possibles (Figure 15).

Figure 15: Différents modèles de centrales inertielles que l'on peut trouver sur le marché. 1. X-sens, 2. Physilog, 3. Hikob, 4. Movéa ou encore 5. Neuron sont certaines des marques qui commercialisent ce genre de modèles.

En comparaison des systèmes d'analyse de mouvements plus classiques (vidéo et systèmes optoélectroniques), ces centrales inertielles, avec leur faible taille et leur transportabilité, offrent la possibilité de s'affranchir des conditions de tests en laboratoire pour multiplier les analyses de terrain (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams 2010). D'autre part, elles permettent—pour la plupart—d'enregistrer en continu grâce à un système de stockage de données intégré à chaque centrale (c'est ce qu'on appelle un 'data logging'). De ce fait, elles surpassent certaines analyses vidéo qui se limitent à un volume d'analyse relativement restreint (en natation, Dadashi, Millet, & Aminian (2016) ont pu enregistrer près de 6000 cycles de nage avec ce type de centrale inertielle). Cela ouvre de nouvelles perspectives d'analyse, notamment en termes de *variabilité comportementale*, sur la base de comparaisons inter-cycles (Dadashi, Millet, & Aminian 2013b). Chaque centrale est également utilisateur-dépendant, ce qui permet à l'expérimentateur d'analyser plusieurs nageurs en même temps sans risque d'interférence entre les données recueillies (Dadashi, Millet, & Aminian 2013b). Ces divers avantages permettent d'approcher d'un point de vue biomécanique et contrôle moteur une activité physique, quelle qu'elle soit en condition écologique (i.e., même si le port des centrales peut légèrement gêner l'athlète principalement lors de son équipement, elles ne perturbent cependant pas la réalisation générale du mouvement).

Utilisées en natation, ces centrales inertielles ont récemment été validées pour étudier les paramètres classiques de la performance (i.e., la vitesse moyenne, l'amplitude SL et la fréquence de cycle SR ; Glazier et al. (2006)) au cours des séances d'entraînement. En effet, de tels outils ne sont généralement pas tolérés sur les nageurs lors des compétitions internationales (Mooney, Corley, Godfrey, Quinlan, et al. 2015), si ce n'est dans le cadre de certains meetings, après convention établie entre les nations. Mais les applications des centrales inertielles ne se limitent pas à ces seules évaluations de performance. Les données recueillies peuvent permettre de construire des profils comportementaux des participants, avec en toile de fond la caractérisation plus précise de leur *adaptabilité* motrice, notamment en lien avec les contraintes qui les entourent (Newell 1986). L'analyse de la dynamique des coordinations et de sa variabilité fonctionnelle fournissent un éclairage quant aux mécanismes par lesquels les nageurs s'adaptent aux changements continuels auxquels ils font face du fait de leur progression dans un environnement contraignant et imprédictible (Bartlett, Wheat, & Robins 2007). Seifert, Komar, Barbosa, et al. (2014) ont ainsi démontré qu'il n'existe pas un unique et idéal patron de coordination en natation. Au contraire, ces auteurs assurent que la variabilité des coordinations présente au sein des systèmes neurobiologiques tels que

l'homme est incontournable, pour produire (i) des nouveaux comportements fortement adaptés aux situations rencontrées par le nageur, (ii) des états de comportements dits 'stables' malgré la présence de perturbations extérieures, et (iii) des comportements flexibles en fonction des contraintes qui entourent continuellement les individus (Bartlett, Wheat, & Robins 2007; Davids & Glazier 2010).

Sur la Figure 16, les variables qui apparaissent en rouge parmi l'ensemble des déterminants biomécaniques de la performance sont susceptibles d'être déterminées à partir des IMUs.

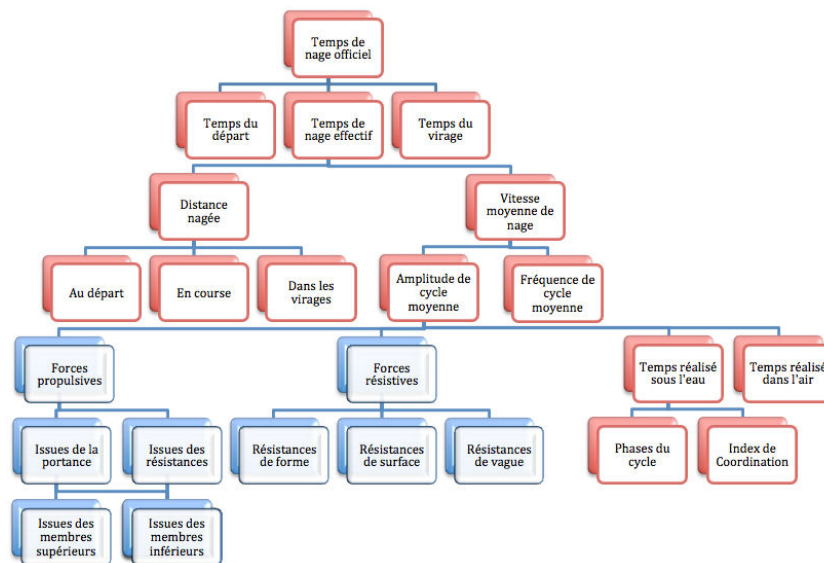


Figure 16: Les déterminants biomécaniques de la performance en natation (modifié à partir des travaux de Hay (1978)). Un développement particulier a été effectué pour la variable 'vitesse moyenne de nage', symbolisant la performance en natation. Les cases rouges correspondent aux paramètres pouvant être déterminés grâce à l'utilisation des centrales inertielles.

4. Choix matériels et techniques pour l'analyse de la coordination dans le cadre de ce travail doctoral

L'analyse de la coordination d'un nageur dans son environnement aquatique a très largement été investiguée avec l'aide de la vidéo. Cependant, ces systèmes apparaissent trop limités pour caractériser la dynamique des coordinations ou encore la variabilité inter-cycles, paramètres essentiels pour témoigner de l'adaptabilité motrice des individus. Cette adaptabilité peut révéler l'évolutivité et la créativité des nageurs, habitués à rencontrer des contraintes importantes et pour la plupart imprédictibles lors de leur pratique compétitive. C'est pour cette raison que nous développons un intérêt certain pour l'utilisation des centrales inertielles, qui peuvent en effet répondre à ces problématiques en enregistrant de façon continue les données sur de longues périodes (voir la variété d'applications présentées dans le

Chapitre 3. Méthodologie d'analyse de la motricité du nageur dans l'environnement aquatique

Chapitre 2). Au regard de la littérature, un de nos objectifs sera de nous affranchir de l'aide de la vidéo, pour nous baser uniquement sur des données issues de ces centrales inertielles. Ces données seront obtenues en suivant un processus rigoureux débutant par les étapes de positionnement des centrales sur le corps des nageurs et aboutissant à la correction de la dérive temporelle. Cette dernière est rendue possible par l'utilisation de l'algorithme de Magdwick, qui servira de référence pour affiner les mesures angulaires issues des centrales inertielles, estimées à partir de différentes procédures de calibrations, effectuées en dehors de l'eau (Chapitre 4).

4.1. Méthodologie d'utilisation des centrales inertielles en condition écologique

Le rapide développement des centrales inertielles en natation a permis de générer de nouvelles procédures d'acquisition et de traitement des données obtenues. Malgré toutes les possibilités de mesures offertes par ces centrales inertielles, il convient tout de même de garder à l'esprit que l'utilisation de ces outils n'est pas aussi simple qu'il n'y paraît—et ce particulièrement dans le milieu aquatique. Dans les paragraphes qui suivent, nous présentons et justifions les choix méthodologiques méticuleux adoptés pour pouvoir rendre parfaitement compte du potentiel des IMUs dans le cadre de l'analyse de la motricité aquatique humaine.

Avant leur utilisation dans l'environnement aquatique, la plupart des centrales doivent être étanchéifiées pour ne pas altérer le fonctionnement de leurs composants électroniques qui acquièrent les données (e.g., accéléromètres, gyroscopes ou encore magnétomètres). Nous avons recensé différentes manières de procéder, en adéquation avec les travaux de Magalhães et al. (2015). Il apparaît généralement que les centrales inertielles sont placées dans des petits sachets plastiques (Fulton, Pyne, & Burkett 2009b; Fulton, Pyne, & Burkett 2009a; Bächlin & Tröster 2011; Stamm et al. 2012; Stamm, James, & Thiel 2013); dans ce qui pourrait s'apparenter à des housses ou boîtes hermétiques (Lee, Leadbetter, et al. 2011; Le Sage et al. 2012; Stamm et al. 2013) qui sont ensuite fixées sur le corps des nageurs. Dans certains cas, la méthode est plus singulière : utilisation d'une montre étanche au poignet et dans laquelle est insérée la centrale inertielle (Ohgi et al. 2000; Ohgi et al. 2003; Nakashima et al. 2010), ou encore un petit tube réalisé à base d'aluminium (Ohgi 2002) à l'intérieur duquel on vient glisser le capteur pour l'isoler du milieu aquatique, ou une combinaison de natation bénéficiant d'emplacements pour y placer les centrales (Dadashi et al. 2012).

Une fois la méthode sélectionnée, les centrales doivent être positionnées et fixées sur le corps du nageur. Nous avons recensé certaines étapes à suivre, apparaissant essentielles pour ensuite faciliter le traitement des données (de Magalhaes et al. 2015). Premièrement, la

direction de l'accéléromètre et du gyroscope dépend de la position de la centrale inertielle dans l'espace. Il devient donc indispensable de déterminer la position tridimensionnelle de la centrale inertielle dans l'espace pour bon nombre d'analyses comportementales dont nous avons parlé dans les paragraphes précédents. En revanche, cette même procédure apparaît trop avancée pour une simple détermination des paramètres liés à la performance en natation (variables temporelles, ou de bas niveau). Quoi qu'il en soit, la fixation de l'IMU sur le corps du nageur doit être 'ferme' (avec de la bande thérapeutique ou du ruban adhésif), pour éviter tous les mouvements relatifs de la peau par rapport à la centrale inertielle et ainsi limiter les erreurs de mesure (Fong & Chan 2010). Il est également nécessaire de veiller à ce que chaque centrale inertielle n'ajoute pas une gêne additionnelle au nageur pour se mouvoir dans le milieu aquatique. À titre d'exemple, l'accélération de la main est facilement déterminée par un capteur positionné sur sa face dorsale, ou au niveau du poignet. En comparaison, la dynamique des battements du membre inférieur peut être approchée en positionnant un IMU sur les pieds, ou sur le ventre du mollet (pour des explications complètes, voir de Magalhaes et al. (2015)). Les résistances additionnelles que les centrales inertielles peuvent créer sont dépendantes de leur taille (en moyenne, la taille de ce système était de 50×35×15 mm entre 2013 et 2015, selon Mooney, Corley, Godfrey, Quinlan, et al. (2015)). Il n'est pas exclu que ces outils de mesure puissent modifier le patron de nage, voire accroître les résistances rencontrées par les nageurs (James et al. 2011; Dadashi, Crettenand, et al. 2013). En effet, pour des dimensions similaires, les marqueurs réfléchissants utilisés dans les systèmes optoélectroniques de capture du mouvement ont déjà démontré qu'ils pouvaient augmenter les résistances jusqu'à 10% (Kjendlie & Olstad 2012). Ces différentes raisons peuvent donc limiter l'utilisation très prolongée de ces centrales inertielles, plus que leurs propres capacités de fonctionnement (liées à la durée de vie de leur batterie). Pour finir, le placement des IMUs ne doit pas perturber les sensations d'un nageur qui évolue dans le milieu aquatique (Bächlin & Tröster 2011) (e.g., un IMU positionné sur la main ne doit pas affecter la prise d'information effectuée par le nageur directement à travers le fluide).

Les premières analyses –facilitées par la nature reproductible et cyclique de la motricité aquatique– peuvent directement faire suite à ces procédures de fixation des centrales au corps du nageur. Les données brutes d'accélération présentent un pattern reproductible à travers le temps, correspondant à un cycle de nage sur la partie stabilisée de l'analyse effectuée (James, Davey, & Rice 2004; Davey & James 2008; Le Sage, Bindel, Conway, Justham, Slawson, & West 2010a; Le Sage, Bindel, Conway, Justham, Slawson, & West 2010b; Vannozzi et al. 2010; Bächlin & Tröster 2011; Siirtola et al. 2011; Jensen, Prade, &

Eskofier 2013; Ohgi, Kaneda, & Takakura 2014). Les paramètres temporels du cycle de nage peuvent aussi facilement être déterminés en se basant sur les courbes d'accélération en fonction du temps, révélant ainsi la variabilité inter-cycle pouvant témoigner de l'adaptabilité des nageurs.

Pour le second niveau d'analyse (i.e., caractérisation fine du comportement du nageur en situation écologique), l'orientation des capteurs en trois dimensions doit être estimée très précisément pour calculer des angles entre les différentes centrales inertielles. Cette procédure débute généralement par l'expression de la position de l'IMU (i) dans une référence terrestre externe, ou (ii) dans la référence locale (i.e., le membre avec le capteur positionné dessus). Très peu d'études ont déjà obtenu des valeurs d'angle satisfaisantes, car les procédures sont laborieuses et facilement sujettes à erreurs. En effet, les IMUs ne mesurent pas directement des angles car ils ne stockent pas de modèles anthropométriques dans leurs composants électroniques, mais peuvent permettre d'en faire des estimations. Dans l'optique de déterminer ces angles, une des premières interrogations doit nous permettre de nous questionner sur le nombre de centrales inertielles à utiliser dans notre analyse (Yang & Li 2012). La réponse est bien évidemment formulée en fonction de ce que veut démontrer le chercheur. En effet, même si un seul IMU positionné sur le bas du dos d'un nageur permet d'obtenir assez aisément sa vitesse instantanée (Dadashi et al. 2012; Dadashi, Millet, & Aminian 2014), il ne permettra en aucun cas de déterminer des angles au niveau de ses membres supérieurs et inférieurs. Si tel est l'objectif, alors la présence de plusieurs centrales inertielles est requise (Seifert, Schnitzler, et al. 2014). Comme chacune des centrales inertielles possède un système de coordonnées en son sein, elles doivent être parfaitement alignées avec le membre sur lequel elles sont positionnées pour éviter les erreurs de mesure lors du calcul des angles (ou offset ; Le Sage et al. (2011)). Pour une visualisation de correction d'offset en deux dimensions, voir les travaux de Barber & Barden sur le roulis (2014).

En trois dimensions, la correction ne peut plus être réalisée *a priori*, mais doit résulter d'un processus actif qui implique d'effectuer des enregistrements avec les centrales inertielles qui seront ensuite utilisés pour affiner le calcul des données angulaires dans un second temps. Ce travail rigoureux peut se résumer à une procédure de 'calibration' des données. Ces calibrations sont obligatoires pour atteindre le niveau de précision nécessaire à la caractérisation du mouvement humain en situation écologique. Elles ont pour objectifs principaux de faciliter le calcul de la position tridimensionnelle des centrales inertielles et de réduire la dérive liée à l'intégration des valeurs de vitesse. En natation, il est donc obligatoire

de prévoir un temps de calibration en amont des mesures effectuées dans l'eau. L'environnement aquatique et ses contraintes impliquent de calibrer les centrales inertielles en dehors de l'eau avant de pleinement débiter les tests, comme décrit dans l'étude de Fantozzi et al. (2016) sur la nage simulée (i.e., les jambes sont immobiles, et les membres supérieurs nagent dans l'air). Les résultats de ce travail montrent une bonne reproductibilité des mesures entre les angles articulaires obtenus à partir des centrales et ceux mesurés avec le gold standard (coefficients de corrélations multiples proches de 1). Précisément, l'alignement des centrales avec le membre sur lequel elles sont positionnées s'effectue généralement à partir d'une position statique, lors de laquelle l'orientation de chaque centrale inertielle est parfaitement connue (Mills et al. 2007; Cooper et al. 2009). Une autre possibilité peut être de convertir les axes des centrales inertielles dans la référence anatomique du segment, pour obtenir des données plus précises des angles articulaires (Chardonens et al. 2012; Dadashi et al. 2012). Encore une fois, ce sont surtout pour des applications réalisées sur terre que ces procédures ont été popularisées, et notamment lors de l'étude de la marche ou de la course (Favre et al. 2008; Favre et al. 2009). À la suite d'une 'calibration fonctionnelle', le signal peut être synchronisé entre toutes les centrales inertielles, et devient donc insensible à leur placement. Plus précisément, la procédure consiste à déterminer une matrice de rotation constante (ou à déterminer les quaternions) entre la position de la centrale inertielle et l'orientation du segment. Dans ces études, les athlètes ont réalisé une série de squats, puis devaient maintenir une position érigée pendant cinq secondes. L'explication complète de ces procédures est présentée par Favre et al. (2009).

Dans l'objectif de réduire la dérive temporelle, Favre et al. (Favre et al. 2006) ont proposé deux méthodes différentes, se basant sur les instants passés par le sujet en position statique (Woyano, Lee, & Park 2016). La première des deux méthodes s'appuie sur l'intégration des valeurs de vitesse angulaire. Les orientations sont donc exprimées en utilisant les représentations des vecteurs unitaires issus des quaternions en transformant la référence xyz du capteur dans la référence globale XYZ. La seconde méthode présente une correction de l'orientation utilisant la *gravité* (voir ces quelques applications : O'Donovan et al. (2007); Takeda et al. (2009); Cutti et al. (2010); Ferrari et al. (2010)). Ainsi, elle considère qu'à tout instant et pour chaque mouvement, l'accélération d'un membre est issue de deux composants : un premier lié à l'accélération de la pesanteur, et un second directement en relation avec le mouvement du capteur dans l'espace. Lors de périodes statiques, l'accéléromètre n'est soumis qu'à l'accélération de la gravité. Ainsi, des calibrations dites 'statiques' vont tirer un avantage de cette action de la gravité, qui offre un signal identique à

Chapitre 3. Méthodologie d'analyse de la motricité du nageur dans l'environnement aquatique

toutes les centrales inertiellees utilisées pour attester du comportement moteur du nageur. En parallèle, une calibration 'dynamique' est également réalisée, durant laquelle les individus effectuent des rotations des membres autour de leurs articulations les plus proximales (i.e., l'intégralité du membre supérieur effectue des rotations autour de l'épaule), permettant de conférer les mêmes vitesses angulaires à tous les IMUs placés sur ce membre. Par cette méthode, l'orientation relative des centrales inertiellees par rapport aux membres sur lesquels elles sont positionnées est identifiée, et les angles articulaires calculés. Pour finir, la dernière solution technique que nous avons recensée pour corriger les erreurs liées à la dérive combine les données issues de l'accéléromètre, du gyroscope et du magnétomètre à travers un filtre de Kalman (Zhu & Zhou 2004). Le filtre de Kalman estime l'état des paramètres résultant de la fusion des trois outils de mesure en incorporant les périodes de mouvements qui ne sont pas sujets à la dérive (en se basant sur les valeurs d'accélération de la pesanteur et du champ magnétique terrestre). Dans ces conditions, les gyroscopes doivent être finement calibrés, au même titre que les magnétomètres. La calibration des gyroscopes implique d'aligner l'axe principal de la centrale avec l'axe de déplacement du nageur. Concernant les magnétomètres, il est nécessaire d'effectuer une calibration de quelques secondes pour estimer les perturbations de l'environnement de test sur le recueil des données. Ces outils de mesure peuvent en effet être perturbés par la présence d'éléments ferromagnétiques qu'il n'est pas exclu de trouver au bord des bassins. Le détail de l'utilisation de ces filtres de Kalman est proposé par Brookner (1998). Cette dernière approche relativement complète apparaît comme intéressante puisqu'elle implique un niveau de calibration très élevé, ainsi qu'un fusionnement précis de l'intégralité des données recueillies par la centrale inertielle.

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 3 :

- Les analyses vidéo, les systèmes optoélectroniques et les centrales inertielles sont les trois matériels qui sont les plus largement utilisés pour caractériser la coordination des nageurs.
- Les centrales inertielles (que nous choisissons comme outil de mesure principal dans notre approche) ne fournissent des signaux exploitables qu'après avoir procédé à une collecte et un traitement des données rigoureux.

Partie

2

Contributions personnelles

Dans cette partie...

- Le cadre méthodologique utilisé lors de l'expérimentation de thèse
- La fiabilité des données obtenues
- Les trois études de ce travail de doctorat

Chapitre 4: Cadre méthodologique global

Les études développées dans le cadre de ce travail de doctorat sont issues de la même expérimentation. Par conséquent, certains invariants méthodologiques sont communs à toutes les études présentées, que ce soit au niveau des participants impliqués dans l'expérimentation, des méthodes de collecte des données, ou encore de certains traitements préalables des variables associées à la coordination des nageurs. À ce titre, une attention particulière a été portée aux méthodes nécessaires à l'acquisition et au traitement des valeurs obtenues par les centrales inertielles utilisées lors de ces travaux de thèse. En effet, comme vu dans le Chapitre 3, ces procédures doivent être réalisées avec précision pour limiter les erreurs, notamment dans l'estimation des paramètres de haut niveau qui permettent de caractériser la coordination.

Afin d'éviter les redondances, ces invariants méthodologiques sont présentés dans les lignes qui suivent.

1. Participants

Deux nageurs de niveau international ($25 \pm 1,4$ ans ; $1,85 \pm 0$ m ; $80 \pm 2,8$ kg) et six de niveau national ($19,3 \pm 1,5$ ans ; $1,87 \pm 0,03$ m ; $79,6 \pm 9,2$ kg) de nationalité Italienne ont participé de façon volontaire à cette étude (Tableau 4). Ces nageurs étaient tous spécialistes du 200 m nage libre²⁰ (i.e., plus de 10 entraînements par semaine tout au long de l'année). La

²⁰ Le choix de cette distance de nage a été précisé par une étude menée par nos soins, et qui concernait les finales des Championnats de France masculins de 2007 à 2014. Il apparaît que la distance de 200 m est la plus propice aux fluctuations de vitesse d'un 50 m à l'autre, avec une décroissance de vitesse absolue majoritairement marquée entre le premier et le troisième 50 m de course. L'analyse de la vitesse de nage de 65 participants aura permis de déterminer quelle pouvait être la vitesse moyenne de nageurs élites sur une telle épreuve, et surtout quel pouvait être l'ordre de grandeur des variations de vitesse sur chaque 50 m, par rapport à la valeur moyenne sur l'ensemble de l'épreuve. Ces variations de vitesse, liées aussi bien aux fluctuations de fréquence de nage que

meilleure performance de ces nageurs sur cette distance a d'ailleurs été exprimée en pourcentage du Record du Monde (RM au 1^{er} janvier 2017, en bassin de 50 m ; Tableau 4).

Tableau 4: Principales caractéristiques anthropométriques et performances des nageurs de l'étude

Niveau des nageurs (n°)	Age (années)	Taille (m)	Poids (kg)	Meilleur temps sur 200m (s)	% du RM sur 200m
International (1)	26	1,85	78	108,54	93,98
International (2)	24	1,85	82	110,73	92,12
National (3)	19	1,92	93	112,5	90,67
National (4)	19	1,84	66	113,96	89,51
National (5)	20	1,85	85	114,09	89,40
National (6)	22	1,83	75	112,73	90,48
National (7)	18	1,90	78	113,72	89,69
National (8)	18	1,90	81	114,31	89,23

Le 200 m est une distance de compétition considérée comme la plus exigeante d'un point de vue physiologique (elle implique l'utilisation de substrats énergétiques issus des deux filières aérobie et anaérobie, (Figueiredo et al. 2011)) et biomécanique (Pelayo et al. 1996). Cette distance est également envisagée comme référence, du fait qu'elle implique l'utilisation d'une allure de nage *critique*, témoignant de la transition entre les allures adoptées pour le sprint, et celles concernant les distances de demi-fond (Seifert, Chollet, & Rouard 2007; Potdevin et al. 2003). Chaque volontaire n'avait pas d'antécédent de blessure pouvant le handicaper pour réaliser ces tests de natation. Les nageurs ont été informés du but de l'étude, des variables mesurées et de l'absence de risques liés à la participation à cette étude (le protocole de test a été expliqué et chaque nageur a donné son consentement écrit (ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #2)). Le protocole de cette étude a été construit en accord avec les standards éthiques définis par la Déclaration de Helsinki, pour être ensuite validé et approuvé par le comité d'éthique de l'Université de Sienna en Italie.

d'amplitude de cycle, nous permettent de sélectionner des paliers de vitesse cohérents par rapport aux capacités des nageurs sollicités pour l'expérimentation menée dans le cadre de ce travail de thèse.

2. Protocole expérimental

Le protocole expérimental décrit dans les lignes qui suivent a été élaboré à la suite de deux pré-expérimentations réalisées à la piscine Guy Boissière de Rouen (Seine Maritime) sur (i) un nageur de l'UFR STAPS de l'Université de Rouen et (ii) un pensionnaire du club des nageurs des Vikings de Rouen. Ces pré-expérimentations ont permis de tester le matériel de collecte des données en situation écologique, mais également de vérifier la faisabilité du protocole. Ce protocole a été scindé en deux parties : les sujets ont tout d'abord réalisé des tests en piscine, avant de se rendre dans un bâtiment voisin contenant un flume (bassin à contre-courant), lieu de réalisation de la seconde partie du protocole. Seuls trois des huit nageurs sélectionnés avaient préalablement nagé dans ce type de bassin à contre-courant (un unique stage d'entraînement en Espagne), les autres n'ayant aucune expérience de cette motricité particulière (ces derniers ont donc été familiarisés avec le bassin avant de débiter la présente expérimentation).

2.1. Test en piscine

Après un échauffement standard de 10 min, les participants ont nagé 3×15 m dans une piscine intérieure de 50 m à différentes intensités : vitesses lente, modérée et maximale. Cette première situation a permis d'estimer leur perception de l'effort préalablement au lancement du véritable protocole. Celui-ci consistait à réaliser huit longueurs successives dans la piscine couverte de 50 m, incrémentées en vitesse. Chaque vitesse nagée était propre à chaque nageur, déterminée en fonction de sa vitesse moyenne obtenue lors de sa meilleure performance réalisée sur un 200 m crawl. En valeurs relatives, le premier palier de vitesse était fixé à 76% de cette vitesse moyenne, et les paliers suivants correspondaient à un incrément de 4% par rapport à la vitesse précédemment nagée (i.e., 80, 84, 88, 92, 96, 100 et 104%). Pour respecter ces vitesses, un expérimentateur imposait cette vitesse de nage en adaptant sa vitesse de marche sur le bord du bassin, maintenant une perche visible par les nageurs (ces derniers devaient globalement suivre l'allure imposée, avec une tolérance de 0,5 m par rapport à la position de la perche à la fin de l'essai). Des plots étaient positionnés sur le bord du bassin, espacés de 5 m, afin de faciliter le rôle de l'expérimentateur en charge d'imprimer cette allure de nage. Un second expérimentateur, positionné au bout du bassin contrôlait la vitesse de nage à l'arrivée de la longueur. Lorsque le nageur se trouvait à plus de 0,5 mètre de la perche à l'issue du 50 m, l'essai était annulé et renouvelé jusqu'à ce que les conditions expérimentales soient validées. Chaque séance de nage était également enregistrée avec une caméra portative GoPro (GoPro Hero 4, GoPro, Californie, USA) facilitant la

visualisation des événements pouvant apparaître sur le 50 m. Avant le début du test et entre chaque essai, une période de récupération d'environ une minute était allouée à tous les athlètes. Au terme de ce protocole, les nageurs étaient transférés en mini-bus vers le nouveau lieu de test (bâtiment contenu dans la même enceinte que la piscine, possédant un bassin à contre-courant, communément appelé flume).

2.2. Test en flume

Le bassin de nage à contre-courant utilisé dans cette étude est similaire à celui élaboré par Åstrand et Engleson (Åstrand & Engleson 1972) (Figure 17, gauche).

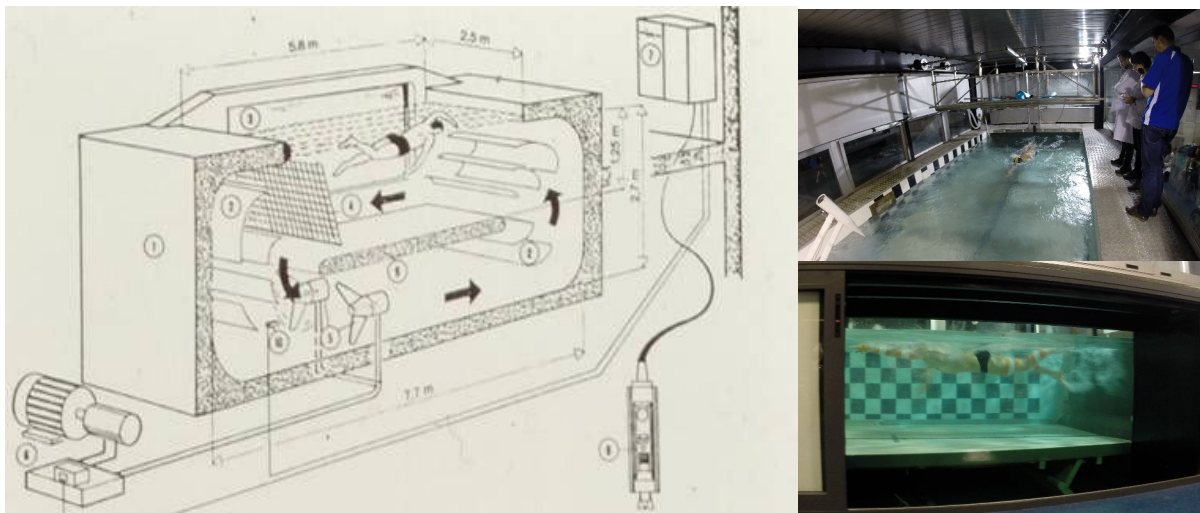


Figure 17: A gauche, représentation schématique d'un nageur évoluant dans le flume du Comité Olympique National Italien (CONI), Rome, Italie. Le mouvement du fluide est symbolisé par les quatre flèches noires dessinées autour du nageur. A droite, deux photographies de ce flume, dans lequel ont eu lieu les expérimentations de cette thèse.

Dans le flume (dessiné et construit par le professeur Dal Monte en 1983 ; Comité Olympique National Italien, CONI, Italie) utilisé pour cette expérimentation (Figure 17, droite), l'eau circule en continu, propulsée par un moteur fournissant une fréquence de rotation allant de 0 à 40 Hz (cela se traduit par une vitesse du fluide allant de 0 à $1,9 \text{ m.s}^{-1}$). L'incrément minimal de la fréquence de rotation du moteur est de 1 Hz, correspondant à une vitesse de l'eau de $0,05 \text{ m.s}^{-1}$. Les nageurs pouvaient progresser dans une zone de nage de 5,80 m de long, 2,50 m de largeur et 1,25 m de profondeur (avec un canal d'écoulement de seulement 7,70 m de long). La température de l'eau à l'intérieur du bassin était fixée à 27°C (température identique à celle rencontrée en piscine). La semaine précédant nos propres tests,

la précision de la vitesse d'écoulement du fluide dans le flume a été vérifiée par les équipes Italiennes.²¹

Suite à ces calibrations préliminaires, tout comme pour le test conduit en piscine, les nageurs ont réalisé un protocole de vitesses incrémentales dans le flume. Le test a couvert au minimum 8 vitesses (pour les nageurs les moins performants) et au maximum 10 vitesses (nageurs les plus performants dans le flume). Entre chaque vitesse, un temps de récupération de 1 minute était octroyé au nageur. Dans ce bassin, les nageurs devaient se positionner au dessus de la marque noire collée au fond du flume avec une tolérance de 0,5 m par rapport à celle-ci. Le nageur réalisait une vingtaine de cycles de nage en crawl, qui couvraient la période de démarrage et d'inertie de mise en route du moteur, puis les participants effectuaient quarante cycles. Lorsque le nageur était incapable de réaliser entièrement un palier de vitesse (i.e., quarante cycles nagés en continu), nous considérions qu'il avait atteint sa vitesse maximale, le sujet ne pouvant plus se maintenir sur place et présentant de ce fait un état de *fatigue*. À ce stade, le nageur était projeté dans le filet à l'arrière du flume. Cette vitesse d'épuisement correspondait à la vitesse maximale pour chacun des nageurs impliqués dans ce test. Le protocole se terminait par le rajout de deux vitesses nagées jusqu'à épuisement, $0,10 \text{ m.s}^{-1}$ et $0,20 \text{ m.s}^{-1}$ moins rapidement que la vitesse maximale absolue enregistrée auparavant. Pour chacun des nageurs, le protocole se terminait donc par un ensemble de trois vitesses de nage conduites jusqu'à épuisement (Figure 18). L'étude de ces situations de fatigue ne sera pas développée dans le cadre de ce document de thèse.

²¹ La performance du bassin a été mesurée en suivant un protocole de calibration bien précis : la vitesse d'écoulement du fluide est régulièrement testée à l'aide d'un vélocimètre à une dimension Dostmann Electronic, et ce en 27 points du bassin, équitablement répartis dans le volume d'eau (variations des positions et de la profondeur des mesures, pour des vitesses de fluide allant de $0,5$ à $2,1 \text{ m.s}^{-1}$). Pour compléter ces premiers tests, l'équipe nationale Italienne de natation en eau libre a procédé à une calibration du flume en situation réelle de fonctionnement. Sur un exercice équivalent à un test de 100 m, l'erreur maximale observée dans l'estimation de la vitesse d'écoulement était de seulement 1,5% (i.e., un écart d'une seconde pour 65 secondes d'effort).

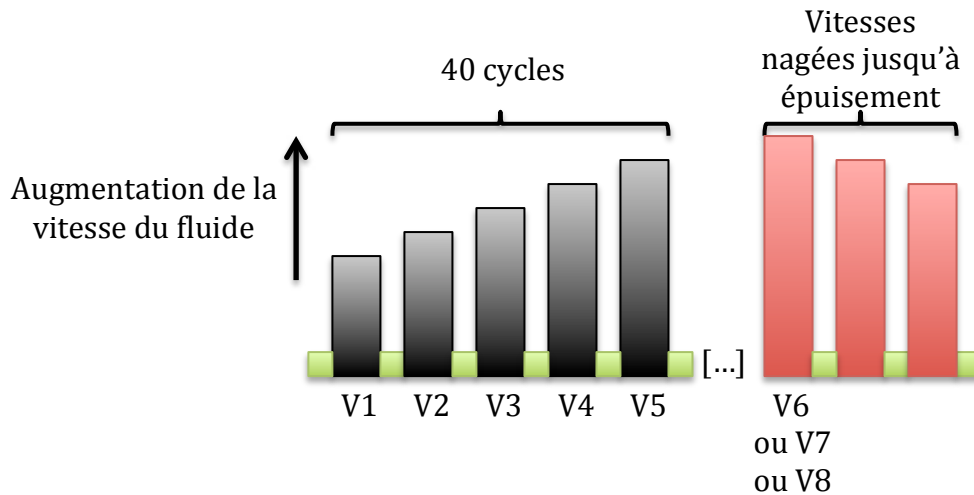


Figure 18: Représentation schématique du protocole réalisé en flume. Pour les huit nageurs, les premières vitesses sont nagées pendant 40 cycles et de façon incrémentale (en noir), jusqu'à une vitesse maximale, nagée quant à elle jusqu'à épuisement. Cette vitesse est suivie de deux dernières vitesses, moins rapides, mais nagées également jusqu'à épuisement (en rouge). Chaque vitesse est séparée par une minute de récupération (en vert).

3. Collecte des données

Au cours de l'expérimentation, différents systèmes de mesure ont été utilisés afin de recueillir la perception de l'effort des nageurs, leur coordination ou encore pour vérifier leur épuisement.

3.1. *Mesure de la perception de l'effort*

Cette mesure a été réalisée à l'aide d'une échelle de Borg (1982), graduée de 6—intensité d'effort très, très légère—à 20—intensité d'effort très, très pénible. Cette échelle a été calibrée avant le début des tests en piscine, les nageurs répétant trois longueurs de 15 m, nagées à vitesses lente, modérée et rapide. La Figure 19 illustre l'utilisation de cette échelle. Les nageurs devaient répondre à la question suivante : « Comment percevez-vous la difficulté de l'effort effectué ? » après les trois vitesses de calibration dans la piscine, ainsi qu'à la fin de chaque essai réalisé au cours de notre expérimentation en piscine puis dans le flume (les meilleurs nageurs ont ainsi répondu 3 fois à cette question lors de la calibration, 8 fois pour les 8 paliers de vitesses dans la piscine, et 10 fois pour les paliers nagés dans le flume, soit 21 fois au total). Cette question a été traduite en Italien pour qu'elle soit parfaitement comprise par tous les nageurs.

6	
7	Très, très légère
8	
9	Très légère
10	
11	Moyenne
12	
13	Un peu difficile
14	
15	Pénible
16	
17	Très pénible
18	
19	Très, très pénible
20	

Figure 19: Échelle de Borg (1982)

3.2. Caractérisation de la coordination des nageurs

Afin de quantifier la coordination des nageurs durant l'intégralité des tests, chaque participant était équipé de onze centrales inertielles sans fil, développées par la société HIKOB (HIKOB FOX, HIKOB, Villeurbanne, France, Figure 20). Nous présentons dans les paragraphes suivants l'ensemble des procédures d'acquisition et de traitement qui ont été *spécifiques* à nos problématiques de recherche.

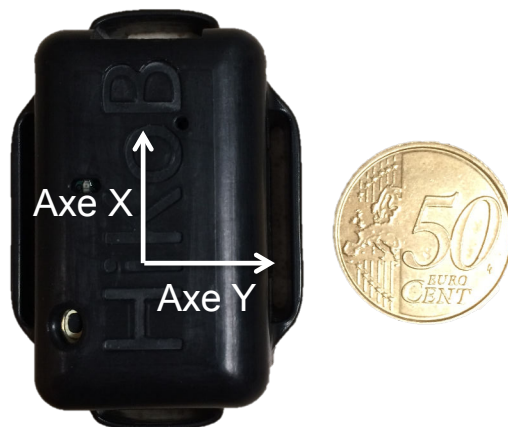


Figure 20: Centrale inertielle HIKOB FOX (pièce de 50cts d'euros –Ø 2,4 cm– pour l'échelle). L'orientation de la centrale est également présentée (l'axe Z, non représenté sur cette photographie en deux dimensions, traverse la centrale selon l'axe transversal).

Ces centrales permettent l'acquisition de dix mesures : accélérations tridimensionnelles, vitesses angulaires tridimensionnelles, champ magnétique en trois dimensions mais également mesure de la pression atmosphérique et de la température.

Ce travail de thèse exploite principalement les données enregistrées par l'accéléromètre, le gyroscope et le magnétomètre (Tableau 5). Chaque capteur HIKOB FOX communique avec une centrale dite 'synchroniseur' (ou 'maître'), à l'aide d'une fréquence radio de 2,4 GHz. Le synchroniseur est un nœud HIKOB FOX particulier possédant un bouton marche/arrêt sur sa face supérieure, permettant de lancer et de stopper chaque acquisition pour toutes les centrales inertielles. Ce 'maître' a également la particularité de synchroniser toutes les horloges des autres capteurs HIKOB FOX. Cependant, chaque HIKOB FOX conserve également la possibilité de stocker les données sur sa propre mémoire interne, pour un traitement a posteriori (c'est ce qu'on appelle le data logging). Ce stockage de données est réalisé à l'aide d'une micro carte SD, contenue à l'intérieur de chaque centrale. Cette technologie nous a permis de ne pas devoir recharger les centrales en cours de test, c'est-à-dire que leur fonctionnement était continu pendant près de deux heures pour chaque nageur. La batterie peut ensuite se recharger à l'aide d'un câble USB qui se branche sur le port prévu à cet effet, positionné au sommet de chaque capteur. Le capteur est prêt à enregistrer lorsqu'une led orange clignote sur la partie supérieure de la centrale inertielle. Une seconde led verte clignotante est utilisée pour témoigner de la bonne synchronisation de chaque centrale avec le capteur 'maître'. Lors de l'enregistrement, plus aucune led n'est allumée sur les centrales, si ce n'est la led orange clignotante du synchroniseur, qui atteste du bon déroulé de l'enregistrement avec toutes les autres centrales positionnées sur le nageur.

Tableau 5: Caractéristiques techniques des centrales inertielles HIKOB FOX (avec l'ensemble des mesures utilisées dans le cadre travail)

<u>Accéléromètre 3D</u> (mesure des accélérations tridimensionnelles)	Fréquence d'échantillonnage	de 0 Hz à 1,3 kHz
	Plage de mesures	±2 / ±4 / ±8 / ±24 g
<u>Gyroscope 3D</u> (mesure de la position angulaire tridimensionnelle)	Fréquence d'échantillonnage	de 0 Hz à 800 Hz
	Plage de mesures	±250 / ±500 / ±2000 °.s ⁻¹
<u>Magnétomètre 3D</u> (mesure du champ magnétique terrestre tridimensionnel)	Fréquence d'échantillonnage	de 0 Hz à 220 Hz
	Plage maximum	±8,1 Gauss
Masse d'une centrale	22 grammes	
Dimensions d'une centrale	45*36*17 mm	

3.2.1. Fréquence d'acquisition des centrales inertielles HIKOB FOX

Comme cela peut être constaté dans le Tableau 5, il est possible de moduler la fréquence d'échantillonnage des trois capteurs contenus dans les centrales inertielles. Les réglages internes initiaux des centrales étaient les suivants : fréquences de l'accéléromètre et du gyroscope fixées à 100 Hz ; fréquence du magnétomètre égale à 110 Hz. Il a été choisi de ne pas modifier ces fréquences et donc de les garder pour l'ensemble des expérimentations. En effet, le choix de ces fréquences permet de respecter le théorème de Nyquist-Shannon²² (Shannon 1949), qui stipule que la fréquence d'échantillonnage d'un signal doit être nettement plus élevée que la fréquence maximale du signal analysé (pour les vitesses de nage les plus rapides, la fréquence maximale de mouvement n'allait pas au delà de 3 Hz, soit trois battements de jambes par seconde).

En parallèle de cette précaution liée à la fréquence d'acquisition, il a également été vérifié que la plage d'acquisition de chaque outil contenu dans les capteurs était assez importante pour enregistrer l'intégralité des données lors de nos expérimentations. Les accélérations comprises entre ± 16 g pouvaient être ainsi enregistrées par l'accéléromètre, dont la plage maximale d'acquisition de données couvrait ces deux bornes. Les vitesses angulaires pouvaient quant à elles être analysées sur une plage de $4000^\circ/\text{s}$ ($\pm 2000^\circ/\text{s}$) correspondant à la plage de mesures du gyroscope, tout à fait satisfaisante pour la motricité aquatique, puisque les résistances de l'environnement limitent la vitesse de mouvement. Finalement, la plage de mesures du magnétomètre était de $\pm 2,5$ Gauss, encore une fois adaptée à nos problématiques de recherche.

3.2.2. Étanchéification des centrales inertielles HIKOB FOX

Comme le spécifient de Magalhaes et al. (2015), la plupart des centrales inertielles utilisées de nos jours nécessitent une procédure d'étanchéification avant de pouvoir être pleinement utilisées pour réaliser des mesures dans le domaine aquatique. Après avoir été mise en route, chaque centrale inertielle HIKOB FOX a donc été étanchéifiée en suivant un processus standardisé, préalablement testé en milieu aquatique, et réalisé par le même

²² A l'origine élaboré pour la théorie de l'information et plus précisément pour la conversion analogique/numérique (Shannon 1949), le théorème de Nyquist-Shannon stipule que la fréquence d'échantillonnage (f_e) d'un signal doit être au moins égale au double de la fréquence maximale (f_{max}) du signal analysé :

$$f_e \geq 2 \times f_{\text{max}}$$

Dans le cas où les chercheurs ne respecteraient pas ce théorème, d'importantes pertes d'informations pourraient être à déplorer. On peut dès lors généraliser ce théorème à l'étude du mouvement humain : la fréquence d'acquisition des outils utilisés pour caractériser la motricité humaine doit être au moins deux fois supérieure à la fréquence maximale du mouvement étudié.

opérateur durant l'intégralité des expérimentations. La procédure suivie s'est inspirée des travaux de Le Sage et al. (2011) qui ont utilisé un AquaPac (sac de 15×9 cm hermétique). Pour les expérimentations de ce travail de thèse, des sachets à 'zip' hermétiques de 12×5 cm ont été utilisés pour enserrer les centrales inertielles. Plus précisément, chaque centrale était mise en route avant d'être glissée dans un premier sachet hermétique. Après avoir fait le vide, le sachet était refermé avec le zip, et l'excédent du sachet était replié autour de la centrale, pour minimiser le volume de l'ensemble sachet + centrale sur le corps du nageur. Un second sachet à zip était alors utilisé pour la même centrale : ce sachet était placé en quinconce par rapport à son prédécesseur (pour limiter au maximum la possibilité que l'eau ne rentre et n'atteigne la centrale). La même procédure était suivie pour ce second sachet. L'étanchéification était ainsi répétée pour tous les capteurs utilisés lors de l'expérimentation (Figure 21), sauf pour le capteur 'maître' (responsable du lancement et de l'arrêt de l'enregistrement des données) qui était maintenu en dehors de l'eau par l'expérimentateur qui imposait l'allure de nage à chaque participant.



Figure 21: À gauche, sachet utilisé pour étanchéifier les centrales inertielles HIKOB FOX. À droite, résultat final de la procédure d'étanchéification.

3.2.3. Positionnement des centrales inertielles sur le corps des nageurs

Après avoir étanchéifié l'ensemble des HIKOB FOX, chaque centrale a été positionnée sur les faces dorsales des mains, des avant-bras, des bras, sur les faces ventrales des cuisses, des jambes mais également sur le sacrum de chaque nageur (Figure 22, gauche). Afin que les centrales ne bougent pas indépendamment des membres sur lesquels elles étaient placées, celles-ci étaient fixées à l'aide d'un ruban adhésif double face, puis entourées par des bandes thérapeutiques qui étaient elles-mêmes de nouveau fixées à la peau des nageurs (Figure 22, droite).

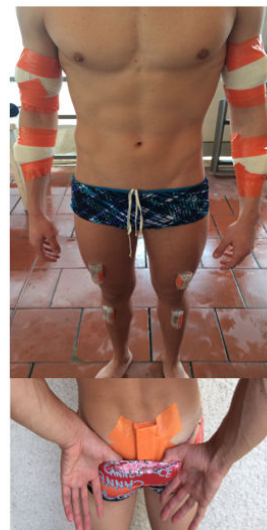


Figure 22: A gauche, représentation schématique d'un nageur sur lequel ont été placées les 11 centrales inertielles (bras, avant-bras, mains, cuisses et jambes des deux côtés du corps –en noir– ainsi qu'une centrale placée au niveau du sacrum du nageur –en gris, voir photo en bas à droite). En haut à droite, le corps d'un nageur au cours de la procédure de placement des centrales inertielles (celles des bras et avant-bras sont parfaitement étanchéifiées, alors que celles des membres inférieurs doivent encore être fixées au nageur).

Pour les capteurs positionnés sur le dos des mains, des chambres à air découpées pour le passage du pouce ont permis de maintenir la centrale sur une surface plane. Cette chambre à air a été adaptée à la morphologie de chaque nageur, notamment en ce qui concerne l'ouverture au niveau du pouce, pour maximiser le confort tout au long des expérimentations. Pour le capteur positionné au niveau du sacrum, le maillot de bain faisait office de maintien supplémentaire, ajouté aux fixations classiques (ruban adhésif normal et double face).

Chaque centrale était placée sur le membre pour lequel le recueil de données cinématiques pouvait avoir un intérêt dans l'analyse du comportement moteur de ces nageurs de haut niveau (oscillateurs du membre supérieur et inférieur). De préférence, il est convenu d'utiliser différents capteurs répartis sur les segments du membre supérieur, pour accroître la précision des données recueillies, puisque l'utilisation d'un seul capteur peut apparaître trop périlleuse en cas de dysfonctionnement dans le recueil des données (Mooney et al. 2015). Aussi, dans le but d'obtenir des angles segmentaires (angle d'un segment par rapport à une référence externe, telle que l'axe vertical) ou articulaires (angle d'un segment par rapport à un autre, par exemple angle du coude), il est nécessaire de connaître la position de chaque membre dans l'espace de pratique tridimensionnel (voir *Traitements préalables des données issues des centrales inertielles*). On considère généralement qu'il existe différents types de coordination, comme le signale Kelso (1994) : la coordination entre les membres (ou inter-

membre) et la coordination entre les segments d'un même membre (ou inter-segmentaire). De ce fait, le positionnement de chaque centrale inertielle dans la présente analyse peut nous permettre de quantifier : (i) la coordination entre un membre supérieur et un membre inférieur avec les centrales positionnées sur les cuisses ou les jambes et celles de l'avant-bras ou de la main, mais également (ii) la coordination entre les deux membres supérieurs avec les centrales positionnées sur les avant-bras, ou encore (iii) la coordination de différents segments du membre supérieur (centrales placées sur les mains, les avant-bras et les bras). Pour finir, les données d'accélération issues du capteur positionné sur le sacrum (i.e., placé à proximité du centre de masse du participant) sont classiquement utilisées pour déterminer certains paramètres de la performance en natation (e.g., vitesse de déplacement moyenne, type de nage ou encore fréquence de nage selon Mooney et al. (2015)). Le placement de ce capteur sur le sacrum des nageurs n'affecte pas la bonne réalisation du roulis du corps, impliquant dans une plus large mesure peu ou pas de perturbations de la cinématique générale du cycle de nage. Nous pouvons également considérer que les données issues de ce capteur permettront de calculer l'Index de Coordination (Chollet, Chalies, & Chatard 2000), après avoir déterminé l'angle sacrum/avant-bras, selon les procédures développées par Dadashi et al. (2011) et Dadashi et al. (2013).

3.2.4. Les ondes radios dans le milieu aquatique

A l'issue du positionnement de chaque centrale sur le corps du nageur, il est nécessaire de tester leur bon fonctionnement dans les conditions écologiques de l'expérimentation (mouvements effectués dans le milieu aquatique). Comme cela a pu être spécifié dans les paragraphes précédents, chaque capteur communique avec le synchroniseur par ondes radio. En utilisation 'classique', le maître doit donc toujours se situer à proximité des centrales qui sont placées sur l'individu, pour que la connexion entre les centrales soit maintenue. Les deux tests préalables réalisés dans des conditions écologiques similaires, nous ont permis d'anticiper d'éventuels problèmes de connexion avec le maître, en lien avec les spécificités de l'environnement aquatique (communication avec le maître rompue lors de la pénétration des centrales dans l'eau). Dans l'expérimentation principale, les analyses ont donc été lancées lorsque les participants étaient encore en dehors de l'eau, pour que chaque centrale démarre l'enregistrement en même temps, sous les ordres du synchroniseur. Le data logging était ensuite indispensable pour que chaque centrale enregistre avec sa propre horloge interne. La resynchronisation des différentes centrales s'effectue automatiquement à l'issue du test, lorsque le nageur se situe de nouveau hors de l'eau : la connexion radio étant réétablie, le

synchroniseur reprend le contrôle des centrales positionnées sur le sujet et impose sa propre fréquence d'acquisition. À ce titre, un certain temps de latence pouvait être observé après chaque analyse : lors de l'arrêt de l'analyse symbolisé par la pression du bouton marche/arrêt du synchroniseur, quelques secondes étaient nécessaires pour resynchroniser toutes les centrales inertielles entre elles (la led orange se met à clignoter).

3.2.5. Calibrer les capteurs pour calculer des angles

Chaque centrale inertielle mesure les accélérations, les vitesses angulaires et le champ magnétique terrestre selon son propre système de coordonnées interne (i.e., système de coordonnées local). Différentes procédures de calibration sont indispensables pour exprimer parfaitement les données recueillies par la centrale en une référence externe commune, en l'occurrence le référentiel terrestre (gravité, Nord, Est ; Seel, Raisch, & Schauer (2014)). Cette première approche permet par la suite de calculer des angles qui témoignent du comportement moteur des nageurs en situation écologique. Les procédures de calibrations que nous adoptons dans ce travail sont au nombre de quatre : dans un premier temps, nous calibrons les gyroscopes, puis les magnétomètres (ces deux premières calibrations ne nécessitent pas le port des centrales inertielles sur les nageurs) suivies de calibrations statiques et dynamiques, lorsque les participants étaient équipés des capteurs.

La calibration des gyroscopes permet d'affiner les données recueillies, en alignant chaque centrale dans l'axe de déplacement du nageur (Figure 23). Chaque centrale a été placée sur le bord du bassin, l'axe X pointé vers le bout du bassin de la piscine, et l'avant du flume pour la condition de nage à contre-courant. Dans la piscine, l'opération a été effectuée dans un sens de nage puis dans l'autre (les nageurs ont réalisé des allers-retours dans ce bassin). Le but de cette calibration était de corriger l'orientation globale de chaque centrale sur l'axe X, orientation pouvant subir une certaine dérive lorsque les analyses sont effectuées sur de longues durées.

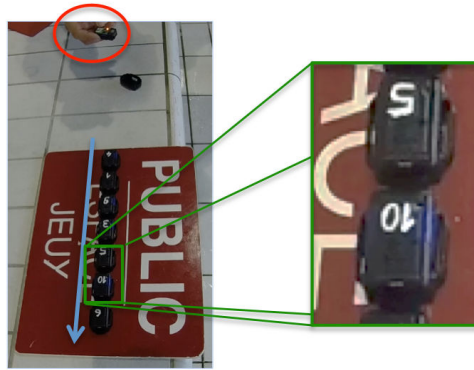


Figure 23: Procédure de calibration des gyroscopes. Chaque centrale inertielle est alignée avec l'axe de déplacement du nageur dans la piscine (flèche bleue). Le capteur 'maître' est ici situé dans la main de l'expérimentateur (cercle rouge). Une led orange y est allumée, symbolisant l'enregistrement des données de calibration. À droite, un zoom (en vert) de l'alignement de deux centrales inertielles.

Dans un second temps, afin d'être en mesure de retrouver les paramètres utiles à l'estimation de l'orientation de chaque centrale dans l'espace, il est impératif que le magnétomètre soit utilisé et donc correctement calibré. Chaque magnétomètre est, par définition, sensible au champ magnétique émanant du lieu dans lequel il enregistre. Cela signifie qu'il est fortement sensible aux perturbations magnétiques de diverses sortes (généralement induites par des matériaux ferromagnétiques ; Bachmann, Yun, & Brumfield (2007); de Vries et al. (2009)). Il convient donc de faire un enregistrement où chaque centrale sera manipulée dans les trois dimensions de l'espace, pour estimer au mieux cet impact du champ magnétique. Notre expérimentation étant réalisée dans deux environnements différents (i.e., piscine et flume), l'opération a donc été répétée deux fois pour chaque centrale dans le lieu de test correspondant. Plus précisément, les magnétomètres ont été calibrés juste au-dessus de l'eau, dans la piscine et dans le flume. L'objectif de cette opération était de déterminer neuf paramètres issus de la calibration –selon la méthode décrite par Merayo et al. (2000)– nécessaires à l'élimination de la distorsion magnétique. Précisément, ces paramètres regroupent trois offsets ou signaux obtenus en l'absence de champ magnétique ; trois facteurs de normalisation des axes tridimensionnels et trois angles non-orthogonaux permettant de construire un système de coordonnées orthogonal à l'intérieur de chaque centrale inertielle. Cette procédure a pour objectif final de combiner ces neuf paramètres avec les données recueillies par le magnétomètre lors des tests avec les nageurs pour faciliter par la suite les estimations angulaires.

Ces opérations effectuées sur les gyroscopes et les magnétomètres de chaque centrale ont été complétées par des calibrations *statiques* et *dynamiques*, réalisées pendant les périodes de récupération (avant chaque essai réalisé en piscine et en flume) et filmées avec la caméra

GoPro. Elles ont permis une calibration *fonctionnelle*, c'est-à-dire que le signal enregistré par les centrales est devenu insensible aux mouvements de celles-ci sur la peau des nageurs (pas de mouvements relatifs des centrales sur la peau), mais sont directement exprimées en fonction de la référence anatomique du membre sur lequel elles étaient placées (Dadashi et al. 2013; Seel, Raisch, & Schauer 2014). Ces calibrations ont été imaginées en fonction des amplitudes articulaires et des types de mouvements que nous pouvions être amenés à étudier en crawl (e.g., rotation du bras à 360° autour de l'épaule sur un plan sagittal; flexions et extensions des membres inférieurs dans ce même plan). La procédure de calibration *statique* a consisté à maintenir une position debout, les bras le long du corps, paumes de mains vers l'arrière (Figure 22), pendant une trentaine de secondes. Dans cette position, l'axe X de chaque centrale était aligné avec le vecteur gravitaire (axe vertical) dans le but de repositionner chaque capteur dans l'espace tridimensionnel, facilitant ainsi le calcul des angles (Favre et al. 2008; Favre et al. 2009). De ce fait, suivant cette procédure standardisée, l'orientation de chaque centrale a pu être estimée facilement, et comparée aux valeurs angulaires obtenues après calcul : si un écart entre les valeurs attendues et calculées persistait, il existait un *offset*, qu'il convenait donc d'éliminer pour la suite des analyses (voir les travaux de Barber & Barden (2014)) qui suppriment un *offset* lors du calcul de l'angle du roulis du corps).

À cette calibration statique, sont venues s'ajouter des procédures de calibrations *dynamiques*, composées de trois séquences de mouvements, impliquant aussi bien les membres supérieurs que les membres inférieurs (Figure 24). La première séquence de mouvements débutait à partir de la position de référence du nageur : celui-ci devait ensuite réaliser des rotations du membre supérieur autour de l'articulation de l'épaule sur une amplitude de 180° selon l'axe sagittal (Figure 24, mouvement n°2). Cette séquence de mouvement était répétée cinq fois pour le bras droit, cinq fois pour le bras gauche. La seconde séquence de calibration dynamique concernait également les membres supérieurs. Il s'agissait cette fois-ci de réaliser des mouvements de pronosupination du bras selon un axe longitudinal (cinq répétitions du mouvement de 180° pour chaque côté du corps, Figure 24, mouvement n°3). Pour finir, une troisième calibration dynamique s'est focalisée sur des mouvements des membres inférieurs, avec comme consigne donnée aux nageurs de venir fléchir le genou sur le tronc (angle tronc-cuisse de 90°), en laissant le tibia et le pied relâchés (Figure 24, mouvement n°4). Encore une fois, ces séquences motrices ont été réalisées à cinq reprises pour chaque jambe. Ces premiers enregistrements sur des amplitudes de mouvement parfaitement connues permettent de connaître la robustesse des algorithmes utilisés pour

réaliser les mesures angulaires, et d'affiner ces dernières pour le reste des analyses (e.g., un offset de 5° sur les données enregistrées vs. les données réelles sera considéré et corrigé pour la centrale inertielle incriminée).

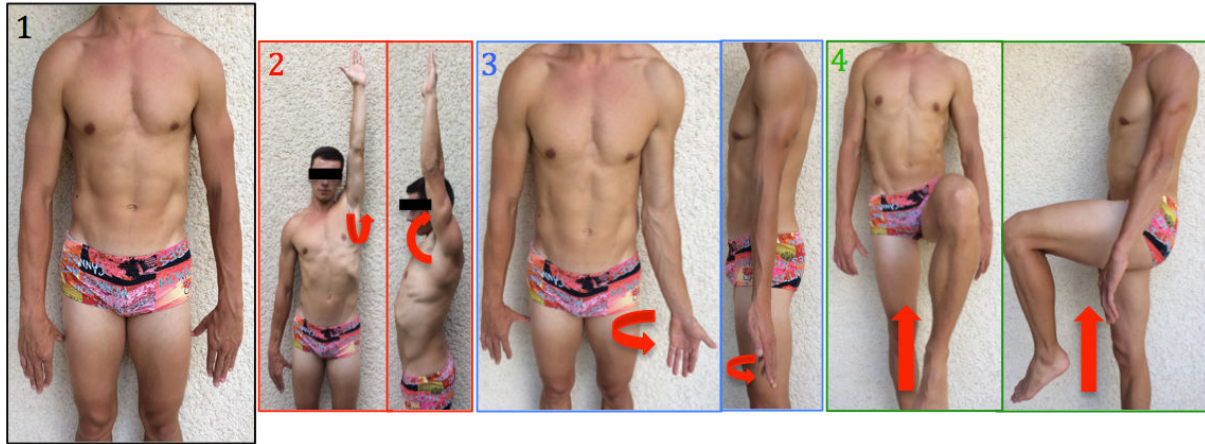


Figure 24: Les différentes séquences de mouvements utilisées pour les calibrations dynamiques, à partir de la position de référence n°1 (en noir). Lors du mouvement n°2 (en rouge), le membre supérieur effectue une rotation de 180° autour de l'épaule, dans le plan sagittal. Pour le mouvement n°3 (en bleu), le membre supérieur effectue des mouvements de pronosupination de 180°. Enfin, lors de la séquence motrice n°4 (en vert), le membre inférieur effectue une flexion au niveau du genou dans le plan sagittal (genou à 90°).

4. Traitements préalables des données de coordination

Afin de témoigner de la coordination des nageurs, un important traitement préalable doit être réalisé sur les données recueillies par les accéléromètres, les gyroscopes et les magnétomètres qui composent chacune des centrales inertielles utilisées lors des tests. Ces traitements sont décrits dans les lignes qui suivent.

4.1. *Fréquences d'acquisition réelles des centrales inertielles HIKOB FOX*

Le choix a été fait d'utiliser les centrales inertielles HIKOB FOX avec les configurations internes du constructeur pour chaque capteur (i.e., 100 Hz pour l'accéléromètre et le gyroscope, et 110 Hz pour le magnétomètre). Dans le but d'obtenir des angles avec une centrale inertielle, la fusion des trois capteurs est nécessaire. Pour faciliter le traitement des données, il est donc recommandé de ré-échantillonner les données entre les trois capteurs avec la même fréquence commune. Pour l'ensemble des analyses, cette fréquence commune a été fixée à 100 Hz.

Cependant, après une analyse approfondie des premières données collectées, il s'est avéré que la fréquence d'acquisition n'était pas parfaitement identique à celle prescrite par le constructeur, et ce pour tous les capteurs contenus dans la centrale. Ces fréquences n'étant

même pas identiques d'une centrale à l'autre, les données étaient toutes désynchronisées, impactant ainsi le calcul des angles qui nécessite qu'au moins deux centrales inertielles enregistrent parfaitement en même temps. De plus, chaque donnée n'était pas enregistrée avec un intervalle de temps constant (i.e., les intervalles entre deux enregistrements successifs ne sont pas systématiquement stables), contrairement à ce qui pouvait être attendu (Figure 25). Ainsi, la fréquence réelle de l'accéléromètre oscillait entre 98 et 99 Hz, contrairement aux 100 Hz annoncés ; celle du gyroscope était proche de 102 Hz (100 Hz annoncés) ; pour finir, celle du magnétomètre était plus proche des 108 Hz que des 110 Hz initiaux.

Acceleration			Gyro			Magneto		
	Time (s)	Time interval (s)		Time (s)	Time interval (s)		Time (s)	Time interval (s)
1	0.0146	0.0102	1	0.0180	0.0098	1	0.0164	0.0092
2	0.0247	0.0101	2	0.0278	0.0098	2	0.0256	0.0092
3	0.0349	0.0102	3	0.0376	0.0098	3	0.0349	0.0092
4	0.0450	0.0101	4	0.0474	0.0098	4	0.0441	0.0092
5	0.0552	0.0102	5	0.0572	0.0098	5	0.0514	0.0092
6	0.0653	0.0101	6	0.0669	0.0098	6	0.0647	0.0092
7	0.0754	0.0101	7	0.0767	0.0098	7	0.0718	0.0092
8	0.0856	0.0101	8	0.0858	=0.009766	8	0.0811	0.0092
9	0.0957	0.0102	9	0.0957	=0.009796	9	0.0903	0.0092
10	0.1058	0.0101	10	0.1061	0.0098	10	0.0996	0.0092
11	0.1160	0.0101	11	0.1159	0.0098	11	0.1088	0.0092
12	0.1261	0.0102	12	0.1256	0.0098	12	0.1180	0.0092

Figure 25: Illustration du phénomène d'inconstance de la fréquence d'acquisition pour les trois capteurs de la centrale HIKOB FOX : accéléromètre sur les trois colonnes de gauche, gyroscope au centre et magnétomètre sur les trois colonnes de droite.

Afin de créer des matrices de données exploitables pour l'ensemble des analyses à réaliser, avec la fréquence d'acquisition fixée à 100 Hz, la fonction *interp1* du logiciel Matlab a été utilisée. Cette fonction permet de spécifier une fréquence commune pour les trois capteurs afin de créer des matrices de données avec le même nombre de lignes : pour l'accéléromètre qui a une fréquence légèrement inférieure à notre fréquence cible de 100 Hz, des données vont être interpolées (nouvelles données mathématiquement créées à partir des données existantes). *A contrario*, certaines données enregistrées par le gyroscope ou par le magnétomètre vont être supprimées pour que le nombre de points enregistrés en une seconde soit bien égal à cent.

Cette première étape était donc indispensable avant de procéder aux traitements plus poussés des données recueillies durant les expérimentations, afin par exemple d'obtenir des données angulaires, ou de caractériser certains déterminants de la performance en natation.

4.2. Analyse du comportement moteur du nageur

A partir des données ré-échantillonnées à 100 Hz, notre but est de calculer l'angle segmentaire entre le vecteur orientation de chaque centrale et l'axe vertical. Ces angles segmentaires ont été préférés aux angles articulaires (i.e., angles entre deux capteurs) car ils utilisent une référence externe commune à tous les capteurs (dans le cas présent, le vecteur gravitaire ; van Emmerik & Wagenaar (1996); Barela et al. (2000); Kurz & Stergiou (2002)). Les procédures de calibrations nous ont permis d'affiner les estimations des orientations, issues de la fusion des données accélérométriques, gyroscopiques, et magnétométriques. Par la suite, le filtre complémentaire de Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan (2011) a été utilisé sur les données recueillies lors des périodes de calibration effectuées sur terre pour estimer l'orientation des capteurs par rapport à un système de coordonnées externe. Ces orientations peuvent être représentées par des quaternions, des matrices de rotation ou des angles d'Euler (i.e., expressions mathématiques permettant de représenter la rotation d'objets en trois dimensions ; Seel, Raisch, & Schauer (2014)). Dans le cadre de cette expérimentation, nous avons estimé l'attitude de chaque centrale sous forme de *quaternions* et *matrices de rotation*. Cet algorithme se base sur l'intégration trapézoïdale des données recueillies par l'accéléromètre, ainsi que sur les données de vitesse angulaire (émanant du gyroscope ; Sabatini (2011)). La dérive des données d'orientation est ensuite corrigée en émettant l'hypothèse que les accélérations effectuées sont dominées par une composante gravitationnelle lors des différentes périodes de calibration (Luinge & Veltink 2005). Ensuite, le vecteur orientation tridimensionnel de chaque centrale est estimé avec l'utilisation des données issues du magnétomètre, démontrant l'utilisation combinée des trois capteurs de chaque HIKOB FOX. Pour finaliser ces calculs, il était nécessaire de régler deux paramètres : *large-beta* et *small-beta*. Le paramètre *large-beta* correspond au gain qui règle la convergence du filtre complémentaire de Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan (2011), sa valeur est généralement bornée par 5 et 15. Ce paramètre a un rôle prépondérant lorsque le capteur considéré est en mouvement. Le deuxième paramètre *small-beta* symbolise quant à lui le gain de la phase permanente du filtre après convergence, avec une valeur comprise entre 1 et 2,5. Il est principalement utilisé pour les phases d'enregistrements stationnaires, ou lors de faibles variations de mouvement.

Le filtre de Madgwick et al. a été préféré (voir les avantages quant à l'utilisation de ce filtre selon Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan (2011)) aux filtres de Kalman (1960), généralement employés pour calculer de telles orientations (Zhu & Zhou 2004). Les filtres de

Kalman²³ estime l'état stable des variables obtenues après fusion des trois capteurs, en incorporant les données d'accélération gravitationnelle et du champ magnétique terrestre, qui ne sont pas soumises à une dérive temporelle (pour de plus amples explications, voir Brookner (1998)).

À l'issue de toutes ces analyses, le vecteur orientation de chaque centrale est exprimé par rapport à la référence commune (i.e., le vecteur gravitaire), pour en calculer l'angle segmentaire tridimensionnel, et donc témoigner du comportement moteur des nageurs impliqués dans l'expérimentation de thèse (Figure 26).

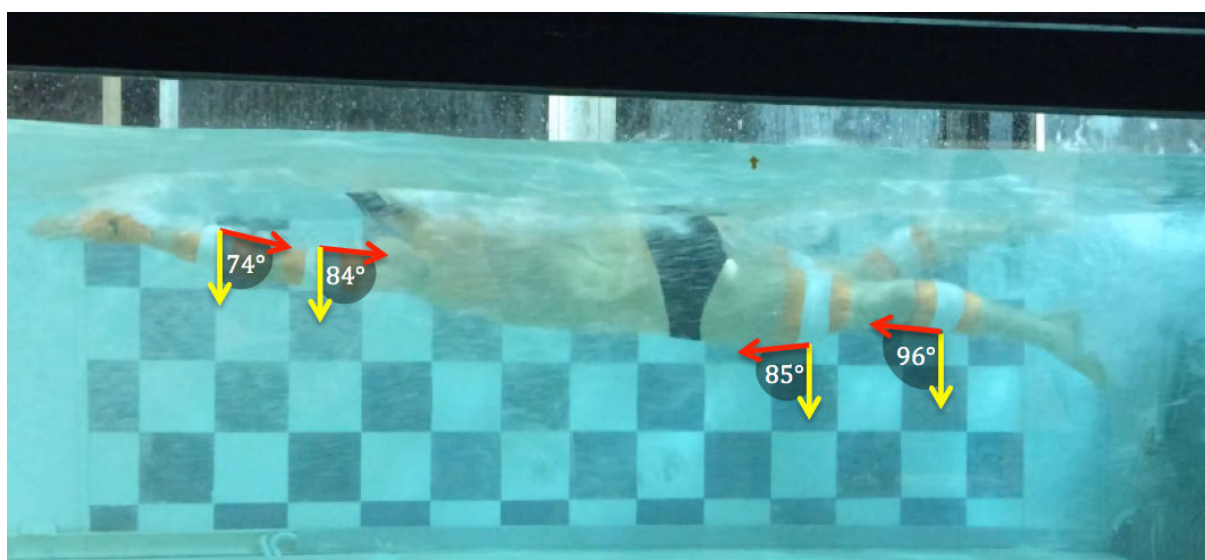


Figure 26: Exemples des angles segmentaires obtenus après traitement, pour l'avant-bras droit, le bras droit, la cuisse droite et le tibia droit d'un nageur évoluant dans le flume. En rouge, le vecteur orientation de chaque centrale inertielle, en jaune, le vecteur gravitaire.

5. Détecter le temps de cycle et les phases du mouvement en crawl

5.1. *Détermination du temps de cycle de crawl*

La vitesse de nage est considérée comme la variable pour déterminer la performance en natation (Barbosa et al. 2011). Ce paramètre peut être aisément calculé à partir de deux variables, la fréquence de nage (SR) et l'amplitude de cycle (SL), discutées précédemment.

La fréquence de nage correspondant à l'inverse du temps de cycle ($SR = \frac{1}{T}$), son acquisition

²³ Ils correspondent à une suite d'équations mathématiques permettant de filtrer une série de données de façon optimale et récursive, c'est-à-dire en tenant compte de son état passé, présent et même futur. Le filtre de Kalman est construit de telle sorte qu'il intègre toutes les caractéristiques internes du signal et plus largement du système sur lequel il s'applique pour faire une estimation des variables et ainsi réduire le bruit de façon statistique. Autrement dit, le filtre de Kalman fait appel à la dynamique du signal sur lequel il agit pour en extraire de 'meilleures données', diminuant ainsi les perturbations liées au bruit.

peut être facilitée avec l'utilisation des centrales inertielles. En effet, du fait de la cyclicité de la motricité aquatique, il est relativement aisé d'apprécier une certaine récurrence dans les signaux accélérométriques et/ou gyroscopiques (Seifert et al. 2014). Ce travail de thèse se base sur les données de vitesse angulaire médio-latérale de l'avant-bras (lissées avec un filtre passe bas de type Butterworth, d'ordre 2, avec une fréquence de coupure d'environ 0,07 Hz en moyenne pour tous les sujets) comme on peut le voir sur la Figure 27. La détection du temps de cycle se base sur la valeur maximale de la vitesse angulaire, qui apparaît lors du retour aérien (i.e., moins de résistances observées dans le milieu aérien par rapport au milieu aquatique, conduisant à des vitesses supérieures).

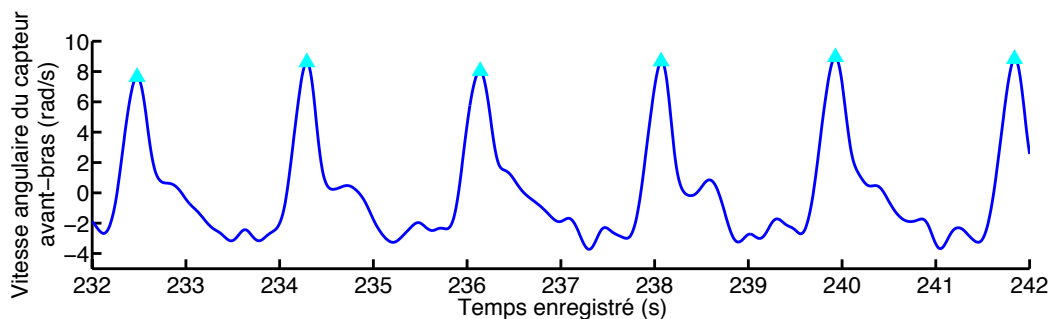


Figure 27: Détection automatique du temps de cycle (triangles bleus) sur les données gyroscopiques lissées par un filtre Butterworth (axe Y du capteur).

5.2. Un cycle de nage découpé en phases, qui peuvent être détectées semi-automatiquement

Afin de décrire plus fidèlement les mouvements adoptés par les nageurs au sein d'un cycle de nage, celui-ci est généralement découpé en différentes phases, mais —comme nous l'avons vu— il n'existe pas de consensus sur leur définition (Persyn et al. 1976). Pour rappel, différentes références ont été considérées pour mener à bien ce découpage : l'angle bras/tronc dans le plan sagittal (Rouard 1987; Hay 1988) ; certains points clés de la trajectoire de la main lors du trajet aquatique (Schleihauf 1979; Maglischo et al. 1986; Chollet, Chalias, & Chatard 2000) ; la vitesse angulaire du bras (Vaday & Nemessuri 1971) ; ou encore la vitesse de la main ou de la hanche au cours du cycle (Wiegand, Wuensch, & Jaehnig 1975). Dans le cadre de ce travail de thèse et par souci de clarté, nous avons choisi de découper le cycle de nage en quatre phases principales (i.e., entrée et glisse, traction, poussée et retour aérien ; Figure 28), selon Chollet, Chalias, & Chatard (2000). Ce découpage est essentiel pour témoigner de la coordination entre les membres supérieurs : l'IdC se base sur la détermination d'un temps de

latence entre les actions propulsives des deux membres supérieurs (Chollet, Chalies, & Chatard 2000).

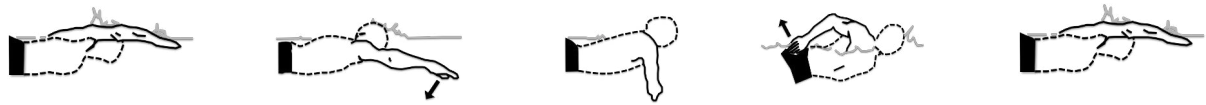


Figure 28: Représentations schématiques des différentes phases du cycle de nage selon un découpage d'après les travaux de Chollet, Chalies, & Chatard (2000) (de gauche à droite : entrée de la main dans l'eau, début de traction, début de poussée, début de retour aérien et nouvelle entrée de la main).

Les procédures pour déterminer les points caractéristiques du cycle de nage (i.e., entrée de la main dans l'eau, début de traction, début de poussée et sortie de la main de l'eau) sont décrites dans les lignes qui suivent.

La détermination semi-automatique des phases du cycle de nage (en crawl) a été l'objet de diverses publications scientifiques ces dernières années (Ohgi et al. 2000; Ohgi 2002; Lee et al. 2011; Dadashi et al. 2011; Dadashi et al. 2013). Ohgi et al. (2000) ont été les premiers à se pencher sur cette question, à partir des données accélérométriques recueillies par une centrale inertielle positionnée au niveau du poignet du nageur pour déterminer de façon semi-automatique les phases du cycle. Cette première approche fut cependant limitée du fait qu'un seul nageur ait été sollicité pour réaliser l'expérimentation, et également du fait que la détermination des phases soit systématiquement assistée par une analyse vidéo (la vidéo étant présente pour valider la méthode issue des centrales). Avec le développement des centrales inertielles, Dadashi et al. (2011) et Dadashi et al. (2013) ont utilisé des centrales inertielles à six degrés de liberté (couplage d'un accéléromètre tridimensionnel avec un gyroscope tridimensionnel) positionnées sur les avant-bras et au niveau du sacrum des nageurs pour calculer l'Index de Coordination (IdC, Chollet, Chalies, & Chatard (2000)). Après avoir déterminé le temps de cycle à partir des données gyroscopiques des capteurs positionnés sur les avant-bras, les auteurs ont utilisé différents algorithmes pour détecter automatiquement les phases du cycle en crawl. Ce travail de thèse s'inspire de leur méthodologie pour détecter les phases du cycle en commençant par la détection de la fin du trajet aquatique.

5.2.1. Détermination de la fin du trajet aquatique (ou début du retour aérien)

Cet instant correspond précisément au moment où la main termine son trajet aquatique pour débiter le retour aérien. La spécificité du crawl implique que la sortie de la main de l'eau s'effectue le long du corps, au niveau de la cuisse. Pour détecter cet instant du cycle, il est donc nécessaire de connaître la position angulaire du capteur de l'avant-bras au cours du mouvement réalisé par le nageur. Les données gyroscopiques (permettant de déterminer la vitesse angulaire) ont été intégrées (intégration trapézoïdale réalisée avec la fonction *trapz* du logiciel Matlab) sur l'axe Y (axe médio-latéral) pour obtenir la position angulaire de l'avant-bras dans le plan sagittal. En considérant que la position angulaire de l'avant-bras lors de l'entrée de la main dans l'eau est minimale (i.e., 0° selon notre définition), le maximum va donc correspondre à l'instant où la main sort de l'eau (à l'image du mouvement d'un point d'une roue de vélo observé sur un plan sagittal, 180°). La détection automatique de ce point sur la courbe est réalisée avec la fonction *findpeaks* du logiciel Matlab (Figure 29).

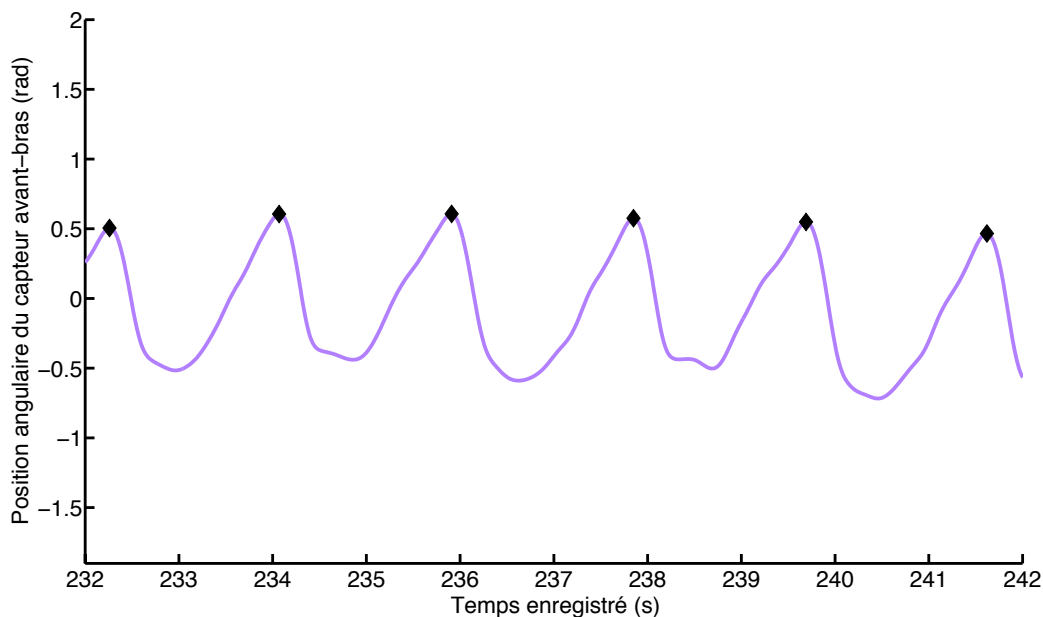


Figure 29: Détection automatique de la sortie de la main de l'eau (losanges noirs) à partir du signal de position angulaire du capteur de l'avant-bras (axe médio-latéral).

5.2.2. Détermination du début de la traction

Cet instant du cycle caractérise la transition entre une phase non propulsive (i.e., l'entrée de la main dans l'eau et la glisse) et la première phase propulsive du cycle (i.e., la traction). Le passage de la première phase à la seconde est illustré par l'augmentation considérable de la vitesse de l'avant-bras vers l'arrière, vers le bas et légèrement vers l'extérieur (Maglischo 2003; Dadashi et al. 2013). Le début de la traction pourrait donc être

détecté sur les courbes de vitesse angulaire médio-latérale de l'avant-bras (axe Y, lissées avec un filtre passe bas Butterworth d'ordre 2, avec une fréquence de coupure de 0,07 Hz). Pour Dadashi et al. (2013), il s'agit précisément de détecter sur ces signaux un changement fin de la pente de la courbe. Cependant, du fait de la finesse de cette variation, un modèle basique de détection de changement de pente ne pourra être adapté et il sera donc nécessaire de créer un modèle mathématique plus élaboré. Pour ces travaux de thèse, nous avons couplé cette première approche avec une détection plus complète mettant en jeu les courbes d'accélération antéro-postérieure (axe X, lissées avec un filtre passe bas Butterworth d'ordre 3, avec une fréquence de coupure de 0,13 Hz). À l'aide d'un 'algorithme de détection de changement de pente', nous avons ainsi pu affiner notre détection de ce point dans le cycle, qui apparaissait comme trop complexe en ne se focalisant que sur les données gyroscopiques. L'algorithme a été utilisé pour chacun des deux signaux accélérométriques et gyroscopiques, en s'inspirant de la méthode présentée par Dadashi et al. (2013). Les étapes de cette procédure complexe sont les suivantes :

- Lissage du signal, afin de pouvoir déterminer précisément le changement de pente souhaité ;
- Afin de ne pas travailler sur tout le signal, cette procédure est concentrée sur la partie de la série temporelle qui suit la phase de retour aérien (i.e., à partir du point détecté sur la Figure 27) ;
- Utilisation d'un algorithme de détection de changement de pente de type *somme cumulative*²⁴ (Gustafsson 2000 ; Dadashi et al. 2013) sur les signaux accélérométriques et gyroscopiques (Figure 30, graphiques du haut) ;
- Si les détections issues des deux signaux ne sont pas simultanées (Figure 30, graphique du bas), l'instant détecté sur la base des données d'accélération est moyenné avec l'instant détecté à partir des données gyroscopiques (Figure 30), pour augmenter la précision de la procédure.

²⁴ Cet algorithme de somme cumulative (Cumulative Sum ou CUSUM en anglais) permet d'estimer le changement de pente à partir d'une fonction affine par fenêtre, réalisée sur le signal lissé (Dadashi et al. 2013). Lorsque la somme cumulée des valeurs du signal dépasse un certain seuil (fixé par l'utilisateur), le changement de pente est détecté. Cet algorithme peut être réalisé automatiquement à l'aide de la fonction CUMSUM du logiciel Matlab.

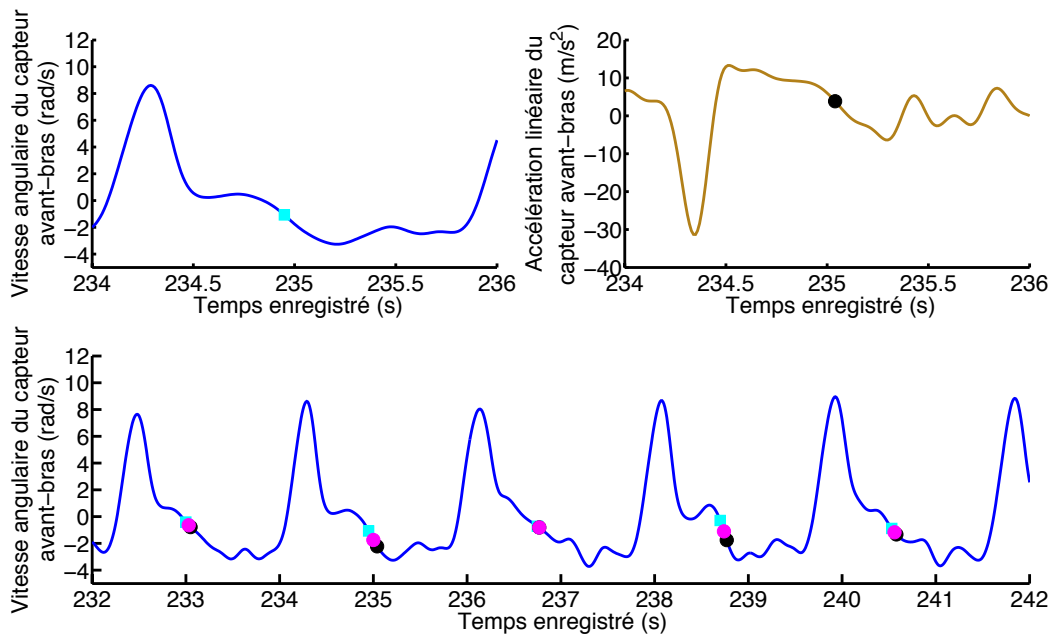


Figure 30: Détection automatique du début de la traction (ronds roses) à partir des données gyroscopiques (axe médio-latéral, courbes bleues) et de l'accélération (axe longitudinal, courbe marron) du capteur de l'avant-bras. Le début de la traction correspond à la moyenne entre les changements de pente détectés sur les signaux gyroscopiques (carrés bleus, panel en haut à gauche) et accélérométriques (ronds noirs, panel en haut à droite).

Cette étape finale démontre la difficulté pour estimer précisément le début de traction à partir de données recueillies par des centrales inertielles, comme l'avait remarqué Dadashi et al. (2013). En effet, c'est vraiment une transition très fine matérialisée par l'arrêt de la glisse et le début du mouvement du bras vers l'arrière qui n'est reconnaissable qu'après le suivi rigoureux de cette procédure.

5.2.3. Détermination du début de la poussée

La détermination du début du retour aérien et du début de la traction va permettre de borner deux instants du cycle de nage entre lesquels la détection du début de la poussée va être effectuée à partir du signal gyroscopique. Le début de la poussée en crawl se caractérise par le moment où la main passe à la verticale de l'épaule sur le plan sagittal (entre autres définitions, celle-ci qui fait consensus puisque tous les nageurs passent le plan de l'épaule en crawl (Chollet, Chalies, & Chatard 2000). La poussée poursuit donc l'action propulsive initiée par le nageur lors de la phase de traction et peut se caractériser par un changement de vitesse angulaire de l'avant-bras, repéré au sein des données issues des centrales inertielles. Précisément, sur la courbe de vitesse angulaire (axe Y ou axe médio-latéral du capteur), cela équivaut au premier maximum local qui peut être détecté automatiquement après le début de

la traction par la fonction *findpeaks* de Matlab (procédure similaire à celle utilisée pour détecter le début du retour aérien, Figure 31).

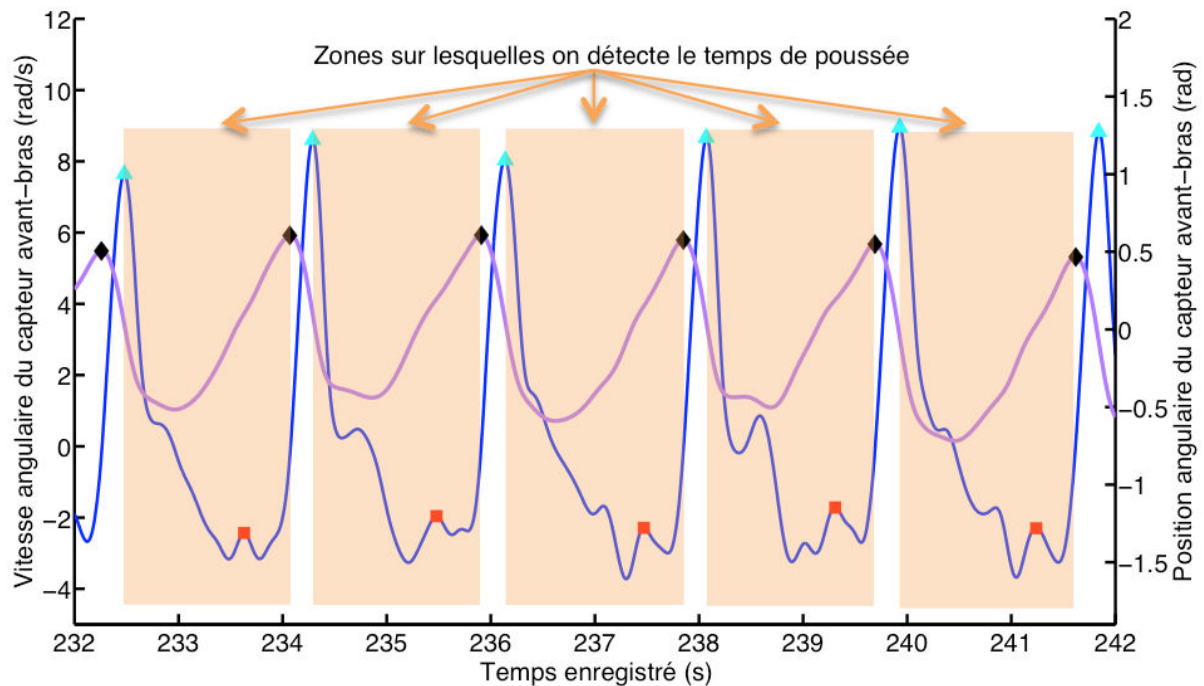


Figure 31: Détection automatique du début de la poussée (carrés rouges) sur les zones délimitées (en orange transparent) par le temps de cycle (triangles bleus) et le début du retour aérien (losanges noirs), à partir des données gyroscopiques du capteur de l'avant-bras (axe médio-latéral). La courbe bleue correspond aux données gyroscopiques (représentées sur l'axe de gauche) ; la courbe violette correspond aux données de positions angulaires (représentées sur l'axe de droite).

5.2.4. Détermination de l'entrée de la main dans l'eau

Pour finir, la méthode proposée par Dadashi et al. (2011) et Dadashi et al. (2013) a été complétée en y ajoutant la détection de l'entrée de la main dans l'eau. Cet instant caractérise le passage de l'environnement aérien à l'environnement aquatique (Chollet, Chalies, & Chatard 2000). Pour ce faire, nous nous sommes concentrés sur les données gyroscopiques (axe Y ou axe médio-latéral) de l'avant-bras, en émettant l'hypothèse que la transition brutale entre les deux milieux pourrait être visible sur cette courbe. La fonction *findpeaks* a été utilisée sur Matlab, pour détecter le premier maximum local qui intervient après le point qui a été utilisé pour détecter le temps de cycle (Figure 32).

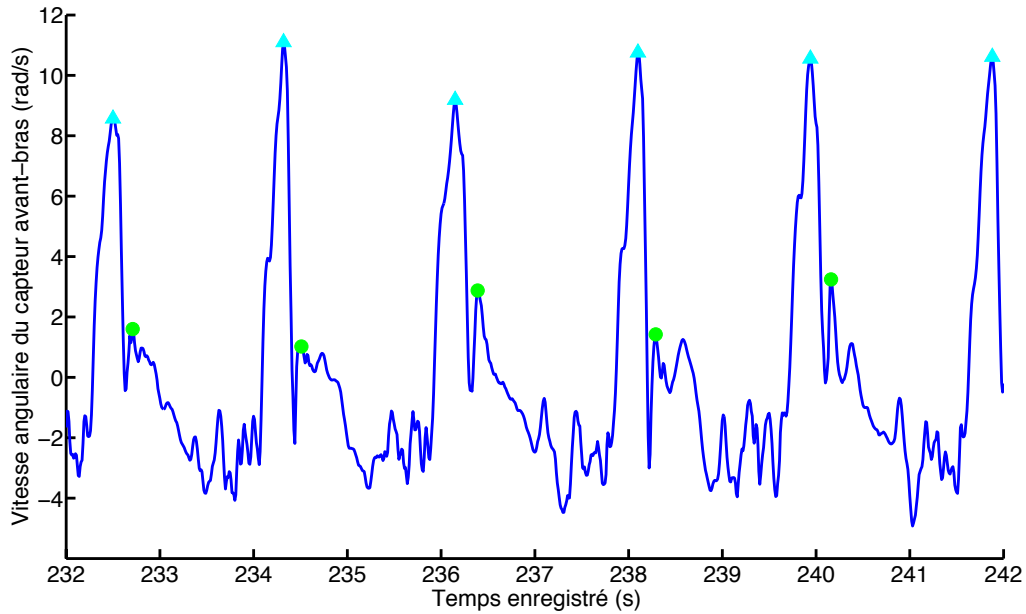


Figure 32: Détection automatique de l'entrée de la main dans l'eau (ronds verts), correspondant au premier maximum local après la détection du temps de cycle (triangles bleus) sur les données brutes gyroscopiques du capteur de l'avant-bras (axe médio-latéral).

Toutes les détections précédentes permettent donc de connaître (i) le temps de cycle en tenant compte de la période temporelle du signal gyroscopique, et (ii) la durée de chacune des phases du cycle, en se basant sur une combinaison des signaux accélérométriques, de position et de vitesse angulaires issues des centrales inertielles. Précisément, *l'entrée et la glisse* se situent entre l'entrée de la main dans l'eau (maximum local de vitesse angulaire) et le début de la traction (traitement combiné des signaux accélérométriques et gyroscopiques avec la détection d'un changement de pente très fin) ; *la traction* est délimitée par le début de la traction et le début de la poussée (rebond dans le signal gyroscopique) ; *la poussée* est comprise entre le début de la poussée et la sortie de la main de l'eau (maximum du signal de position angulaire) ; enfin, la partie restante du cycle correspond au *retour aérien* (Figure 33).

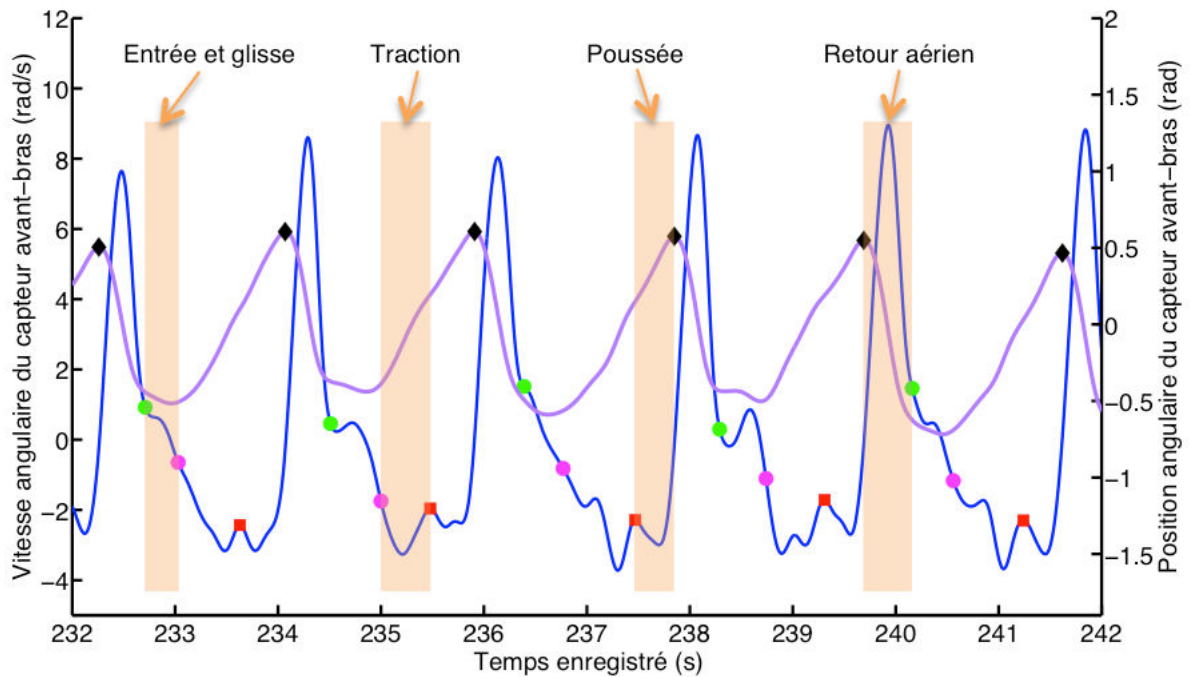


Figure 33: Résumé des différents points détectés pour délimiter les différentes phases du cycle de nage en crawl (chaque phase est représentée en orange transparent). La courbe bleue correspond aux données gyroscopiques lissées (représentées sur l'axe de gauche) ; la courbe violette correspond aux données de positions angulaires (représentées sur l'axe de droite).

Ces traitements préalables nous ont permis d'obtenir des angles segmentaires à partir des données issues des accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres présents dans chaque centrale inertielle, mais également les étapes permettant de découper le cycle de nage en phases. Dans le Chapitre qui suit, une attention particulière est portée aux données angulaires obtenues : celles-ci sont ainsi comparées à des systèmes de référence pour être validées, afin que leur utilisation soit facilitée pour les études réalisées dans le cadre de ce travail de thèse (Chapitres 6, 7 et 8). Dans ces chapitres, la partie méthode sera réduite aux seuls points *spécifiques à chaque étude* évitant ainsi les redondances avec les descriptions et explications précédentes.

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 4 :

- Les participants, le protocole et les méthodes de collecte de données ont été présentés.
- Un intérêt particulier a été porté à l'utilisation des centrales inertielles en milieu aquatique, sur lesquelles nous allons nous baser pour caractériser la coordination des nageurs.
- La méthode de détermination des phases du cycle en crawl à partir de ces centrales inertielles a été exposée, avec une détection automatisée de l'entrée de la main dans l'eau, du début de traction, de poussée, et de sortie de la main de l'eau.

Chapitre 5: Étude de validation des centrales inertielles

Afin de valider les angles obtenus à partir des centrales inertielles HIKOB, une expérimentation de laboratoire a été menée en marge des tests principaux réalisés sur les nageurs en Italie. Deux systèmes optoélectroniques ont servi de référence. La première partie de l'expérimentation était basée sur des mouvements enregistrés à partir d'un système Vicon (Vicon, Oxford Metrics, Oxford, UK). Cependant, ce système coûteux n'étant pas disponible en continu pour nos mesures, nous nous sommes tournés vers un système optoélectronique portable, et plus facilement utilisable pour compléter le recueil des données. La seconde partie du test a ensuite consisté à comparer des mesures obtenues par les centrales inertielles et un système Optitrack (Natural Point, OR, USA). Les analyses effectuées dans cette étude de validation n'ont pas servi à caractériser les mesures des centrales inertielles que pour la natation, mais également pour d'autres activités locomotrices analysées au sein de projets de recherche distincts.

Les deux systèmes optoélectroniques utilisés dans cette expérimentation de validation sont considérés comme la référence pour l'analyse du mouvement en laboratoire. En effet, leur précision spatiale, basée sur la reconnaissance de marqueurs réfléchissants passifs, est de l'ordre du millimètre pour des conditions de tests optimales (Carse et al. 2013; Thewlis et al. 2013), justifiant l'intérêt porté à de telles approches dans le but de valider nos centrales inertielles.

1. Expérimentation de validation : Jour n°1

Pour cette première journée d'expérimentation, les mouvements recueillis par les centrales inertielles couplées au système Vicon (possédant 6 caméras) ont été enregistrés lors

de deux volets de tests distincts : le premier volet s'appliquait à étudier des mouvements simples réalisés en deux dimensions, alors que le second volet considérait des mouvements tridimensionnels plus complexes. Les calibrations (i.e., gyroscopes, magnétomètres, statiques et dynamiques, telles que décrites dans le Chapitre précédent) ont eu lieu en amont des collectes de données lors de cette expérimentation de validation des centrales inertielles.

1.1. Analyse bidimensionnelle

Dans cette analyse initiale, le mouvement étudié consistait en une succession de flexions-extensions en deux dimensions, réalisées à partir d'un compas fixé sur une table placée en position verticale. Chacun des deux bras composant le compas mesurait 17,5 cm. Trois marqueurs réfléchissants ont été utilisés pour être détectés par le système Vicon (fixés aux extrémités du compas, possédant un diamètre de 2,5 cm ; et au centre de celui-ci, avec un diamètre de 1 cm). Chaque bras du compas était également muni d'une centrale inertielle HIKOB, permettant le calcul de l'angle situé entre les deux centrales (l'opération a donc été répétée six fois pour valider les 12 centrales dont nous disposions). Les deux systèmes utilisés avaient une fréquence d'acquisition identique, fixée à 100 Hz.

Le compas, positionné sur une table constituée exclusivement de bois—en prévision d'une éventuelle perturbation magnétique pour le fonctionnement des centrales inertielles—possédait un bras totalement fixe en position verticale, et un bras mobile, permettant de faire évoluer l'angle selon les choix des expérimentateurs (Figure 34).

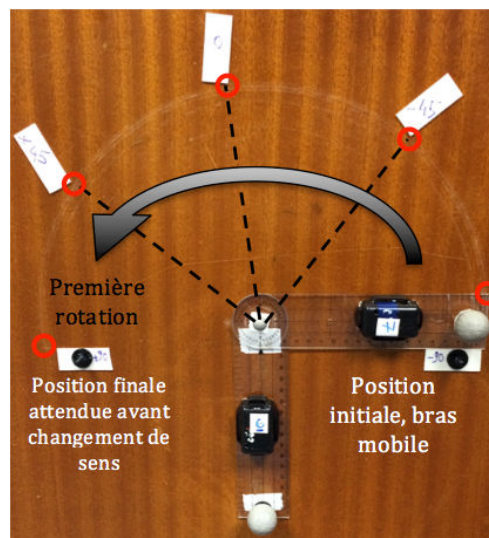


Figure 34: Protocole expérimental pour la mesure d'angles en deux dimensions, en comparaison de valeurs obtenues avec le système Vicon. Le compas a un bras mobile (ici à droite) qui effectue des allers-retours de 180° ou ponctués d'arrêts tous les 45° (matérialisés par les cercles rouges).

Les conditions de test retenues étaient les suivantes :

- a) COND01 : Le bras mobile effectue des allers retours de -90 à $+90^{\circ 25}$ à vitesse lente mais continue, pendant une minute. Cela permet de simuler l'amplitude de mouvement de l'angle du coude d'un nageur.
- b) COND02 : Le bras mobile effectue des allers retours de -90 à $+90^{\circ}$ à vitesse rapide (minimum de $180^{\circ} \cdot s^{-1}$) et sans marquer d'arrêts, pendant une minute. Cette situation illustre le fait que le nageur subisse des variations de vitesse au cours de sa motricité (vitesse résultante du corps ou vitesse des membres lors de la réalisation du cycle).
- c) COND03 : Le bras mobile effectue des allers retours de -90 à $+90^{\circ}$, entrecoupés d'arrêts de deux secondes tous les 45° (i.e., un arrêt à -45° , 0° , $+45^{\circ}$ et $+90^{\circ}$, avant de revenir dans l'autre sens et recommencer à marquer les arrêts de deux secondes). Ces arrêts avaient pour but de symboliser la vitesse fluctuante des membres pouvant apparaître au cours du cycle de nage (e.g., la phase de glisse).

1.2. Analyse tridimensionnelle

Les procédures de test en deux dimensions ont ensuite été complétées par une analyse tridimensionnelle qui a simplement été amorcée avec l'utilisation du système optoélectronique Vicon. Les tests réalisés étaient de nouveau divisés en trois parties :

- a) COND04 : Toutes les centrales en notre possession ont été placées sur la table, et cette dernière a été manipulée par des expérimentateurs dans l'espace, pour vérifier la consistance des données obtenues pour l'ensemble des capteurs testés.
- b) COND05 : Afin de se rapprocher de contraintes de mouvements plus écologiques, la seconde partie de cette expérimentation mettait en jeu un sujet, effectuant des mouvements de flexion et d'extension du coude. L'angle du coude est ainsi déterminé à partir d'une première centrale inertielle fixée au niveau du bras, et une seconde au niveau de l'avant-bras. Chacune de ces centrales inertielles était positionnée sur un corps plastique plat et rigide, sur lequel trois miroirs réfléchissants du système Vicon avaient préalablement été placés

²⁵ Les indications angulaires précisées dans ces quelques lignes font référence aux angles tels que nous les avons matérialisés sur la Figure 34. Dans la section *résultats*, ces angles seront modifiés du fait que les systèmes de mesure reportent le plus court angle entre les miroirs/centrales inertielles. Ainsi, les allers retours entre -90° et $+90^{\circ}$ correspondent à des oscillations contenues entre les bornes 0° et $+90^{\circ}$, comme représentées sur la Figure 36.

(Figure 35). Les mouvements de flexion et d'extension du coude ont été réalisés à vitesse lente.

- c) COND06 : Cette dernière situation est identique à la précédente, si ce n'est que les mouvements de flexion/extension ont été réalisés à une vitesse plus rapide (environ $180^{\circ} \cdot s^{-1}$).

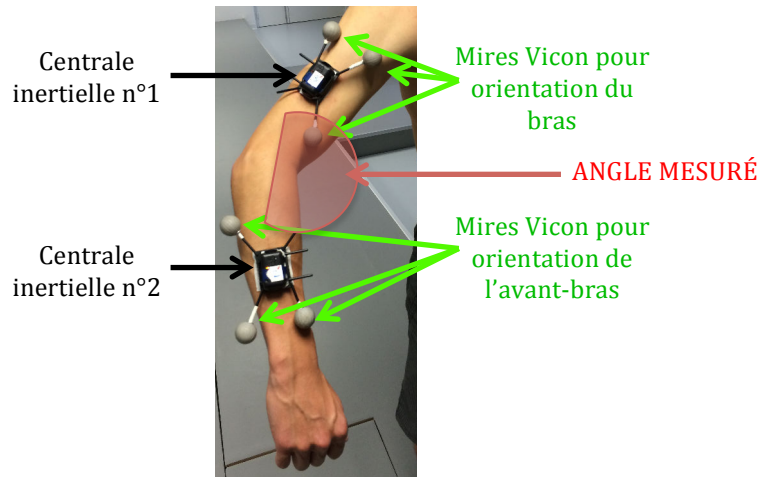


Figure 35: Analyse de l'angle du coude (représenté en rouge) avec les deux systèmes (centrales inertielles et système optoélectronique Vicon) sur un sujet volontaire.

2. Expérimentation de validation : Jour n°2

Les analyses effectuées avec le système Vicon ont été complétées le jour suivant par de nouvelles expérimentations avec l'utilisation du système optoélectronique Optitrack comme référence. En effet, les séquences de mouvement les plus fidèles à la motricité aquatique n'avaient pu être réalisées avec le système Vicon, ce qui nous a conduits à utiliser l'Optitrack pour satisfaire cet objectif. Pour cette seconde journée de test, la part belle a été faite aux analyses tridimensionnelles, principalement réalisées sur des séquences de mouvements semblables à celles observées en conditions écologiques. Les analyses se sont déroulées de la manière suivante :

- a) COND07 : Analyse bidimensionnelle de tous les capteurs en même temps. À l'instar des mouvements réalisés en trois-dimensions avec la table lors du premier jour de test, toutes les centrales inertielles ont été positionnées sur un tour en bois, qui, une fois en mouvement, permet d'imprimer la même vitesse angulaire aux capteurs. Cela nous a permis de savoir si certains capteurs pouvaient être perturbés par leur proximité avec d'autres centrales inertielles.
- b) COND08 : Mouvements de flexion/extension du membre supérieur. L'angle du coude est analysé dans cette configuration, de façon similaire à la section

précédente utilisant le système Vicon. Ce mouvement n'est pas sans rappeler les mouvements du membre supérieur lors du trajet aquatique en natation.

- c) COND09 : Mouvements de flexion/extension couplés avec pronation et supination du membre supérieur. Au mouvement précédent s'ajoute une rotation longitudinale de l'avant-bras, correspondant à une séquence de prono/supination. Ce mouvement représente de façon simplifiée l'action du membre supérieur lors du trajet aquatique en crawl.
- d) COND10 : Mouvements de squat. Cette fois-ci, les membres inférieurs sont également sollicités dans les analyses, puisque le sujet réalise de multiples flexions/extensions correspondant à des accroupissements répétés (i.e., squats). Cette séquence motrice simule –lors d'un mouvement standardisé réalisé sur terre– le battement des jambes en natation.
- e) COND11 : Mouvements de 'natation simulée'. Afin de se rapprocher au mieux des mouvements tridimensionnels enregistrés par les centrales inertielles lors de l'expérimentation principale de thèse, le sujet a effectué une série de cycles de crawl, allongé sur une chaise, à la manière de l'étude publiée par Fantozzi et al. (2016).
- f) COND12 : Mouvements de 'aviron simulé'. En respectant la même logique que pour l'exercice précédent, le sujet a simulé différents cycles d'aviron mettant en jeu les membres supérieurs et inférieurs. Pour cet exercice, le participant était assis sur une chaise, et répétait ses mouvements dans l'air. Nous avons ainsi testé les centrales inertielles sur une large gamme de mouvements, afin de pouvoir anticiper leur comportement au cours de notre expérimentation principale de thèse.

3. Indicateurs utilisés pour comparer les centrales inertielles aux systèmes optoélectroniques

Quatre indicateurs ont été utilisés afin de pouvoir valider de façon très complète les mesures angulaires issues de l'estimation de position de chaque centrale inertielle (en accord avec l'étude de Dadashi et al. (2012)). En effet, nous avons estimé que ces quatre approches nous permettront de cibler très précisément l'écart de mesures entre les centrales inertielles et les systèmes optoélectroniques, afin de minimiser les erreurs lors de notre expérimentation principale de thèse.

Le premier indicateur est la corrélation de Spearman, plus communément appelé *r de Spearman*. Cette première analyse permet de vérifier la dépendance statistique entre les

données issues du premier appareil avec celles issues du second appareil de mesure. Dans un second temps, afin de déterminer cette fois-ci l'agrément entre les deux systèmes de mesure, nous avons utilisé un diagramme de Bland & Altman (1986). Le troisième indice utilisé dans cette expérimentation est le nPVI, ou indice normalisé de variabilité appariée. Cet indice évalue la variabilité attestant de la quantité de changements au sein d'une série temporelle, et se calcule à l'aide de la formule mathématique suivante :

$$nPVI = \left[\frac{\sum_{C_k=1}^N \left| \frac{A_{centrales} - A_{opto}}{(A_{centrales} + A_{opto}) / 2} \right|}{N} \right] \times 100$$

où C_k est la $k^{ème}$ mesure réalisée par les deux instruments d'acquisition de données, et N le nombre total de mesures effectuées par les deux matériels. Le quatrième et dernier indice que nous avons sollicité permet de connaître la précision moyenne des données angulaires obtenues par les centrales inertielles. Pour ce faire, la Root Mean Square Error (RMSE) a été calculée entre les séries temporelles angulaires issues des systèmes Hikob et Vicon ou Hikob et Optitrack selon le jour d'expérimentation. La formule de la RMSE est donnée dans l'article de Mullineaux, Bartlett, & Bennett (2001) :

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_C - x_i)^2 / n}$$

avec x_C la mesure réalisée par le système de référence (i.e., les systèmes optoélectroniques), x_i la mesure réalisée –au même instant– par le système que l'on cherche à valider (i.e., les centrales inertielles) et n le nombre total de données à comparer entre les deux systèmes.

4. Résultats clés de ces multiples comparaisons

L'intégralité des comparaisons effectuées ne pouvant être considérée dans cette section, nous mettons l'accent sur certains recueils de données qui font directement écho aux analyses conduites sur les nageurs experts sollicités pour ce travail de doctorat (pour rappel les analyses présentées dans ce chapitre ont permis de tester la validité des centrales inertielles pour une grande gamme d'activités motrices, incluant la natation). Les résultats de ces comparaisons sont présentés dans le Tableau 6, et le reste des analyses peut être retrouvé en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #3, à la fin de ce document. À titre d'exemple illustratif, les valeurs recueillies par le système VICON et les centrales inertielles n°10 et 12 lors de la condition de test n°1 (COND01) sont présentées dans la Figure 36. Les séries temporelles des

deux systèmes (à gauche) font face aux données représentées sur le diagramme de Bland & Altman (1986) (à droite).

Ces résultats préliminaires démontrent dans l'ensemble une bonne cohérence entre les données obtenues avec les deux systèmes. Plus précisément, lorsque les tests sont effectués en deux dimensions et sans arrêt à vitesse lente (COND01), les courbes sont quasi superposables, témoignant d'une bonne précision de la mesure angulaire à partir des données recueillies par les centrales inertielles. Quelques différences entre les valeurs angulaires peuvent cependant perdurer aux points de revirement, certainement imputables au positionnement initial des centrales inertielles le jour de l'expérimentation (i.e., si l'angle n'est pas parfaitement de 90° au départ, cet *offset* est reproduit dans le temps pour toutes les mesures angulaires : il est facilement supprimé lors des périodes de calibration, lorsque le capteur est aligné avec le segment sur lequel il est positionné). Pour des vitesses de mouvement élevées (COND02 réalisée au minimum à $180^\circ.s^{-1}$), les amplitudes angulaires obtenues par les centrales inertielles peuvent apparaître plus importantes que celles obtenues avec la référence optoélectronique. Ce résultat témoigne d'un temps de latence dans la retranscription des données angulaires aux points de revirement : cette problématique semble se révéler constante dans le temps, nous permettant de la supprimer aisément. Nous notons également dans cette condition un léger décalage temporel entre les valeurs obtenues avec les deux systèmes, conduisant à l'obtention d'un pattern dans le diagramme de Bland & Altman (1986) dont les contours apparaissent aisés à reproduire. Ce décalage nous amènera à porter une attention toute particulière aux méthodes de synchronisation entre les données lors de futurs traitements. Cela sera notamment envisagé lors des prochaines étapes de traitement qui viendront compléter cette étude préliminaire de validation des centrales inertielles.

Tableau 6: Les quatre indicateurs de comparaison des données obtenues entre le système optoélectronique et les centrales inertielles, pour certaines conditions de test.

	COND01 HKB10&12	COND02 HKB6&7	COND03 HKB2&3	COND08 BD	COND09 BD	COND11 BD	COND12 BD
r de Spearman	0.967	0.165	0.830	0.956	0.866	0.003	0.978
Bland & Altman (% dans limites d'agrément)	94.33	99.82	92.24	97.60	92.68	99.42	94.43
nPVI	4.77	3.20	13.73	2.74	5.68	5.37	8.79
RMSE	2.10	4.23	0.64	6.35	18.31	68.56	0.75

Note : COND## : Code de la condition analysée ; HKB# : Numéro des centrales inertielles considérées ; BD : Bras droit ; nPVI : normalized Pairwise Variability Index ; RMSE : Root Mean Square Error.

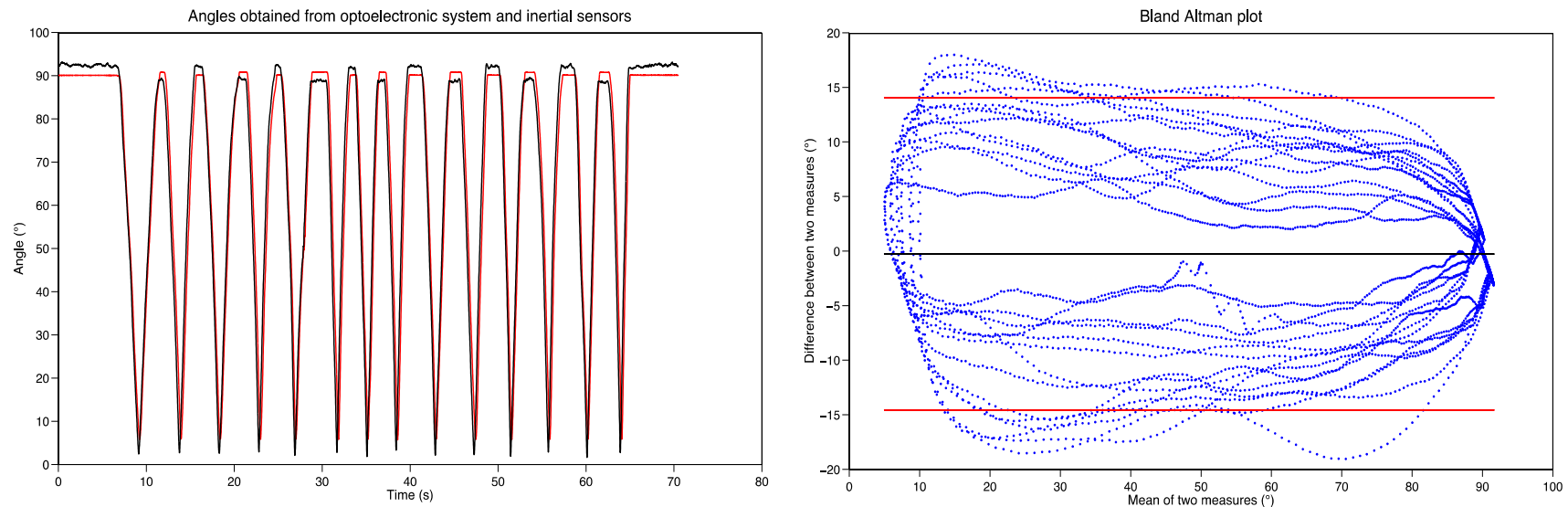


Figure 36: Un exemple typique de données obtenues par un système optoélectronique et par une centrale inertielle HIKOB. Le panel de gauche présente les données angulaires relevées par le système Optitrack (rouge) et les centrales inertielles HIKOB FOX (noir). Le panel de droite correspond au diagramme de Bland & Altman (1986) des données recueillies par les deux systèmes, avec la moyenne des différences ± 1.96 SD. Pour que la méthode testée soit validée par rapport à la technique optoélectronique de référence, il faut que plus de 95% des données soit compris entre les deux bornes rouges.

Lors de COND03, outre les possibles *offset* et décalages temporels précédemment cités, la reproductibilité entre les données est de nouveau présente, comme en témoignent les courbes référencées en annexe (ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #3). Nous noterons à ce sujet que la combinaison des capteurs 4 et 5 démontre une forte surestimation des données (plus de 25°), systématique lors d'un cycle sur deux pour cette condition 03, qu'il nous conviendra d'analyser plus en détail pour expliquer ce phénomène, qui ne se retrouve pas pour les autres centrales inertielles sollicitées au cours de cette expérimentation. Notre hypothèse explicative a considéré que l'un des deux capteurs (ou les deux) avait (ent) pu légèrement bouger dans sa (leur) coque plastique, engendrant ces écarts de mesure. Lors de l'observation de cette estimation erronée des données, les capteurs incriminés ont été renvoyés au constructeur, pour qu'ils subissent des réglages *hardware* supplémentaires afin de supprimer cette erreur.

Lors des conditions les plus écologiques (COND08, 09, 11 et 12), les données sont une fois de plus proches entre les deux systèmes (pourcentage de valeurs contenues entre les deux limites d'agrément dans le diagramme de Bland & Altman (1986) au dessus de 90% dans tous les cas, et proches du seuil statistique de 95% ; RMSE et nPVI faibles, et r proche de 1). Dans la condition 11 (COND11), les résultats des indicateurs sont fortement impactés par le décalage temporel entre les deux courbes, déjà observé lors de la COND02. Cependant, en regardant précisément l'allure des courbes, nous pouvons noter une parfaite reproductibilité des changements de pente initialement capturés par le système Optitrack. Ce résultat a son importance, car il démontre la précision des mesures obtenues par les centrales inertielles, dans un mouvement complexe réalisé en trois dimensions (COND11 correspond à de la 'natation simulée', COND12 de 'l'aviron simulé').

Ces résultats permettent d'avoir une première vision globale de la capacité des centrales inertielles à estimer les angles lorsqu'elles sont placées sur un sujet tel que les nageurs que nous avons sollicités pour ce travail de doctorat. Ces premières constatations devront cependant être complétées par des analyses plus poussées, pour ne pas se limiter aux simples 'observations' mais plutôt déterminer statistiquement le potentiel de ces centrales inertielles en comparaison des systèmes optoélectroniques qui sont largement validés sur le marché dans le but d'effectuer de la capture de mouvements tridimensionnels.

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 5 :

- Les mesures angulaires obtenues avec les centrales inertielles ont été comparées à des systèmes optoélectroniques de référence pour les valider.
- Une large gamme de mouvements a été considérée (2D et 3D) pour tester la fiabilité des centrales inertielles sur des séquences de mouvements proches de celles recueillies lors de l'expérimentation principale de thèse.
- À partir de quatre indicateurs statistiques, nous avons démontré la bonne précision des mesures obtenues avec les centrales inertielles. Le positionnement de ces IMUs est déterminant, pour ne pas créer d'*offset* sur la valeur d'angle mesurée.

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

Ce chapitre a fait l'objet de deux publications scientifiques :

Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., & Seifert, L. (2016). The effect(s) of fluid flow manipulation on upper limb coordination in swimming. *14th European Workshop on Ecological Psychology (EWEP)*. (p. 21). University of Groningen: Groningen. ANNEXE COMMUNICATIONS #2

Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., Ayad, O., Bonifazi, M., Dalla Vedova, D., & Seifert, L. (2017). Perception and action in swimming: effects of aquatic environment on upper limb inter-segmental coordination. *Human Movement Science*, 55, 240–254. ANNEXE ARTICLES #3

1. Introduction

L'interaction entre un nageur et l'environnement aquatique dans lequel il évolue peut être considérée comme un objet de recherche approprié dans l'optique de caractériser le couplage perception–action (Wei et al. 2014). Selon Newell, Kugler, van Emmerik & McDonald (1989), l'espace perceptivo-moteur dans lequel un individu (e.g., un nageur) réalise un mouvement agit comme une interface dynamique entre le flux informationnel qui émerge de sa perception (e.g., dans l'environnement aquatique) et les flux cinématique et cinétique qui émergent cette fois-ci de son action (e.g., l'action des membres propulsant le nageur). Selon cette perspective, les individus sont constamment en train de prélever de l'information provenant de leur environnement (i.e., ils interagissent avec ce dernier) pour

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

guider leur action, qui va elle-même leur fournir de nouvelles informations. Plus largement, un individu qui réalise un mouvement produit des forces qui peuvent modifier la composition de son environnement, venant par là même modifier l'éventail d'informations disponibles au regard du nouvel état dans lequel se situe le système individu–environnement (Warren, 2006). Cela démontre les relations de causalité circulaires et continues qu'entretiennent les notions de perception et d'action (Kugler & Turvey, 1987). Les patrons comportementaux sont disponibles à travers l'espace perceptivo–moteur et l'individu peut ou non les adopter pendant la tâche qu'il/elle est en train de réaliser (Newell et al. 1989; Newell 1991). Dans le cadre de la natation compétitive, les nageurs sont parfaitement conscients du fait de devoir nager loin d'un concurrent direct pour ne pas être freiné par sa vague, alors qu'un nageur d'eau libre visera plutôt à réduire cette même distance, pour profiter de l'aspiration du nageur le précédant (Silva et al. 2008). Dans la vision de Gibson, issue de la psychologie écologique, de telles possibilités d'action sont perçues comme des *affordances* : cette perception est directe, et n'est donc pas le fruit de représentations mentales. Les affordances peuvent être considérées comme des propriétés intrinsèques de l'environnement qui entourent un individu, spécifiées selon les caractéristiques morphologiques et psychologiques de ce dernier (i.e., taille, force musculaire, habiletés motrices ou encore contrôle moteur fin ; Gibson (1979)). Ces affordances trouvent leurs fondements dans le lien de causalité qui unit la perception et l'action (Fajen, Riley, & Turvey 2008), dans le sens où les « affordances doivent être perçues, la perception doit guider l'action, et les actions sont inhérentes à l'affordance » (p.129 ; Adolph & Kretch (2015)). Ce couplage perception–action a notamment été illustré par Turvey (2007) pour la propulsion des poissons : « la modification des vortex présents dans un fluide atteste d'une production de forces, soulignant un changement de moment mécanique dans son sillage. Les bifurcations qui s'opèrent sont accompagnées d'une réorganisation motrice au niveau des nageoires des poissons, qui peuvent apparaître subtiles et difficiles à caractériser en détail » (p.670). En natation sportive, l'action des nageurs impacte l'écoulement des particules d'eau, qui vont à leur tour conditionner les futures perceptions et actions de l'individu, dans une étroite réciprocity circulaire. Par ailleurs, les contraintes de tâche et d'environnement s'entrecroisent dans ce type de motricité, pouvant conditionner les perceptions et modeler les comportements moteurs, afin de permettre une propulsion efficace vers l'avant. En effet, cette propulsion émerge de l'action simultanée des quatre membres, réalisée dans une position de mouvement peu commune (i.e., horizontale), dans un environnement contraignant dû à sa densité (l'eau est 800 fois plus dense que l'air ; Denny (1993)), ses résistances (i.e., résistances passives et actives), son écoulement (i.e., laminaire

vs. turbulent), sa viscosité ou même son opacité (e.g., au cours de compétitions de nage libre) ; Toussaint (2002). La performance en natation peut ainsi se résumer de la sorte : (i) minimiser les résistances opposées au déplacement vers l'avant, (ii) générer des forces propulsives et (iii) maximiser l'efficacité motrice, car seule une part restreinte de la puissance produite intervient pour surpasser l'effet des résistances actives (Toussaint et al. 2000). Du point de vue de la psychologie écologique, la *substance* dans laquelle les nageurs se meuvent (i.e., l'eau) offre continuellement des possibilités d'action, ou affordances (Gibson 1979), considérées comme des solutions pour propulser le corps efficacement vers l'avant, en adoptant une position profilée.

Le cadre théorique de la Dynamique Écologique considère le couplage entre l'organisme et l'environnement (Kugler & Turvey 1987) comme la plus petite entité adaptée à l'étude des comportements (Araújo, Davids, & Hristovski 2006; Davids et al. 2012). Cela signifie que le nageur ne peut en aucun cas être dissocié de son environnement aquatique, considérant que le comportement moteur émerge aussi bien des caractéristiques inhérentes (i) à l'individu même, que (ii) de l'environnement dans lequel le mouvement est réalisé. Plus précisément, Newell (1986) définit un réseau de contraintes qui s'imbriquent et interagissent continuellement entre elles, permettant de guider qualitativement la dynamique des comportements (Kugler, Kelso, & Turvey 1980; Kugler, Kelso, & Turvey 1982). Ces contraintes d'action sont divisées en trois catégories principales : les contraintes d'organisme, d'environnement et de tâche (Newell 1986). A ce titre, l'identification et la manipulation de certaines de ces contraintes offrent la possibilité de tester le caractère adaptatif du comportement moteur à la suite d'une perturbation (Davids, Button, & Bennett 2008; Newell 1986). Cette *approche par les contraintes* (Davids et al. 2003) peut être envisagée en étudiant (i) le renforcement des comportements ou l'émergence de nouveaux patrons moteurs (Seifert et al. 2014) et (ii) la variabilité comportementale que des nageurs experts peuvent démontrer pour s'adapter fonctionnellement dans les situations qu'ils sont amenés à rencontrer (Glazier & Davids 2009b). En natation sportive, différentes catégories de contraintes (i.e., l'expertise, la fréquence de nage SR, la vitesse de nage ou encore le genre ; voir Seifert, Chollet, & Rouard (2007)) ont été sélectionnées pour tester leur impact sur la motricité aquatique (Seifert, Button, & Brazier 2010) ou encore sur la variabilité de ces comportements émergents (Seifert et al. 2014). Parmi elles, le rôle joué par les contraintes environnementales—bien que crucial—a généralement été approché de façon indirecte, en manipulant la vitesse de nage (Seifert, Button, & Brazier 2010), considérée comme un déterminant majeur des résistances que subit le nageur (Pendergast et al. 2005). Dans cette étude de 2010, il apparaît que les

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

résistances augmentent avec la vitesse de nage. À une vitesse critique de $1.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, plus de 50% de la résistance totale est liée à la résistance occasionnée par le mouvement du corps effectué à la surface de l'eau, ce qui impose aux nageurs d'adapter leurs comportements en créant une superposition des actions motrices des membres supérieurs (Seifert, Chollet, & Rouard 2007).

L'originalité de cette première étude de doctorat réside dans le fait de manipuler *directement* l'environnement aquatique, considérant que la coordination et le contrôle des membres ne peuvent être analysés indépendamment du contexte environnemental dans lequel le nageur évolue. Nous avons relevé ce challenge en utilisant un flume (Astrand & Englesson 1972) : un bassin dans lequel le fluide s'écoule sous la forme d'une boucle, la masse d'eau venant à l'encontre du nageur (i.e., le flume est l'équivalent d'un tapis roulant en course à pied). Dans l'optique de maintenir sa position dans ce type de bassin, l'individu n'a pas d'autres solutions que de résister à cette masse d'eau en mouvement. Dans le cas contraire, il sera projeté dans le filet de sécurité, positionné derrière lui : cette situation expérimentale révèle subtilement l'adaptabilité des nageurs à résister à de fortes contraintes environnementales, qui plus est, imprédictibles. Dans une piscine plus classique, la stratégie est différente puisque la propulsion émane de la création de différents appuis établis au sein de masses d'eau quasi-inertes. De ce point de vue, le flume peut être considéré comme un outil adapté pour tester le couplage individu–environnement mais également le cycle perception–action. Les quelques travaux qui se sont intéressés à l'étude du comportement moteur lors de la nage en flume n'ont pas directement comparé leurs résultats à une condition de référence en piscine. Leurs conclusions démontrent tout de même que les nageurs augmentent la vitesse de mouvement de leurs mains tout au long du cycle de nage (plus de $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ lors du catch, de l'insweep, de l'upsweep, et environ $2,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en moyenne sur le cycle ; Monteil (1992)) lorsqu'ils progressent en flume. Selon l'étendue de nos connaissances, seuls Wilson, Takagi, & Pease (1998) et plus récemment Espinosa, Nordsborg, & Thiel (2015) ont comparé des variables comportementales de bas niveau (i.e., aspects superficiels du mouvement, tels que la position des membres, leur vitesse ou accélération : Haddad et al. (2006)) pour les mêmes nageurs dans les deux environnements de progression. Ces conclusions indiquent une SR légèrement plus importante dans le bassin à contre-courant aux vitesses du test les plus rapides ($0,70$ vs. $0,68$ Hz dans la piscine ; Wilson, Takagi, & Pease 1998)), associée à une élévation de l'amplitude de cycle (SL) et des accélérations latérales des membres supérieurs, forçant les nageurs à parfaitement maîtriser les positions tridimensionnelles de leurs segments (Espinosa, Nordsborg, & Thiel 2015). En revanche,

nous connaissons encore peu de chose sur les variables comportementales dites ‘de haut niveau’ en natation sportive (i.e., définissant la dynamique des coordinations ; Haddad et al. (2006)), particulièrement la coordination entre les segments du nageur lorsque ce dernier interagit avec une masse d’eau en mouvement. Ces variables de haut niveau—qui combinent des variables de bas niveau—capturent ainsi la dynamique des coordinations et reflètent la riche complexité du système étudié. Dans ces conditions, le but de cette première étude était d’analyser comment un échantillon de nageurs experts perçoivent et agissent dans un environnement aquatique contraignant, en étudiant leur coordination inter-segmentaire au sein du membre supérieur. En se basant sur l’approche par les contraintes, nous avons manipulé l’écoulement du fluide pour comprendre comment ces nageurs pouvaient adapter leurs comportements, en fonction de la condition de nage vécue (i.e., progression dans le flume ou dans la piscine). Les objectifs de cette première recherche étaient (i) d’identifier avec précision dans quelles circonstances la perception et l’action pourraient être modifiées par un fluide *statique* ou au contraire imprimé d’un *mouvement* qui s’oppose au déplacement du nageur et (ii) de tester l’*adaptabilité* motrice des nageurs dans ces deux environnements de nage. Dans un premier temps, nous émettions l’hypothèse que les relations particulières unissant l’individu et son environnement dans le flume conduiraient à une réduction du temps de cycle et de la durée des différentes phases du cycle, au même titre qu’une possible limitation de l’amplitude des actions motrices effectuées en temps réel par les membres supérieurs. La façon dont le nageur agit avec son environnement donnerait des informations sur ses adaptations motrices de bas et de haut niveaux (seconde hypothèse). Pour finir, nous envisagions que ces adaptations motrices seraient plus stables d’un cycle de nage à l’autre dans le flume, considérant que l’écoulement du fluide vers l’arrière contraindrait plus la motricité que dans la piscine.

2. Méthode

2.1. *Participants*

Sept des huit nageurs (âgés de $21,1 \pm 2,96$ années ; mesurant $186,3 \pm 3,35$ cm et pesant $79,57 \pm 8,42$ kg), ont participé à cette étude. Les nageurs sélectionnés étaient tous spécialistes du 200 m crawl, et s’entraînaient plus de 10 fois par semaine tout au long de l’année. Leur meilleur temps moyen sur 200 m représentait $90,83 \pm 1,67\%$ du record du monde (RM) sur cette même distance, au premier janvier 2017 (pourcentage RM = temps du RM / temps du nageur de l’étude $\times 100$).

2.2. Protocole expérimental

Le protocole expérimental débutait dans la piscine, suivi par le flume. En piscine, nous considérons pour cette étude un unique essai de 50 m en crawl, avec une vitesse cible proche de $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, dictée par les expérimentateurs. Les participants étaient ensuite transférés dans un bâtiment annexe pour nager dans un flume particulier (Comité Olympique National Italien, CONI, Italie), qui oblige les nageurs à rester sur place lors de leur essai. Dans ce bassin, les nageurs devaient 'globalement' se positionner au-dessus de la marque noire collée au fond du flume (tolérance de 0,5 m). Que ce soit le rythme imposé par l'expérimentateur dans la piscine ou cette marque de couleur dans le bassin à contre-courant, ces informations de réalisation de la tâche étaient principalement informatives et ne devaient en aucun cas restreindre l'action des nageurs. Ces derniers devaient d'ailleurs globalement suivre ces indications sans dénaturer de quelque manière que ce soit leur façon de nager. La période de calibration effectuée dans le flume avant les expérimentations nous a permis de mieux estimer la vitesse d'écoulement du fluide au sein du bassin, mais également de minimiser au mieux les vagues qui auraient pu être créées à l'interface entre l'air et l'eau. Tout comme pour la piscine, un unique essai est considéré dans le flume, de nouveau à une vitesse absolue la plus proche de $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Cette vitesse a été retenue dans la présente étude car elle n'implique pas une création significative de vagues sur les parois du flume, reflétant ainsi les conditions expérimentales observées en piscine.

Aucune instruction particulière ne fut donnée concernant l'action de respiration des nageurs dans les deux situations de tests. De ce fait, les nageurs ont tous spontanément adopté un mode de respiration unilatéral (du côté droit du corps) dans les deux environnements de test. En s'appuyant sur les résultats des travaux de Lerda, Cardelli & Chollet (2001), Lerda & Cardelli (2003), ou plus récemment Aujouannet, Rouard & Bonifazi (2006), les nageurs experts sont capables de maintenir une constance dans la durée des phases qui composent un cycle de nage pour le côté du corps où s'effectue la respiration, ou pour le côté contro-latéral. De ce fait, dans la présente étude, seule la coordination du membre supérieur *droit* est considérée pour tous les nageurs sur l'ensemble des conditions de test, et ce malgré la préférence respiratoire.

Les données de l'échelle de Borg ont été utilisées dans cette étude. En effet, l'échelle RPE est considérée comme un outil valide et reproductible en natation, permettant de quantifier la perception de l'effort²⁶ suite aux travaux de Psycharakis (2011). À l'issue de

²⁶ Les données complètes de RPE mesurées lors de l'expérimentation principale de thèse (i.e., étalonnage, tests en piscine et flume) sont disponibles en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #4.

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

chaque essai réalisé en piscine et en flume, les nageurs ont indiqué leur niveau de perception de l'effort, en fonction de l'échelle de Borg, (le niveau 6 correspondant à une intensité très, très légère ; le niveau 20 symbolisant une intensité très, très pénible).

2.3. Collecte des données

Dans le cadre de cette première étude, nous exploitons exclusivement les données issues des centrales inertielles HIKOB FOX positionnées sur les deux²⁷ mains, les deux avant-bras, les deux bras et le sacrum. Chaque centrale enregistre des données, grâce à un *data logger* qui lui est propre, avec une fréquence d'échantillonnage fixée à 100 Hz. Afin de les isoler du milieu aquatique, qui pourrait porter préjudice au bon fonctionnement de leurs composants électroniques, chaque centrale a été placée dans des sachets plastiques hermétiques, et la procédure d'étanchéification correspond à celle exposée dans le Chapitre 4. Les séquences de calibration ont ensuite permis de rendre le placement de chaque centrale inertielle indépendante aux déplacements de celle-ci sur la peau pour proprement estimer les angles segmentaires sélectionnés.

2.4. Traitement des données

Le traitement des données a été effectué à l'aide du logiciel Matlab, version R2014a (The MathWorks, Inc. Natick, MA, USA). Les données issues des trois capteurs contenus dans chaque centrale inertielle (accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres) ont été fusionnées pour obtenir des angles segmentaires selon la procédure décrite dans le Chapitre 3. Ainsi, nous avons obtenu les angles segmentaires (i.e., angles formés par le vecteur unitaire tridimensionnel associé au positionnement de chaque centrale et le vecteur gravitaire) des sept centrales inertielles utilisées dans cette étude. Les calculs de ces angles ont été effectués pour tous les cycles analysés dans les deux environnements de test, en suivant les procédures de filtrage décrites par Winter (1990) : filtre passe-bas de type Butterworth, d'ordre quatre, avec une fréquence de coupure de 6 Hz²⁸.

Afin de limiter l'effet du départ ainsi que celui de l'approche du mur pour l'essai réalisé en piscine, les deux premiers et le dernier cycles de nage ont été systématiquement supprimés des analyses dans ce premier environnement. Cette opération préalable permet

²⁷ Le positionnement des centrales inertielles sur les deux côtés du corps est motivé par la volonté d'éviter tout déséquilibre cinématique lors de la collecte de données. Rappelons que seules les valeurs obtenues sur le côté droit du corps seront exploitées dans cette première étude.

²⁸ La procédure permettant d'aboutir à la sélection de cette fréquence de coupure de 6 Hz est expliquée dans son intégralité en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #5 de ce travail.

ainsi de ne garder que la partie stabilisée de la séquence nagée sur 50 m. De façon similaire, cinq cycles ont été supprimés au début de chaque essai réalisé dans le bassin à contre-courant, dans l'optique de ne pas inclure le temps nécessaire à la mise en route du moteur. Pour chaque participant, le nombre total de cycles analysés dans le flume était ensuite calqué sur le nombre de cycles analysés dans la piscine (i.e., 12 cycles sont pris en considération dans chaque environnement pour S1 et S7, 13 pour S3, S4 et S5 et 14 pour S2 et S6).

2.5. Détermination des phases du cycle de nage

Comme nous l'avons vu, nous pouvons diviser le cycle de nage de crawl en quatre phases (i.e., entrée et glisse, traction, poussée et retour aérien) selon l'étude de Chollet, Chabies, & Chatard (2000) pour être plus à même de caractériser les stratégies de coordination qui émergent chez les nageurs sollicités. L'intégralité de la procédure pour détecter ces quatre phases du cycle est décrite dans le Chapitre 4 (Figure 37). La détermination de ces instants clés dans le cycle de nage était nécessaire pour calculer la durée du temps de cycle (i.e., le temps absolu qui sépare deux entrées successives de la même main dans l'eau). La durée absolue d'un cycle est ensuite normalisée par le temps (i.e., la durée d'un cycle correspond à 100%), permettant de calculer des moyennes, et donc de facilement comparer les données entre les deux environnements.

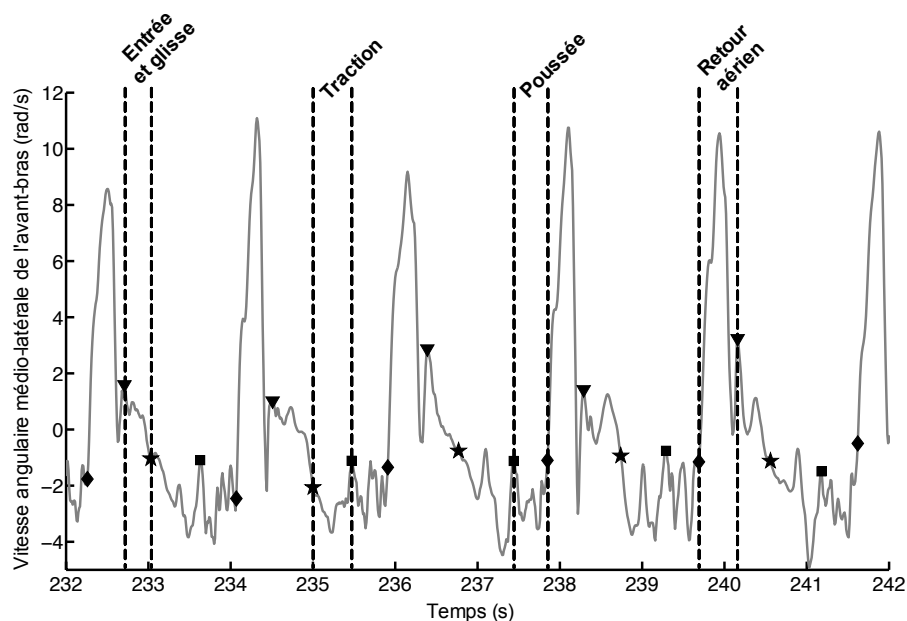


Figure 37: Données brutes issues du gyroscope utilisées pour calculer le début de chacune des quatre principales phases du cycle en crawl. Quatre cycles complets de nage sont représentés : l'entrée de la main est marquée par le triangle pointant vers le bas, le début de traction avec les étoiles, le début de poussée avec les carrés et le début de retour aérien avec les losanges.

2.5.1. Calcul de l'angle de couplage et de sa variabilité

L'angle de couplage γ_i a été calculé en suivant la procédure décrite par Needham, Naemi, & Chockalingam (2014). Précisément, ce sont les angles de couplage entre la main et l'avant-bras, et entre l'avant-bras et le bras qui ont été déterminés sur le côté droit du corps. Pour chaque instant i du cycle de nage normalisé, l'angle de couplage γ_i est déterminé à partir de valeurs consécutives d'angles segmentaires au niveau proximal $\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}$ et distal $\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)}$ (Figure 38) selon les équations suivantes ; Chang, van Emmerik, & Hamill (2008)) :

$$\gamma_i = \arctan\left(\frac{\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)}}{\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \quad \text{quand } \theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)} > 0$$

$$\gamma_i = \arctan\left(\frac{\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)}}{\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}}\right) \cdot \frac{180}{\pi} + 180 \quad \text{quand } \theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)} < 0$$

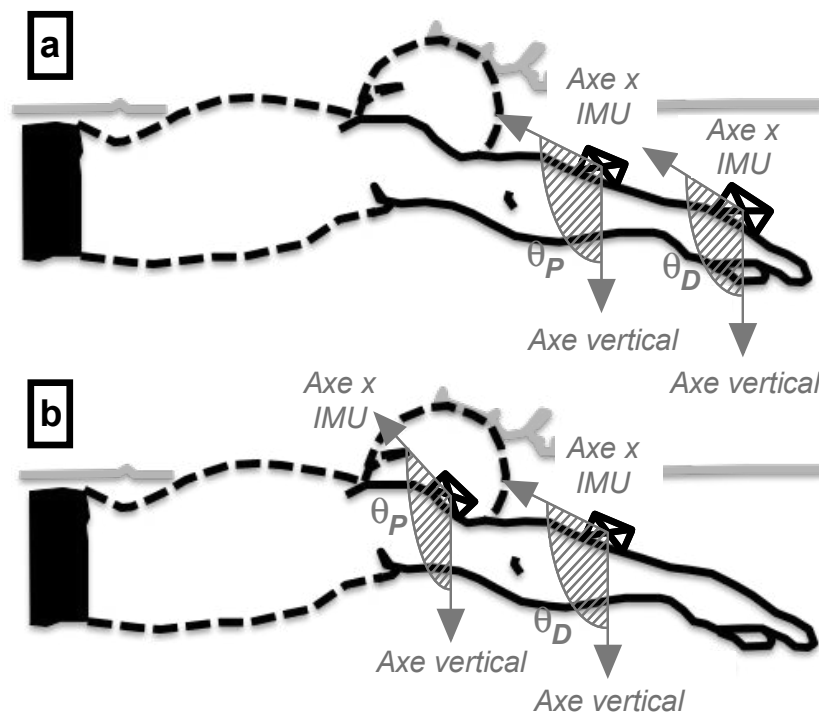


Figure 38: (a) Illustration du calcul des angles segmentaires proximaux et distaux à partir des centrales inertielles positionnées sur la main et l'avant-bras (dans ce cas l'angle le plus distal est calculé à partir de la centrale de la main). (b) Procédure identique pour le couple avant-bras/bras (cette fois-ci, l'angle le plus distal est déterminé à partir de l'IMU de l'avant-bras).

Nous avons appliqué les mêmes conditions que Needham, Naemi, & Chockalingam (2014) pour compléter les calculs des valeurs particulières de l'angle de couplage γ_i . Afin

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

d'apparaître en continu entre 0 et 360°, l'angle de couplage γ_i a été corrigé avec la règle mathématique suivante (Sparrow et al. 1987; Chang, van Emmerik, & Hamill 2008):

$$\gamma_i = \begin{cases} \gamma_i + 360 & \text{for } \gamma_i < 0 \\ \gamma_i & \text{for } \gamma_i \geq 0 \end{cases}$$

Du fait de l'orientation des valeurs d'angles de couplage, l'angle de couplage moyen $\bar{\gamma}_i$ a été déterminé, en se basant sur les composants horizontaux \bar{x}_i et verticaux \bar{y}_i moyens à chaque instant en utilisant la méthode des statistiques circulaires (Batschelet 1981; Hamill, Haddad, & McDermott 2000).

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos \gamma_i$$

$$\bar{y}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin \gamma_i$$

Encore une fois, les conditions appliquées par Needham, Naemi, & Chockalingam (2014) ont été réutilisées dans cette étude pour faire contenir les valeurs de l'angle de couplage moyen $\bar{\gamma}_i$ entre les bornes 0 et 360°. La longueur de l'angle de couplage moyen \bar{r}_i a ensuite été calculée comme suit :

$$\bar{r}_i = \sqrt{\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2}$$

Pour finir, la variabilité de l'angle de couplage CAV_i a été déterminée en utilisant la formule suivante :

$$CAV_i = \sqrt{2 \cdot (1 - \bar{r}_i)} \cdot \frac{180}{\pi}$$

En considérant f la courbe passant par les valeurs de CAV (exprimée en °.s), nous avons été en mesure de calculer l'aire sous la courbe de CAV , i.e., $\int CAV$. Ce calcul a été nécessaire pour quantifier et comparer les proportions de CAV pour chaque phase du cycle de nage entre tous les participants, avec :

$$\int CAV = \int_a^b f(CAV) dt$$

a correspond au début de chacune des phases du cycle, et b la fin de ces mêmes phases (l'aire sous la courbe correspond ainsi à l'espace contenu entre deux lignes verticales qui partent de l'axe x , avec $x = a$ et $x = b$).

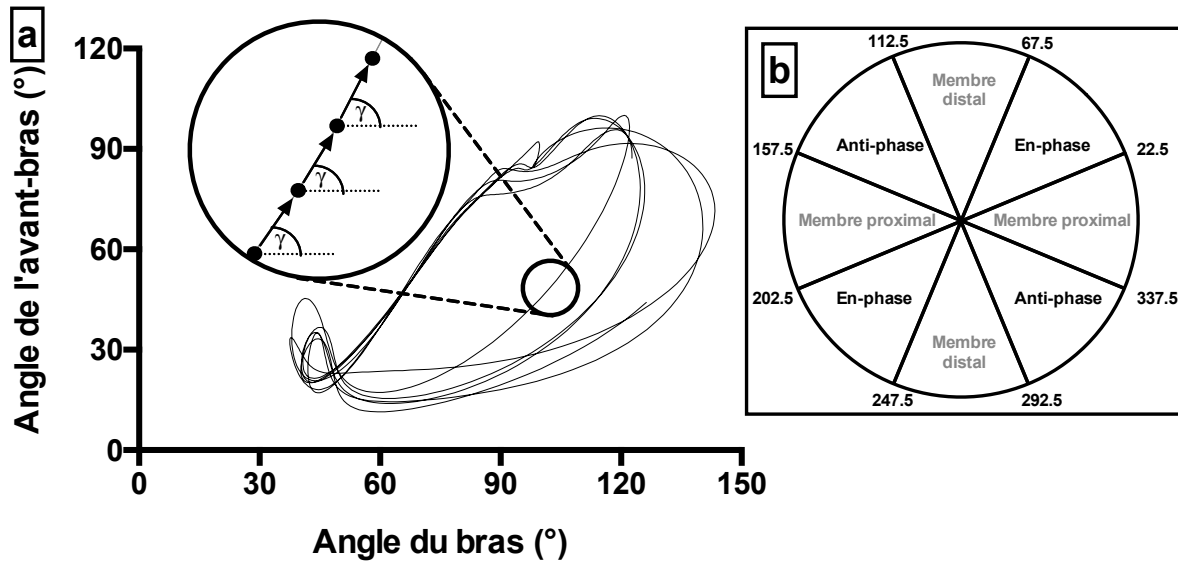


Figure 39: (a) Illustration de la procédure pour déterminer l'angle de couplage à partir d'un angle-angle plot (mettant en jeu l'avant-bras et le bras dans cet exemple). (b) Les quatre patrons de coordination envisageables en fonction de la valeur prise par l'angle de couplage.

L'angle de couplage (Figure 39, panel de gauche) à chaque instant du cycle de nage a été réparti dans un des quatre patrons de coordination : en phase, en anti-phase, distal ou proximal (Figure 39, panel de droite). Une coordination en phase correspond à une rotation simultanée de deux segments dans la même direction (sens horaire ou antihoraire), une coordination en anti-phase est définie comme la rotation simultanée de ces segments dans des directions opposées, et distal ou proximal se caractérisent par une rotation indépendante du segment distal (i.e., la main ou l'avant-bras) ou proximal (avant-bras ou bras), respectivement (Chang, van Emmerik, & Hamill 2008; Hafer et al. 2015). Le patron en phase correspond à des valeurs d'angle de couplage comprises entre $22,5^\circ$ et $67,5^\circ$ et $202,5^\circ$ et $247,5^\circ$. Ces valeurs couvrent de $112,5^\circ$ à $157,5^\circ$ et de $292,5^\circ$ à $337,5^\circ$ pour le patron en anti-phase, de $67,5^\circ$ à $112,5^\circ$ et de $247,5^\circ$ à $292,5^\circ$ pour le patron distal et finalement de 0° à $22,5^\circ$, de $157,5^\circ$ à $202,5^\circ$ et de $337,5^\circ$ à 360° pour le patron proximal. Pour quantifier la répartition de chaque patron de coordination sur un cycle entier, voire lors de chaque phase du cycle, leur taux d'occurrence a été calculé et sera reporté en pourcentage.

2.6. Analyses statistiques

Pour l'ensemble des analyses qui suivent, la normalité des distributions (test de Shapiro-Wilk) et l'homogénéité des variances (test du F_{\max} de Hartley) ont été testées avant de procéder à l'utilisation des statistiques paramétriques. La sphéricité a été vérifiée par le test de Mauchly (Winter, Eston, & Lamb 2001). Lorsque l'hypothèse de sphéricité n'est pas vérifiée, les niveaux de significativité du F ont été ajustés avec la procédure de Greenhouse-Geisser (les ajustements ont été effectués pour $\varepsilon < 0,75$). Une ANOVA à une voie à mesures répétées a été réalisée pour tester les différences de durées de cycles et de valeurs de $\int CAV$ obtenues sur un cycle, pour les deux couples de segments (main/avant-bras et avant-bras/bras) et ce entre les deux environnements de test. Une ANOVA à deux voies à mesures répétées [environnement (2 niveaux : piscine et flume) \times phases du cycle (4 niveaux : entrée et glisse, traction, poussée et retour aérien)] a ensuite été conduite. Cette même approche mathématique a également été utilisée pour tester les différences de patrons de coordination entre les deux environnements de nage, que ce soit sur la durée totale d'un cycle, ou pour chacune des quatre phases, encore une fois pour les deux couples de segments. Ensuite, des *post hoc* par paire ont été réalisés lorsque les effets principaux issus des ANOVA paramétriques étaient significatifs (tests de Bonferroni). Les statistiques de l'état partiel au carré (η_p^2) ont été estimées pour caractériser la taille de l'effet avec $\eta_p^2 = 0,01$ correspondant à un effet faible, $\eta_p^2 = 0,06$ symbolisant un effet modéré et $\eta_p^2 = 0,15$ un large effet (Cohen 1988). Parmi tous les tests, certaines distributions d'échantillon ne suivaient pas l'hypothèse de normalité, ou démontraient une hétérogénéité entre les variances, ce qui nous a amenés à utiliser des statistiques non-paramétriques (ANOVA de Friedman sur les rangs). Dans cette configuration, les tests *post hoc* ont été réalisés avec des 'Wilcoxon signed-rank tests'. Pour ces analyses non-paramétriques, la taille de l'effet (notée r) a été mesurée grâce au calcul suivant : $r = z\sqrt{n}$, avec z le résultat du test de Wilcoxon et n le nombre total d'observations (Field 2013). Les ANOVA de Friedman ont été utilisées pour tester (i) les effets de l'environnement sur les patrons de coordination qui ont été mesurés durant chaque phase du cycle de nage pour les deux couples de segments quand cela était approprié, et (ii) les valeurs de $\int CAV$ quand les analyses étaient encore une fois réalisées à l'échelle des phases du cycle. Pour tous les tests, le niveau de significativité a été fixé à $P < 0,05$, utilisant le logiciel SPSS (SPSS Statistics 21.0, SPSS Inc., IBM, Chicago, IL, USA).

3. Résultats

Dans les deux environnements, la vitesse cible (de déplacement du nageur ou du fluide) a été fixée à $1,35 \text{ m.s}^{-1}$. Après que les nageurs ont complété les essais, les vitesses réelles mesurées étaient comprises dans l'intervalle $1,35 \text{ m.s}^{-1} \pm 0,05 \text{ m.s}^{-1}$ dans la piscine et $1,33 \text{ m.s}^{-1} \pm 0,04 \text{ m.s}^{-1}$ dans le bassin à contre-courant, ce qui indique leur bonne adéquation avec la vitesse cible. L'utilisation des centrales inertielles a permis de recueillir les variables comportementales de bas et haut niveau sur 186 cycles pour les sept nageurs impliqués.

Les résultats principaux démontrent que le changement d'environnement aquatique déstabilise la perception et l'action, en particulier les paramètres temporels du cycle de nage et la coordination spatiale des membres supérieurs, changements vécus différemment par les nageurs (d'après les valeurs de RPE).

3.1. Temps de cycle et durée des phases

Les résultats des analyses statistiques conduites pour les variables comportementales de bas niveau (temps de cycle et durée des phases) sont présentés dans le Tableau 7. Une représentation graphique de ces données est proposée en Figure 40.

Tableau 7: Résultats des analyses statistiques pour les temps de cycle (en s) et les durées de chacune des quatre phases (en % du temps de cycle total).

Variables	Temps de cycle (s)		Entrée et glisse (%)		Traction (%)		Poussée (%)		Retour aérien (%)	
	Piscine	Flume	Piscine	Flume	Piscine	Flume	Piscine	Flume	Piscine	Flume
Moyenne	2,05*	1,65	31,0*	25,9	22,8*	25,9	15,3*	16,9	30,9	31,3
SD	0,24	0,14	7,2	6,8	3,7	5,1	4,5	4,1	4,4	3,0
ANOVA	$F(1,6) = 34,032$; $P = ,001$		$F(1,6) = 11,128$; $P = ,016$		$F(1,6) = 10,003$; $P = ,019$		$F(1,6) = 38,377$; $P = ,001$		$F(1,6) = 0,128$; $P = ,732$	
η_p^2	0,850		0,650		0,625		0,865		0,021	

Note: SD: écart-type ; *: différence significative avec le paramètre mesuré en flume ; F: F de Fisher ; η_p^2 : état partiel au carré. Significatif à $P < 0,05$.

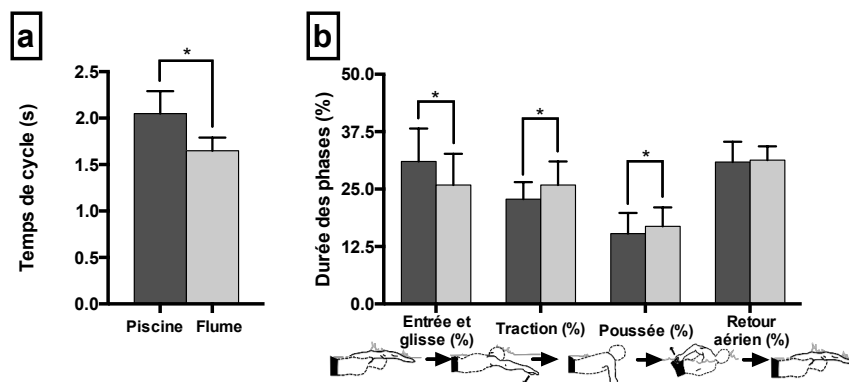


Figure 40: Moyenne \pm SD de la durée du cycle/des phases du cycle (la piscine apparaît en gris foncé, le flume en gris clair) (a) Temps de cycle absolu ; (b) Durée relative des phases du cycle. Les dessins sous chaque histogramme illustrent chaque transition de phase tout au long du cycle.

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

3.2. Perception de l'effort et échelle de Borg

Les résultats des tests de perception ont démontré que l'effort est significativement perçu comme plus difficile dans le flume que dans la piscine ($\chi^2(1) = 7,00, P < 0,05$) (Tableau 8).

Tableau 8: Résultats des tests de perception d'effort recueillis à partir de l'échelle de Borg, suivant le protocole réalisé par les sept nageurs après chaque essai effectué dans les deux environnements.

Nageurs	RPE	
	Piscine	Flume
S1	6	14
S2	11	19
S3	6	19
S4	7	18
S5	6	17
S6	7	19
S7	8	19
Moyenne	7,29	17,86
SD	1,8	1,86

Note: SD: écart-type

3.3. Coordination inter-segmentaire du membre supérieur

Les résultats des analyses statistiques pour les variables de plus haut niveau (i.e., les quatre patrons de coordination pour les couples de segments main/avant-bras et avant-bras/bras) sont présentés dans le Tableau 9. Une représentation graphique de ces données est proposée dans la Figure 41 (main/avant-bras) et la Figure 42 (avant-bras/bras). Sur la durée d'un cycle pour les deux couples de segments, le patron de coordination le plus fréquemment utilisé était le patron en phase pour tous les nageurs, sans distinction vis-à-vis du type d'environnement aquatique dans lequel le nageur progressait. Le flume contraint les nageurs à utiliser majoritairement ce type de coordination, et ce spécialement pour le couplage main/avant-bras lors des phases d'entrée et de glisse, mais également de retour aérien. Au cours de la traction, le patron 'distal' était le plus récurrent dans le bassin à contre-courant, ce qui correspond à une flexion de main importante par rapport au positionnement de l'avant-bras. Durant la phase de poussée, aucune différence significative entre les patrons de coordination n'a été recensée entre l'essai effectué dans la piscine et celui réalisé dans le flume. Pour le couple de segments avant-bras/bras, un seul changement de coordination a été noté pour témoigner d'un effet de l'environnement : dans le bassin à contre-courant, les nageurs utilisaient plus de patron en phase lors du retour aérien que pendant cette même séquence réalisée dans la piscine.

Tableau 9: Effets d'un changement d'environnement aquatique sur l'occurrence des quatre patrons de coordination pour chaque phase du cycle de nage en crawl et sur la durée totale du cycle, pour les couples de segments main/avant-bras et avant-bras/bras.

Effets de la nage en piscine vs. en flume					
Patron de coordination	Avant-bras	En phase	Main	Anti-phase	
Main/Avant-bras	Entrée et glisse	<i>N.S.</i>	$P < ,05$, $r = -0,63$; flume: 90,33%; piscine: 71,84%	<i>N.S.</i>	$t(6) = 2,52$, $P < ,05$; flume: 1,28%; piscine: 2,39%
	Traction	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	$t(6) = -2,82$, $P < ,05$; flume: 14,09%; piscine: 4,90%	<i>N.S.</i>
	Poussée	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Retour aérien	<i>N.S.</i>	$t(6) = -3,33$, $P < ,05$; flume: 74,95%; piscine: 61,79%	$t(6) = 2,68$, $P < ,05$; flume: 6,66%; piscine: 10,79%	<i>N.S.</i>
	Cycle entier	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
Patron de coordination	Bras	En phase	Avant-bras	Anti-phase	
Avant-bras/Bras	Entrée et glisse	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Traction	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Poussée	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Retour aérien	<i>N.S.</i>	$t(6) = -3,47$, $P < ,05$; flume: 76,71%; piscine: 51,32%	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Cycle entier	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>

Note : r : taille de l'effet calculée ; *N.S.*: non-significatif. Significatif à $P < 0,05$. Les pourcentages présentés correspondent aux fréquences d'apparition du patron de coordination correspondant.

Ces résultats moyens sont issus des traitements effectués sur l'ensemble des sujets ayant participé à cette étude. Pour chaque individu, les patrons de coordination recrutés (i) sur la durée totale du cycle de nage, ou (ii) par phase sont représentés sur les graphiques circulaires classés en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #6. Les graphiques circulaires des données moyennées pour chaque phase y figurent également, et complètent ainsi la Figure 41 et la Figure 42 proposées dans ce Chapitre 6.

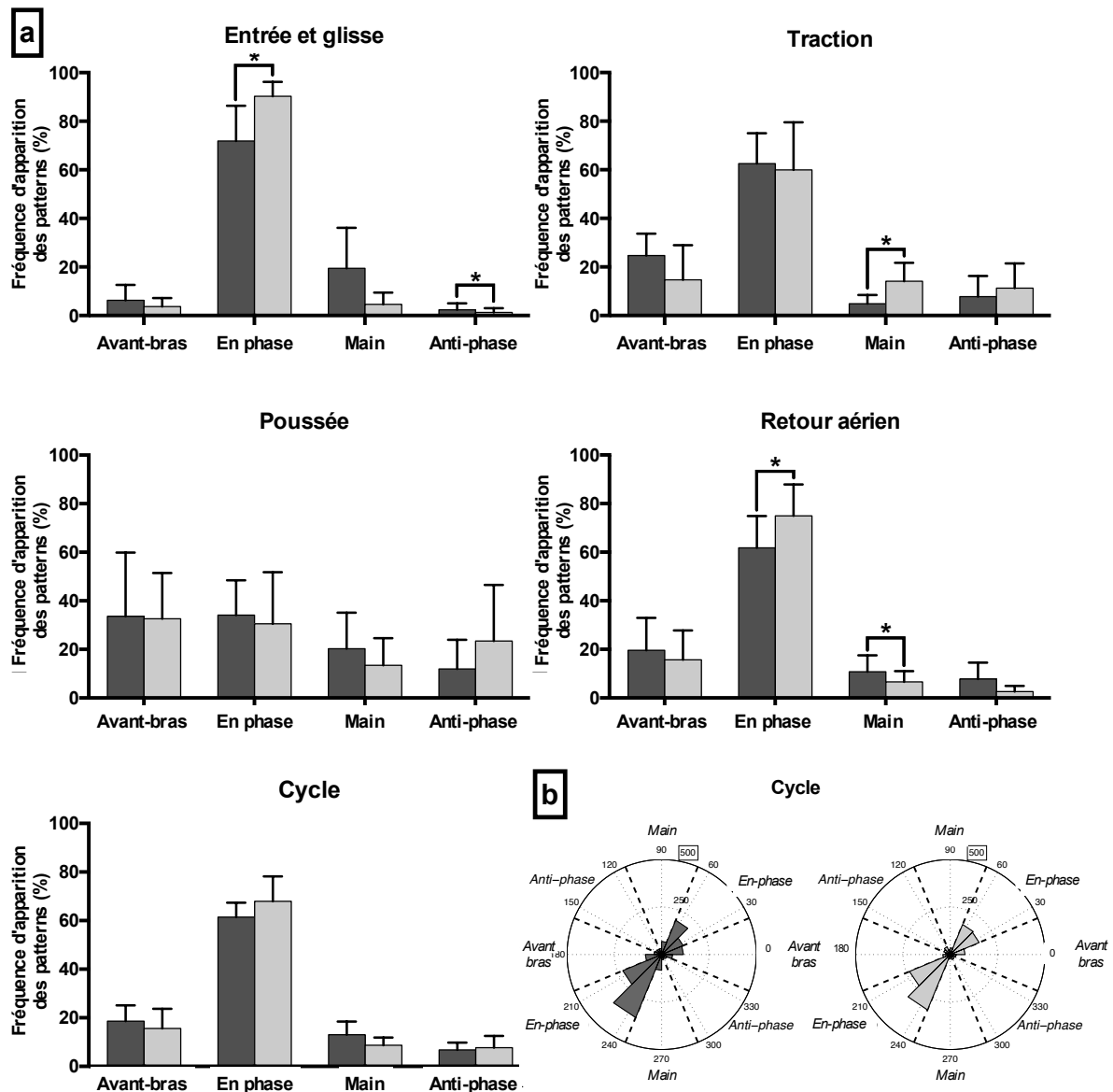


Figure 41: Fréquences d'apparition des patrons de coordination pour le couple de segments main/avant-bras (piscine en gris foncé et flume en gris clair) calculées sur un cycle/chacune des phases du cycle. (a) Moyennes \pm SD des fréquences d'apparition des patrons de coordination ; (b) Un exemple de diagrammes circulaires présentant la répartition des quatre patrons de coordination (représentés à l'extérieur des cercles) sur la durée complète d'un cycle. Le nombre encadré à l'extérieur de chaque figure correspond au nombre d'occurrences des valeurs d'angle de couplage.

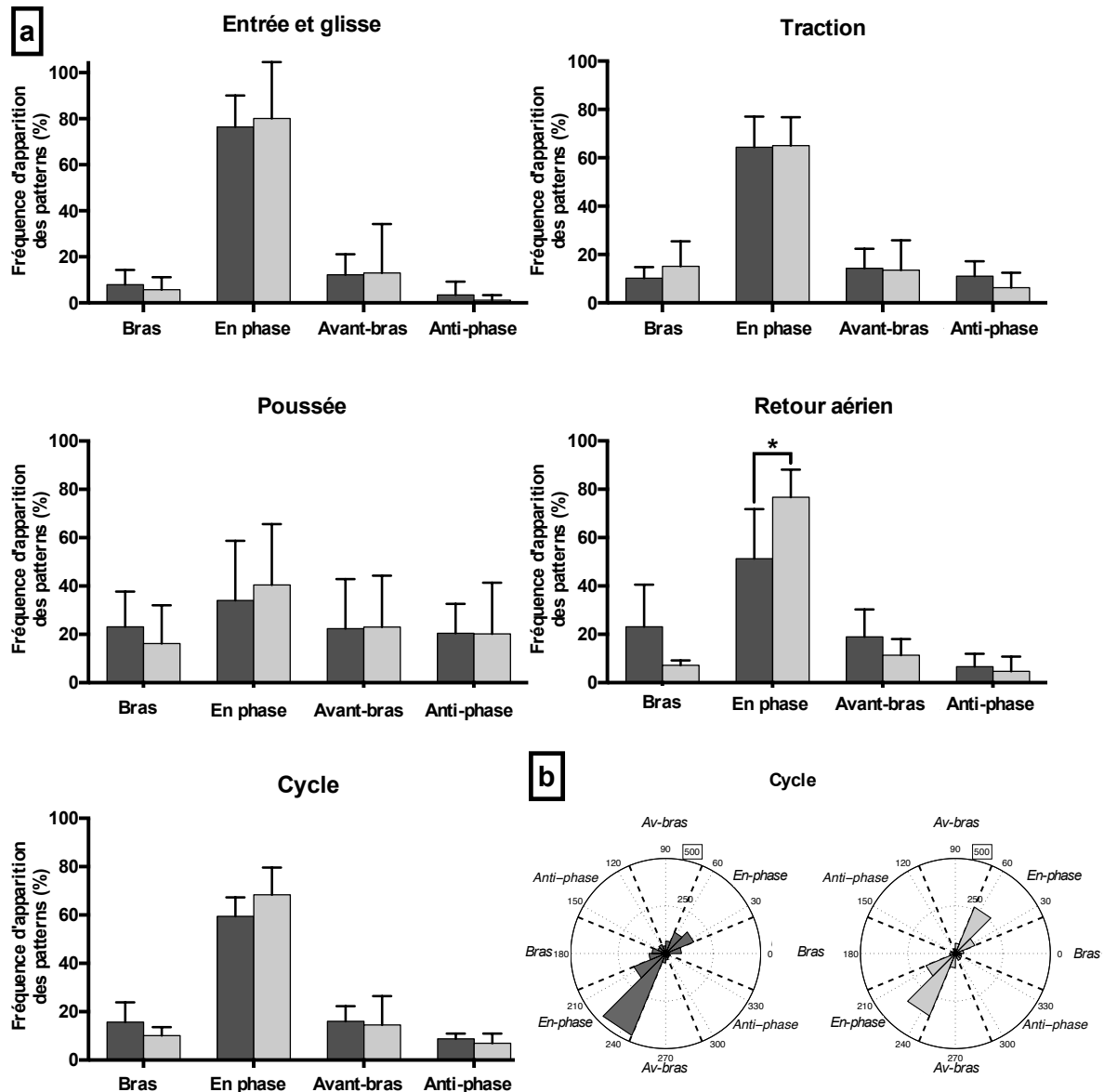


Figure 42: Fréquences d'apparition des patrons de coordination pour le couple de segments avant-bras/bras (piscine en gris foncé et flume en gris clair) calculées sur un cycle/chacune des phases du cycle. (a) Moyennes \pm SD des fréquences d'apparition des patrons de coordination ; (b) Un exemple de diagrammes circulaires présentant la répartition des quatre patrons de coordination (représentés à l'extérieur des cercles) sur la durée complète d'un cycle. Le nombre encadré à l'extérieur de chaque figure correspond au nombre d'occurrences des valeurs d'angle de couplage.

3.4. Variabilité des patrons de coordination inter-cycle

La Figure 43 présente un exemple typique d'un angle de couplage moyen et de sa variabilité pour l'un des nageurs ayant participé aux tests. Les résultats de l'ANOVA de Friedman n'ont pas révélé de différences statistiquement significatives pour les valeurs de $\int CAV$, que ce soit pour les analyses conduites sur le cycle entier ou sur les quatre phases du cycle, entre les deux environnements aquatiques et ce pour les deux couples de segments.

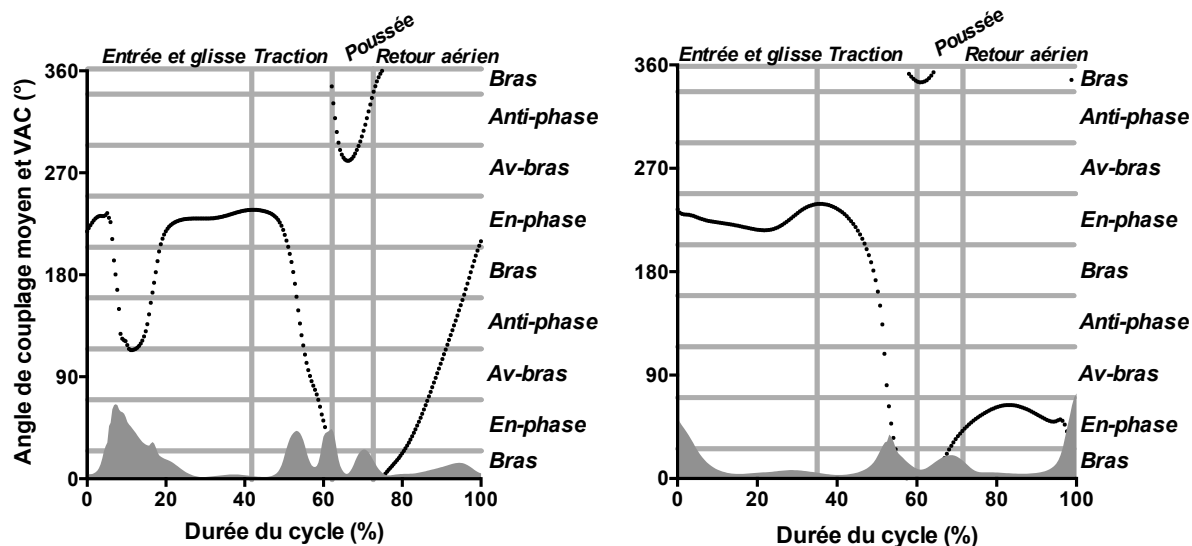


Figure 43: Un exemple typique d'angle de couplage moyen représenté avec sa variabilité pour un nageur dans les deux environnements de test. L'angle de couplage (points discontinus) et sa variabilité (aire grisée) en fonction du pourcentage du cycle sont représentés pour la piscine à gauche, et pour le flume à droite.

4. Discussion

Le but principal de cette première étude était de caractériser le couplage perception-action en se focalisant sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur en natation, en fonction de l'état de l'environnement aquatique (i.e., quasi-statique dans la piscine, et en mouvement dans le flume). Afin d'atteindre notre objectif, nous avons testé l'adaptabilité motrice de nageurs qui faisaient face à un flux d'eau contraignant, situation de résistance additionnelle qu'ils peuvent être amenés à rencontrer dans une moindre mesure en compétition. Nos principaux résultats sont les suivants : tout d'abord, les phases non-propulsives du cycle ont été réduites au profit des phases propulsives aquatiques dans le flume, certainement liée au mouvement d'eau qui pousse le membre supérieur vers l'arrière, augmentant dans le même temps la fréquence de nage SR. Ces changements dans les variables de bas niveau du comportement sont associés à un important écart entre les valeurs de RPE recueillies dans les deux environnements, le flume apparaissant comme beaucoup plus exigeant. Ensuite, nous avons démontré la prédominance de l'utilisation du patron de coordination en phase dans le bassin à contre-courant, suggérant que les différences de perception sont liées à l'importante contrainte environnementale subie. Dans le flume, l'eau en mouvement peut diminuer la densité du fluide, et créer certaines vagues à la surface, expliquant ces changements en comparaison de la situation nagée en piscine, malgré des vitesses de mouvement similaires dans les deux environnements. Pour finir, nous avons observé que la variabilité des patrons de coordination était du même ordre de grandeur dans

les deux conditions de test, indiquant une certaine stabilité du comportement chez des nageurs experts faisant face à des environnements aquatiques différents.

4.1. La dichotomie eau-air impacte la structure du cycle de nage

Le premier impact attribué à la manipulation de l'environnement est recensé pour les paramètres de *bas niveau* du comportement (i.e., paramètres de performance directement observables). A travers ce premier niveau d'analyse, il apparaît que nager en flume vs. en piscine à une vitesse similaire modifie la durée absolue du cycle, avec une SR significativement plus importante dans le bassin à contre-courant. En moyenne, ce temps de cycle est de 2,05 s en piscine, alors que seulement 1,65 s est nécessaire pour réaliser la même action dans le flume, ce qui corrobore les études antérieures qui ont testé les nageurs à une vitesse de 1,4 m.s⁻¹ (ce temps de cycle moyen était d'environ 1,69 s pour Wilson, Takagi, & Pease (1998)). Cependant, aucune différence significative n'a été trouvée entre les valeurs de SR obtenue en piscine et en flume dans les études précédentes, contrairement à nos conclusions. Ces disparités entre les différents travaux cités doivent être mises en lien avec la configuration et le design des bassins de nage à contre-courant utilisés pour recueillir les données (Figure 44, page suivante).

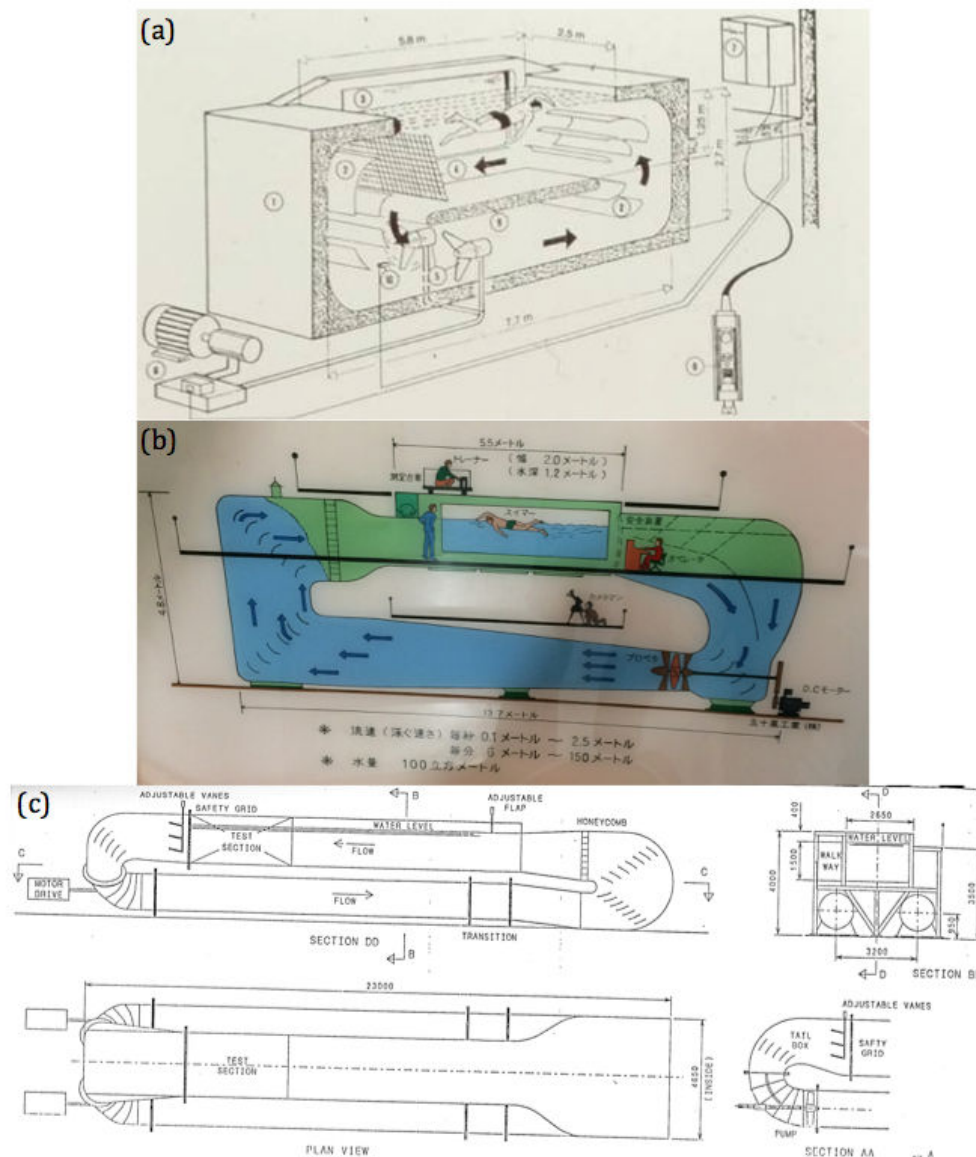


Figure 44: Exemples de différents flumes utilisés à travers le monde. (a) Flume du CONI utilisé pour les besoins de notre expérimentation. (b) Flume de l'Université de Tsukuba (Japon) présentant un long canal d'écoulement ainsi que des modules de compression et de diffusion du fluide. (c) Flume de l'Université d'Otago (Nouvelle-Zélande) mesurant plus de 23 m de long, offrant ainsi une possibilité d'analyser la nage sur plus de 10 m.

Dans notre travail, le flume du CONI peut être considéré comme très court, en comparaison d'autres modèles de flume 'droits' (il possède un canal d'écoulement de seulement 7,70 m de long). En biologie, il est largement connu que le design de ces bassins peut fortement influencer l'hydrodynamisme ainsi que l'écoulement du fluide que les animaux (e.g., les humains) rencontrent, particulièrement en ce qui concerne l'intensité des turbulences subies (Jonsson et al. 2006). Dans une optique d'accroître la précision et la stabilité du flux d'eau, certains éléments peuvent être ajoutés au flume (González Hernández et al. 2013), tels qu'une structure alvéolée, des ailettes placées dans les angles, ou encore des

zones de compression et de diffusion, respectivement placées avant et après l'espace de nage. Le flume que nous avons sollicité dans la présente étude ne possède que quelques ailettes dans certains angles, qui peuvent apparaître comme trop limitées pour réduire le niveau des turbulences à zéro. Ces considérations sont liées à nos résultats, qui ont démontré que la puissance du fluide poussait fortement les structures du membre supérieur vers l'arrière, offrant ainsi d'importantes vitesses de déplacement de la main lors du trajet aquatique (comme préalablement démontré par Monteil (1992)). À un degré de résolution plus fin, la durée relative de la phase aérienne du cycle (i.e., quand le fluide n'est pas directement en contact avec les surfaces propulsives du membre supérieur) n'a cependant pas été impactée de façon significative, quel que soit l'environnement de nage. De ce fait, la répartition des durées relatives des phases aériennes et sous-marines est restée stable : la réalisation d'un tel mouvement est donc fortement dépendante des propriétés du fluide avec lequel le nageur interagit (e.g., viscosité, densité, opacité de l'air et de l'eau). Sachant que l'air offre moins de résistances que le milieu aquatique (l'air est, comme nous le savons, moins visqueux et 800 fois moins dense que l'eau ; Denny (1993)), la phase aérienne du cycle est plus facilement réalisable que la séquence sous-marine. Lors de ce mouvement aquatique, les nageurs semblent *explorer* leur espace perceptivo-moteur différemment, qu'ils soient dans le flume ou dans la piscine (Newell et al. 1989). Par exemple, les phases propulsives apparaissent significativement plus longues dans le bassin à contre-courant que dans la piscine (plus de 3% pour la traction, et 1,5% pour la poussée). La propulsion dans le flume a pour objectif de garantir aux nageurs le maintien de leur position au-dessus de la marque noire : cette propulsion peut être maximisée en élevant la durée des phases de traction et de poussée. Ce point est important, puisque le trajet aquatique moteur est réalisé dans le même sens que le trajet adopté par le fluide. Ces adaptations motrices ont déjà été observées lors d'expérimentations où la *vitesse* du fluide a été augmentée : les nageurs maximisent la durée relative de ces deux phases propulsives (Pelayo et al. 2007) et diminuent la durée de la phase d'entrée et de glisse (Alberty et al. 2008; Chollet, Chabies, & Chatard 2000; Seifert, Chollet, & Bardy 2004). Ces résultats démontrent que la modification de l'environnement dans lequel les nageurs évoluent est à mettre en lien direct avec les propriétés physiques du fluide (e.g., densité et fluidité), qui permettent et *supportent la propulsion*, mais qui, dans le même temps, *gènèrent des résistances*. Plus simplement, cette modification d'environnement affecte les résistances frontales que les nageurs subissent, conduisant à une *totale transformation de la façon dont les nageurs se meuvent dans le milieu aquatique* (Seifert, Chollet, & Rouard 2007). Au contraire, lors de la phase de retour aérien, les contraintes environnementales

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

semblent être équivalentes dans les deux conditions, avec des experts qui ont tendance à adopter une solution motrice appropriée, puisque la durée relative de cette phase reste immuable, malgré le changement de milieu aquatique (Newell et al. 1989).

4.2. Perception de la nage en flume chez des nageurs experts, un écart par rapport à la piscine

Les adaptations comportementales de bas niveau ont été connectées aux modifications liées à la façon dont les nageurs percevaient l'effort associé à ce test expérimental (i.e., perception–action). Même si les deux tâches pouvaient apparaître similaires de prime abord (i.e., vitesse de nage fixée à $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ dans les deux environnements), les valeurs de RPE ont finalement révélé que les nageurs percevaient la tâche réalisée dans ce modèle de flume comme extrêmement difficile (i.e., valeurs de RPE légèrement en dessous de 18). Cela contraste fortement avec les résultats observés en piscine, où le score sur l'échelle de Borg n'était que de 7 (i.e., exercice d'intensité très légère). Ainsi, malgré des vitesses de progression similaires qui devraient conduire aux mêmes résistances (Schleihauf, Gray, & DeRose 1983), la natation au sein de ce flume a été perçue comme beaucoup plus contraignante qu'une progression réalisée dans une piscine classique. Très concrètement, cela confirme que la nage en flume affecte aussi bien les perceptions des nageurs que les résistances qu'ils rencontrent, d'une manière telle que nous sommes en présence de phénomènes non-linéaires et en partie imprévisibles. Cela suggérerait qu'une légère augmentation de la vitesse d'écoulement pourrait conduire à des variations significatives de l'hydrodynamisme (i.e., résistances liées au comportement du fluide) dans le flume utilisé pour notre étude, alors que cette même modification n'aurait peut être aucun impact dans un autre design de flume. Ces résistances (i.e., la drag) sont généralement divisées en trois grandes composantes, comme nous avons pu le décrire précédemment : (i) les résistances de forme ; (ii) les résistances de pression ; et (iii) les résistances de vague (Toussaint et al. 2000). En comparaison de ce qui est observé dans la piscine, nager dans le bassin à contre-courant au dessus de $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ était associé à une présence plus importante de la résistance de vague, car l'écoulement continu du fluide déforme sensiblement l'interface entre l'air et l'eau (ce qui peut expliquer les changements comportementaux observés aussi bien à l'entrée qu'à la sortie de la main de l'eau). À une vitesse de $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, l'impact des vagues à la surface restait limité, même si les particules d'eau adoptaient un comportement général plus turbulent que celui observé dans la piscine. Plus précisément, nous avons noté que les pales et les propulseurs (responsables de l'écoulement du fluide dans le bassin à contre-courant)

produisaient des micro-turbulences au sein des particules d'eau, qui venaient piéger des bulles d'air dans le liquide en mouvement. Ce mélange entre l'air et l'eau pourrait avoir un impact sur la densité de l'environnement aquatique (en la diminuant) et donc sur la flottabilité des nageurs, conduisant à la réalisation d'une tâche plus complexe. De ce fait, les différences que nous avons pu observer entre les deux environnements de test ne doivent pas être seulement réduites à l'écoulement particulier du fluide dans le flume, mais sont également associées aux propriétés de l'eau, telles que les importantes turbulences, les quelques vagues observées à la surface, et la moindre densité du milieu. Si l'on connecte ces exemples aux importants scores de RPE, cela peut refléter la sensibilité des participants à l'information disponible dans le flume (Lay et al. 2002), qui peut être utilisée pour guider la recherche d'actions différentes de celles classiquement réalisées dans la piscine.

4.3. Un écoulement de fluide dynamique qui induit une plus grande récurrence des patrons de coordination en phase

Malgré les immuables propriétés de l'air et de l'eau (en termes de température ou de viscosité par exemple) dans les deux environnements de test, une des différences les plus évidentes réside dans le fait que le fluide est *en mouvement* dans le bassin à contre-courant. Même si les nageurs ne se propulsent pas à partir d'un point fixe dans la piscine, ce rapport au fluide est totalement perturbé dans le flume, puisque le mouvement de la main est principalement dicté par l'écoulement du fluide dirigé vers l'arrière. En considérant l'efficacité propulsive très basse pour des mouvements réalisés dans l'eau (de 0,5 à 2,2% vs. 20-25% sur terre ; Toussaint et al. (2000)), un fluide stable ou dynamique peut révéler des comportements adaptatifs profonds, qui ont des chances de varier d'un cycle de nage à l'autre. Par conséquent, le comportement du fluide inciterait les nageurs à débiter la phase de traction plus tôt : cela s'est caractérisé dans notre étude par une réduction de plus de 5% de la durée de la phase d'entrée et de glisse (en moyenne). La réduction temporelle de cette phase non-propulsive d'extension du membre supérieur vers l'avant (Chollet, Chalies, & Chatard 2000) reflète des perceptions de glisse altérées, démontrant une fois de plus le couplage circulaire, réciproque, et dynamique s'établissant entre la perception et l'action (Seifert et al. 2014). Modifier l'écoulement du fluide a donc eu un impact direct sur l'exploration de l'espace perceptivo-moteur par les nageurs (Seifert, Button, & Brazier 2010) et, de fait, sur les possibilités d'action offertes par l'environnement aquatique. De façon générale, la manipulation des contraintes environnementales a pu révéler l'émergence de patrons de coordination et de contrôle optimaux pour des individus dans une grande variété d'activités

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

(Araújo & Davids 2009; Davids, Button, & Bennett 2008). Connecté à nos données expérimentales obtenues dans le flume, les nageurs n'avaient pas la même inertie (par rapport à la Terre) que celle qu'ils pouvaient avoir dans la piscine : après une accélération initiale du corps dans la piscine, l'inertie acquise par les nageurs perdure sur quelques mètres avant que les individus ne s'arrêtent de bouger (i.e., cela correspond au temps de glisse). Au contraire, l'essai réalisé dans le flume correspond à une nage stationnaire, nécessitant une accélération continue des membres pour contrecarrer la résistance du fluide, donc le gain de vitesse ne s'effectue plus seulement par rapport à l'eau, mais également par rapport à la Terre. Ces considérations basiques de mécanique des fluides peuvent expliquer la réduction temporelle de la phase de glisse, observée dans le bassin à contre-courant : consacrer un temps significatif pour la réalisation de cette phase non-propulsive pourrait amener les nageurs à subir des oscillations corporelles significatives d'avant en arrière, pouvant compromettre la suite de l'essai. Ces résultats confirment notre hypothèse initiale qui stipulait que l'écoulement dynamique du fluide présent dans le bassin à contre-courant amènerait les nageurs à débiter un mouvement vers l'arrière le plus tôt possible. Sur le plan des actions motrices, ce constat inviterait donc les nageurs à modifier leur mouvement, correspondant à une réduction de leur glisse.

Le patron de coordination en phase a été le plus utilisé dans les deux environnements de test, lorsque les analyses ont été conduites à l'échelle du cycle de nage. Ce résultat suggère que ce patron de coordination est susceptible d'émerger lors de motricités réalisées dans l'environnement aquatique, quelles que soient la direction, l'intensité, la densité ou la turbulence du fluide. Ce comportement en phase, principalement visible pour le couple d'oscillateurs distaux, correspond à l'action synchronisée de la main et de l'avant-bras qui se déplacent vers l'arrière pour propulser le corps vers l'avant (Berger, de Groot, & Hollander 1995). À l'échelle des phases du cycle, ces résultats sont contrariés puisque la masse d'eau en mouvement dans le flume amène les nageurs à utiliser plus de patrons de coordination en phase pour le couple main/avant-bras durant la phase d'entrée et de glisse. Comme nous l'avons préalablement démontré, ces deux segments agissent comme une seule et même entité pour développer des forces propulsives (Berger, de Groot, & Hollander 1995). L'émergence de tels comportements est à mettre au crédit de l'habileté des nageurs à maintenir leur position sur l'intégralité de l'essai réalisé dans le bassin à contre-courant (i.e., satisfaire le but de la tâche dans cet environnement particulier). Pour atteindre un tel objectif, nous avons observé que les premières adaptations comportementales se produisaient juste après l'entrée

de la main dans l'eau (en réduisant ainsi le temps de glisse). Ces résultats démontrent bien le rôle essentiel que jouent les segments les plus distaux (i.e., la main en priorité, et dans une moindre mesure l'avant-bras) dans la réalisation de la propulsion en crawl (environ 90% de la propulsion est attribué à l'action des membres supérieurs ; Counsilman (1971); Schleihauf (1979); Hollander et al. (1987); Deschodt, Arsac, & Rouard (1999)) à travers les boucles de perception–action.

Par ailleurs, nous avons également noté que le patron de coordination en phase est largement utilisé lors de la phase de retour aérien dans le flume que ce soit pour le couple main/avant-bras ou avant-bras/bras. De telles appréciations doivent être mises en lien avec la forte stabilité qui est généralement présente entre les structures du membre supérieur (via les muscles entourant l'articulation du coude) qui préparent l'entrée du bras dans l'eau lors du prochain cycle de nage (Lauer et al. 2013). Cette stabilité structurelle, qui peut être accrue dans le flume, permet d'anticiper les importantes résistances que va subir le membre supérieur à l'instant de l'entrée de la main dans l'eau et dans les moments qui suivent, dues à l'augmentation de la SR.

Un autre aspect qu'il convient de développer concerne le fait que la masse d'eau qui se déplace dans le flume va à l'encontre des nageurs. En effet, la nage dans le flume pourrait être assimilée à une progression à contre-courant dans une rivière (i.e., écoulement non-uniforme, pouvant aussi bien impacter l'alignement du corps des nageurs que la pression recueillie sur les surfaces propulsives ; Espinosa, Nordsborg, & Thiel (2015)). En restant dans ce type de comparaisons, la locomotion dans la piscine serait plus considérée comme une progression dans un lac paisible. L'analyse des variables de coordination a confirmé ces considérations hydrodynamiques : nous avons observé une recrudescence du patron de coordination de la main dans le flume pour le couple de segments main/avant-bras durant la phase de traction. À travers les valeurs de l'angle de couplage, cela nous amène à considérer que la main réalise plus de mouvements de flexion dans le flume—et ce indépendamment de l'avant-bras—qui peuvent être directement mis en lien avec la direction de l'écoulement du fluide dans le bassin. Dans la piscine, ce sont les patrons de coordination (i) en anti-phase qui ont prédominé lors de l'entrée et de la glisse et (ii) de la main lors de la phase de retour aérien. Ces dissociations répétées entre les segments de la main et de l'avant-bras indiquent que les nageurs ont su exploiter d'importantes oscillations latérales et, de fait, une plus large exploration de leur espace perceptivo-moteur en vue de se propulser (Newell et al. 1989) lors du cycle de nage. Dans le flume, les mouvements du membre supérieur sont majoritairement réalisés sur un axe antéro-postérieur (i.e., exploitation d'un nombre plus restreint de stratégies

Chapitre 6. Perception et action en crawl : effets de l'environnement aquatique sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur

de recherche au sein de l'espace perceptivo-moteur). Néanmoins, les changements comportementaux que nous avons observés pour ces variables de haut niveau démontrent bien la forte complexité de la tâche, lorsqu'il s'agit de nager dans le flume en comparaison de la nage en piscine.

4.4. Variabilité de la coordination spatiale

Notre étude n'a révélé aucun impact significatif de la manipulation de l'environnement aquatique sur la variabilité de la coordination inter-cycle des participants, que ce soit à l'échelle d'investigation du cycle de nage, ou à celle des phases qui le composent. Ce même niveau de variabilité entre les deux environnements de test peut s'expliquer par une adaptation comportementale appropriée, en réponse aux contraintes environnementales et de tâche subies (Newell 1986; Glazier & Davids 2009a), mais également par un calibrage et une harmonisation avec les propriétés du fluide (Fajen, Riley, & Turvey 2008). Ces nageurs experts ont ainsi développé un haut niveau d'*éducation de l'intention* (Jacobs & Michaels 2007), qui les arme parfaitement pour capturer les variables informatives qui vont spécifier leurs actions, en vue d'atteindre le but de la tâche. En ce sens, la nage dans le flume du CONI peut être perçue comme un *amplificateur* des propriétés du fluide—et par suite un amplificateur des sensations perçues par les individus—favorisant l'étude effective de *l'adaptabilité comportementale*. Cependant, les changements comportementaux d'ordre spatio-temporel qui ont pu apparaître lors de la manipulation de l'écoulement du fluide dans cette étude sont restés stables sur l'ensemble des essais réalisés en piscine et en flume (i.e., pas de variabilité inter-cycle). De ce fait, les nageurs experts ont bien démontré des capacités d'adaptation, puisqu'ils étaient *adaptés* aux contraintes d'action qu'ils rencontraient dans chaque environnement aquatique, mais également *adaptables* puisqu'ils étaient en mesure de conserver leur performance malgré le passage de la piscine au flume (Phillips et al. 2010; Seifert, Button, & Davids 2013). Les comportements observés ont reflété la capacité de ces nageurs experts à maintenir leur position stable durant l'essai réalisé en flume, en faisant en sorte de continuellement accélérer leurs segments et membres (i.e., permettant de créer de la propulsion). Cette action motrice permettait de soutenir un rythme de nage conséquent, dicté par la *vitesse* d'écoulement du fluide et le *reste* de ses propriétés intrinsèques (e.g., la densité, la fluidité, les turbulences, les vagues, les vortex). Dans le cas où l'adaptation à ces contraintes exigeantes ne se ferait pas sentir, les nageurs pourraient présenter de fortes oscillations corporelles d'avant en arrière, ou, dans une plus large mesure, un arrêt précipité de l'essai dans le filet de sécurité situé derrière eux.

5. Conclusion

Faire progresser des nageurs experts dans un environnement aquatique statique (i.e., piscine) ou dynamique (i.e., flume) à la même vitesse, a démontré des modifications considérables des perceptions et des actions de ces individus. Manipuler les contraintes environnementales (le flux, la densité et les vagues) dans le bassin à contre-courant du CONI nous a permis de déterminer certaines adaptabilités comportementales de première importance chez les participants de cette étude. Ces adaptations se sont manifestées aussi bien pour les variables de bas niveau définissant le comportement, que pour celles dites de haut niveau, avec notamment une diminution du temps passé dans la phase 'd'entrée et glisse' du cycle ou encore une sollicitation accrue du patron de coordination en phase. Dans ce même environnement, il est également probable que la flottabilité des nageurs soit affectée par le fait que certaines micro bulles d'air aient été emprisonnées dans l'eau. Cette hypothèse (nous n'avons pas de moyens précis pour caractériser la trajectoire de chaque particule d'eau) pourrait ainsi conduire à une modification de la densité du fluide. En ce sens, une perspective de recherche prometteuse serait d'enrichir les résultats de notre étude, soit par une approche numérique (calculs de dynamique des fluides), soit expérimentale (image des particules) afin de mieux caractériser les mouvements de fluide présents dans le flume en Italie à une échelle microscopique, avec leurs possibles effets sur les boucles de perception-action. Nous avons par ailleurs identifié une paire de limites potentielles, qui devront être considérées pour améliorer la conception de futurs travaux : (i) en comparaison de la situation nagée en piscine, au moins cinq cycles ont été réalisés en plus par les nageurs dans le flume (i.e., temps nécessaire pour vaincre l'inertie du moteur), et (ii) les tests ont systématiquement été conduits dans un premier temps en piscine, puis en flume (parce que la vitesse cible était établie dans l'environnement classique de nage). Nous ne pouvons donc affirmer avec certitude qu'il n'existe pas un *effet d'ordre* entre les deux situations de test, qui aurait pu conditionner les valeurs de RPE rapportées par les nageurs. Pour finir, nous sommes conscients que les résultats de cette étude peuvent varier si les analyses du comportement en natation sont réalisés dans un autre modèle de flume. En effet, la configuration et le design de ces bassins ne sont pas anodins et impactent de façon cruciale l'hydrodynamisme ainsi que les turbulences du fluide, pouvant engendrer différentes modalités de résistances.

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 6 :

- Modifier l'écoulement du fluide (i.e., nager dans une piscine vs. un flume) a un impact indissocié sur les variables de bas et de haut niveaux.
- La nage à contre-courant dans le flume du CONI est perçue comme un exercice très intense à réaliser, et ces résultats ont des répercussions sur les actions des nageurs (e.g., augmentation de la fréquence de nage SR ; réduction de la durée de la glisse ; augmentation de la durée de la séquence propulsive). Il est notamment démontré une plus grande sollicitation du patron de coordination en phase dans le flume (i.e., les actions des segments réalisés dans la même direction).
- Les adaptations comportementales développées par les nageurs au cours de ces tests sont maintenues durant l'intégralité des essais, attestant de l'absence de variabilité inter-cycle. Les experts sont donc *adaptés* à la situation de nage rencontrée, mais sont aussi *adaptables*, car ils réussissent à maintenir leur performance malgré les fortes contraintes qui pèsent sur eux.

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

Ce chapitre fera l'objet d'une publication scientifique :

Changes in swimming speed and fluid flow in front crawl: impacts on the upper limbs coordination dynamics. (en préparation)

1. Introduction

Selon le cadre théorique de la Dynamique Écologique, la production motrice d'un système individu–environnement est continuellement guidée voire astreinte par la présence de trois catégories de contraintes interagissant les unes avec les autres (Newell 1986). Dans la littérature, il a été montré que la manipulation de ces contraintes, peut, à tout instant, influencer sur l'ensemble des mouvements ordonnés et fonctionnels qu'est capable de produire un individu (selon le principe de réduction du nombre de degrés de liberté ; Bernstein (1967)). Par exemple, lors de l'analyse de la locomotion terrestre, Diedrich & Warren (1995) ont révélé que la modulation de la contrainte de tâche 'vitesse de déplacement' pouvait amener à observer la transition de la marche vers la course. Dans leur étude, les auteurs ont calculé la phase relative pour les trois articulations du membre inférieur à partir de marqueurs réfléchissants. Les participants se sont déplacés sur un tapis roulant dont la vitesse était progressivement augmentée sur la plage 0,9–3,6 m.s⁻¹ (Diedrich & Warren 1995). Cette augmentation linéaire de la vitesse ne prédit cependant pas les modalités exactes du passage d'un mode de locomotion à l'autre (s'il intervient) : celui-ci se caractérise par l'émergence

spontanée d'un nouveau comportement, comme cela a pu être montré par Diedrich & Warren (Figure 45).

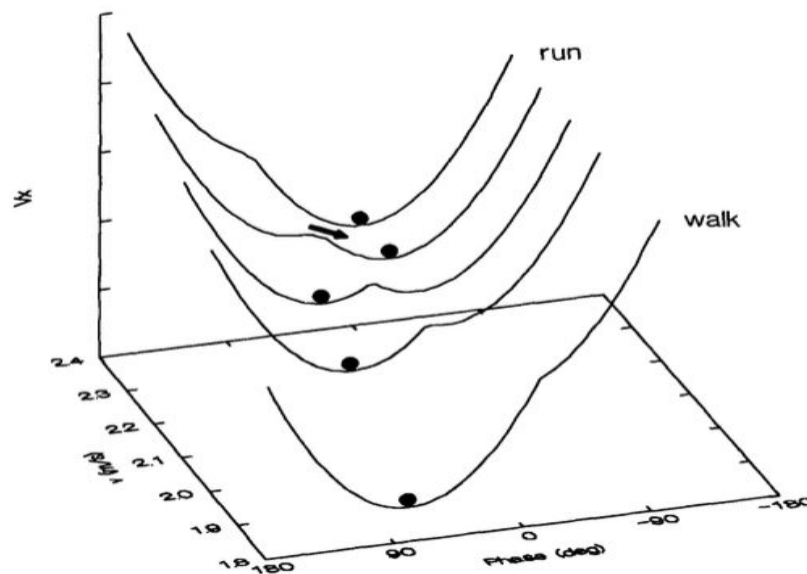


Figure 45: Représentation schématique de la transition entre la marche et la course en fonction de la vitesse de déplacement. Un premier état stable de locomotion est principalement sollicité aux vitesses les plus faibles (i.e., la marche). Un second état stable devient de plus en plus attirant avec l'augmentation de la vitesse de déplacement (i.e., la course).

Sur cette figure, on remarque que la transition d'une locomotion est associée à une minimisation de la dépense énergétique à une certaine vitesse de déplacement (e.g., l'adoption de la course devient moins coûteuse énergétiquement que le maintien de la marche). Cette explication n'est cependant pas exclusive, puisque si l'on augmente la vitesse de déplacement, la locomotion ne transite pas au même instant que si cette même contrainte est diminuée (Diedrich & Warren 1995). Ensuite, lorsqu'un mode de coordination est utilisé en priorité (i.e., état stable plus prononcé), cela n'empêche pas pour autant le système de perdurer dans l'autre mode de locomotion (malgré une dépense énergétique certainement plus élevée). Cette période de cohabitation entre les deux états comportementaux correspond à la *bistabilité* (i.e., les deux modes de locomotion peuvent émerger à ces vitesses ; Kelso (2012)). En d'autres termes, l'individu conserve son patron de coordination jusqu'à un certain seuil de flexibilité au delà duquel il a la possibilité de transiter vers un autre patron plus efficace ou efficient (outre la transition s'opérant dans l'optique de réduire le coût énergétique, cette expérimentation a montré que le système locomoteur est gouverné par une dynamique commune à d'autres systèmes complexes, organisés autour d'états stables et de transitions spontanées ; Diedrich & Warren (1995)). Pour aller plus loin, Holt et al. (1995) ont montré que l'adoption d'une fréquence de marche optimale était principalement déterminée par (i) la

contrainte énergétique (minimale) et (ii) la contrainte de stabilité de la tête et des articulations (maximale). Le caractère spontané de la transition comportementale montré dans l'étude de Diedrich & Warren (1995) est encore plus visible dans l'étude de Hoyt & Taylor (1981), qui se sont intéressés à l'étude de la transition pas/trot/galop chez les chevaux, en fonction de leur vitesse de déplacement. Aux vitesses les plus faibles, le pas est utilisé en priorité, puis l'augmentation de vitesse permet de visualiser une première période de bistabilité (solicitation commune du pas et du trot), suivie par une plus large adoption du trot, puis une nouvelle période de bistabilité est décrite (trot et galop) et enfin l'adoption prépondérante du galop s'opère aux vitesses les plus élevées (Figure 46).

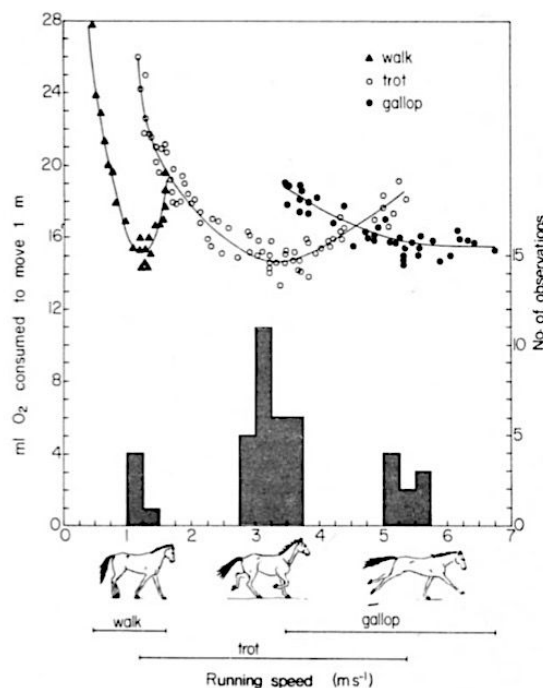


Figure 46: Les trois modes de locomotion utilisés par les chevaux en réponse à l'augmentation de la vitesse de déplacement (avec la consommation d'oxygène associée). Cette figure démontre des périodes de bistabilité entre l'utilisation du pas et du trot et entre l'utilisation du trot et du galop.

Sur terre, l'augmentation de la vitesse de déplacement n'accroît pas fondamentalement la difficulté de la tâche, alors que cette contrainte peut jouer un rôle beaucoup plus déterminant pour certaines locomotions réalisées dans l'environnement aquatique. Manipuler la vitesse influence directement les résistances subies par le nageur, dépendantes du carré de la vitesse de déplacement dans le fluide (Schleithauf 1979). Briggs & Peat (1989) ont illustré ce concept pour le comportement d'une rivière s'écoulant autour d'une pierre : à vitesse lente, l'écoulement est laminaire, c'est-à-dire que les particules d'eau s'écoulent en parallèle autour de la pierre. Puis, spontanément et à mesure que la vitesse d'écoulement augmente, le fluide

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

change d'état, passant de tourbillonnaire à turbulent, un état au cours duquel les mouvements des particules d'eau deviennent incohérents, chaotiques, ou encore imprédictibles (Kundu, Cohen, & Dowling 2012). Ainsi, la modulation de la vitesse de nage impacte également les propriétés de l'environnement dans lequel un corps/un objet se déplace, en le modifiant structurellement (i.e., contrainte d'environnement). L'effet de la vitesse de déplacement sur la dynamique des coordinations a longuement été testé en crawl (Chollet, Chabies, & Chatard 2000; Seifert, Boulesteix, & Chollet 2004; Seifert, Chollet, & Bardy 2004; Albery, Sidney, & Huot-Marchand 2004; Nikodelis, Kollias, & Hatzitaki 2005; Seifert et al. 2005; Potdevin et al. 2006; Pelayo et al. 2007; Seifert, Chollet, & Rouard 2007; Komar et al. 2012). La majeure partie de ces travaux s'est focalisée sur la coordination entre les membres supérieurs (i.e., étude des valeurs d'IdC), qui sont les meilleurs pourvoyeurs de propulsion dans cette motricité. Au même titre que la transition de la marche à la course sur terre, ces études ont testé la stabilité (i.e., la persistance des comportements moteurs face à des perturbations externes) et la flexibilité (i.e., étendue du répertoire moteur des individus face à la situation de performance rencontrée) des comportements experts pour différentes vitesses de nage (i.e., l'adaptabilité des nageurs; Seifert, Button, & Davids (2013)). À travers cette tâche de scanning, les adaptations ont été testées pour des variables de bas (i.e., les déterminants spatio-temporels de la performance en natation) et de haut niveau du comportement (i.e., coordinations du membre supérieur). De cette augmentation de vitesse, résulte l'adoption spontanée d'un mode de coordination en opposition voire en superposition à partir d'une vitesse critique qui correspond généralement à l'allure d'un 200 m (Seifert, Boulesteix, & Chollet 2004; Seifert, Chollet, & Bardy 2004). Concrètement, l'IdC est passé d'un mode en rattrapé pour les vitesses de demi-fond vers un mode de coordination en opposition/superposition pour les vitesses de sprint (cette superposition a attesté d'un chevauchement des actions propulsives des deux bras; Seifert, Chollet, & Rouard (2007); Komar et al. (2012)). Cette apparition spontanée (i.e., émergente) d'un nouveau mode de coordination suite à la manipulation de la contrainte de vitesse de nage a montré la présence de phénomènes dynamiques non-linéaires régissant le comportement des nageurs (Temprado & Montagne 2001; Seifert, Chollet, & Rouard 2007). Dans un but de mieux appréhender cette dynamique, et ainsi de mieux rendre compte des émergences de ces coordinations, des études ont tenté de modéliser de façon mathématique les comportements des nageurs. Cette modélisation a pu faire état de régressions par morceaux, dont le premier segment a retracé la dynamique des coordinations pour des allures de nage inférieures à celle du 200 m, puis le second a permis de caractériser les valeurs d'IdC aux vitesses principalement utilisées en

sprint (Seifert, Chollet, & Rouard 2007). Les nageurs experts ne sont cependant pas restreints à cette dynamique de coordination, puisque Seifert & Chollet (2009) ou encore Bideault, Herault, & Seifert (2013) ont décrit le modèle polynômial de second degré comme celui qui était le plus à même d'expliquer la dynamique des coordinations entre les membres supérieurs en crawl avec l'élévation de la vitesse de nage. Plusieurs dynamiques d'adaptabilité émergent donc à l'intérieur d'un groupe de nageurs experts, attestant d'une certaine variabilité comportementale interindividuelle, liée tout d'abord à l'augmentation de vitesse, mais aussi à la nature des résistances déterminée par l'écoulement du fluide, que chaque individu appréhende de façon différenciée (i.e., approche relationnelle face à cette contrainte environnementale). À ce titre, différents profils comportementaux ont pu être révélés (Chollet & Seifert 2011) : certains nageurs sont considérés comme adaptables aux contraintes mais peu flexibles (i.e., capables d'atteindre des vitesses de nage élevées en adoptant toujours le même mode de coordination) ; d'autres sont apparus flexibles et adaptables aux contraintes (i.e., vitesses de nage élevées avec un large répertoire de solutions motrices : variations de l'IdC).

Dans la poursuite de ces différents travaux, l'objectif principal de cette seconde étude est de caractériser la dynamique des coordinations des nageurs liée à l'augmentation de la vitesse de nage en fonction du mode d'écoulement du fluide. La manipulation de la contrainte d'écoulement du fluide (i.e., contrainte environnementale) a été rendue possible grâce à l'utilisation du flume : ce bassin crée un flux d'eau dynamique, dans lequel le nageur doit se maintenir sur place, modifiant les résistances et les turbulences subies par le nageur. Cette complexité d'environnement apparaît relativement intéressante à étudier pour caractériser la dynamique comportementale d'une population de nageurs experts en comparaison d'un protocole de test classique réalisé en piscine (i.e., environnement quasi-statique dans lequel le nageurs se déplace). Précisément, à travers cette tâche de scanning, nous avons testé la variabilité interindividuelle des comportements experts pour savoir si les nageurs étaient plus à même d'utiliser un large répertoire moteur et/ou un nombre restreint de comportements stables afin de réaliser leur tâche motrice d'augmentation de vitesse. Nous émettons l'hypothèse que la nage dans le flume (i.e., le rapport à l'écoulement du fluide) modifierait la dynamique des possibilités d'action des nageurs en comparaison à la situation de nage vécue en piscine. Cela se traduirait par des comportements adaptatifs majoritairement moins flexibles, directement liés à la contrainte plus importante du fluide dans le bassin à contre-courant. Par extension, les nageurs experts seraient plus sensibles à l'interaction des contraintes (i.e., écoulement/vitesses) plus élevées dans le flume, les amenant à adapter leurs

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

comportements. Ces adaptations seraient visibles pour des variables comportementales de bas niveau (e.g., la fréquence de cycle augmente de manière polynômiale avec la vitesse de nage ; Hay (2002)), amenant à une réorganisation motrice plus complète pour des variables de haut niveau (i.e., coordination). La coordination pourrait alors être perturbée entre les deux membres supérieurs (i.e., augmentation non linéaire des valeurs d'IdC) mais également entre les structures du membre supérieur (i.e., le positionnement des segments distaux serait impacté par de l'écoulement dynamique dans le flume). Les adaptations motrices inter-segmentaires du membre supérieur seraient principalement visibles lors de la prise d'appui de la main dans le flume, i.e., phases d'entrée et de glisse, ainsi que de traction, où les impacts de la contrainte d'écoulement devraient être maximum.

2. Méthode

2.1. Participants

Huit nageurs (âgés de $20,8 \pm 2,96$ années ; mesurant $186,8 \pm 3,37$ cm et pesant $79,75 \pm 7,81$ kg), ont participé à cette étude. Les nageurs sélectionnés étaient tous spécialistes du 200 m crawl, et s'entraînaient plus de 10 fois par semaine tout au long de l'année. Leur meilleur temps moyen sur 200 m représentait $90,61 \pm 1,65\%$ du record du monde (RM) sur cette même distance, au 1^{er} janvier 2017 (pourcentage RM = temps du RM / temps du nageur de l'étude \times 100).

2.2. Protocole expérimental

Le protocole expérimental de cette seconde étude a débuté dans la piscine, suivi par le flume. Après avoir réalisé un échauffement standardisé de 10 min dans la piscine, les nageurs ont réalisé un test de 8×50 m à des vitesses correspondant à 76, 80, 84, 88, 92, 96, 100 et 104% de leur vitesse moyenne obtenue lors de leur meilleure performance sur 200 m nage libre (cela correspond en moyenne à des vitesses absolues de 1,33 (Vitesse 1 ou V1); 1,41 (V2); 1,45 (V3); 1,53 (V4); 1,58 (V5); 1,65 (V6); 1,69 (V7) et $1,77 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V8)). Ces vitesses cibles ont été fidèlement suivies par les nageurs qui se sont concentrés sur l'allure dictée par un expérimentateur le long du bassin (voir Chapitre 4). Les participants ont ensuite été transférés dans un bâtiment annexe pour nager dans le flume (Comité Olympique National Italien, CONI, Italie). Un protocole de nage incrémental, similaire en termes d'effort perçu²⁹ à

²⁹ Les efforts perçus par les nageurs pour l'ensemble des vitesses réalisées dans la piscine et le flume ont été évalués à l'aide de l'échelle de Borg, présentée dans le chapitre 4. Il s'avère que les valeurs de RPE sont très proches dans les deux environnements pour les 8 paliers de vitesse : seuls les paliers 6 et 7 présentent des

celui réalisé dans la piscine a de nouveau été conduit sur 8 vitesses dans le flume. Dans ce bassin, les nageurs ont dû se positionner au-dessus de la marque noire collée au fond du flume (tolérance de 0,5 m, comme dans la première étude) et ont nagé 40 cycles en continu. Sur ces 40 cycles, les dix premiers ont servi à étalonner la vitesse de nage (i.e., temps de mise en route du moteur), durée pendant laquelle les participants ont nagé progressivement en attendant d'atteindre la vitesse cible (i.e., le test ne débute pas en plongeant dans l'eau, ni en se lâchant d'un bord du bassin comme cela aurait pu être le cas en piscine). Que ce soit le rythme imposé par l'expérimentateur dans la piscine ou cette marque de couleur dans le bassin à contre-courant, ces informations de réalisation de la tâche sont considérées comme principalement informatives et ne devaient en aucun cas restreindre l'action des nageurs ni impacter leurs fluctuations de vitesse.

Une fois de plus, nous n'avons donné aucune instruction particulière concernant l'action de respiration des nageurs dans les deux situations de tests. Comme pour la première étude, nous nous sommes donc exclusivement concentrés sur la coordination du membre supérieur *droit* pour tous les nageurs sur l'ensemble des conditions de test et ce, quelle que soit leur préférence respiratoire.

2.3. Collecte des données

Dans le cadre de cette seconde étude, nous avons encore une fois exploité exclusivement les données issues des centrales inertielles HIKOB FOX positionnées sur les deux mains, les deux avant-bras, les deux bras et le sacrum. Chaque centrale a enregistré des données d'accélération, de vitesse angulaire et relatives au champ magnétique terrestre, avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. La procédure d'étanchéification correspond une fois de plus à celle exposée dans le Chapitre 4, tout comme les différentes séquences de calibration utilisées pour rendre le placement des centrales indépendantes aux déplacements de celles-ci sur la peau.

différences de valeurs de RPE liées au changement d'environnement de nage. Ces différences restent cependant très limitées (à V6, le score de RPE est de $15,0 \pm 0,7$ points dans la piscine, contre $18,3 \pm 1,2$ points dans le flume ; à V7, ces scores sont de $16,1 \pm 1,3$ points en piscine, et $19,0 \pm 0,7$ points en flume) pour ces deux vitesses. Ces légères différences (dans la classification de Borg, cela ne concerne qu'un nombre restreint de paliers classifiés de 'pénible' à 'très, très pénible') peuvent s'expliquer par le fait que certains nageurs n'ont pu atteindre ces deux vitesses dans le bassin à contre-courant car ils étaient au maximum de leurs capacités à ce stade du test. Les paliers 1 à 5 et le palier 8 ne montrent quant à eux aucun effet de l'environnement de nage sur le ressenti d'effort. Cette approche statistique nous permet de conclure que l'intensité d'effort des deux protocoles de test (i.e., dans la piscine et dans le flume) peut être considérée comme étant du même ordre de grandeur à chacun des huit paliers du test.

2.4. Traitement des données

Le traitement des données a été effectué à l'aide du logiciel Matlab, version R2014a (The MathWorks, Inc. Natick, MA, USA). Les données issues des trois capteurs contenus dans chaque centrale inertielle (accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres) ont été fusionnées pour obtenir des angles segmentaires selon la procédure décrite dans le Chapitre 4. Ainsi, nous avons obtenu les angles segmentaires des sept centrales inertielles utilisées dans cette étude, et les données ont été filtrées selon la procédure de Winter (1990) : filtre passe-bas de type Butterworth, d'ordre quatre, avec une fréquence de coupure de 6 Hz.

Afin de limiter l'effet du départ ainsi que celui de l'approche du mur pour l'essai réalisé en piscine, les deux premiers et le dernier cycles de nage ont été systématiquement supprimés des analyses dans ce premier environnement. Cette opération préalable a permis ainsi de ne garder que la partie stabilisée de la séquence nagée sur 50 m. Pour la partie du test réalisé en flume, nous avons supprimé dix cycles au début de chaque essai, dans l'optique d'être certains de ne pas inclure le temps nécessaire à la mise en route du fluide. Pour chaque participant, le nombre total de cycles analysés dans le flume a ensuite été calqué sur le nombre de cycles analysés dans la piscine (pour l'ensemble des conditions testées, ce nombre était compris entre 10 et 16).

2.4.1. Fréquence de cycle

Le temps de cycle a été obtenu en identifiant les entrées successives de la même main dans l'eau. La fréquence de cycle a ainsi pu être calculée, en faisant l'inverse de cette valeur. Ensuite, la durée du cycle a été normalisée à 100%, permettant de comparer les différentes situations de nage et les participants entre eux.

Afin de témoigner de l'étendue du répertoire moteur des nageurs, nous avons calculé un indice à partir des données maximales et minimales de fréquence de cycle (qui n'ont pas résulté d'une consigne particulière des expérimentateurs, mais plutôt d'une adoption spontanée par les nageurs), pour chaque sujet, qui sont moyennées et comparées entre les deux environnements de nage :

$$\text{Étendue du répertoire moteur} = \sum_{i=1}^n \left(\frac{SR_{\max(i)} - SR_{\min(i)}}{n} \right)$$

avec SR_{\max} et SR_{\min} les valeurs maximale et minimale de fréquence de cycle pour chaque individu et chaque environnement, respectivement ; et n le nombre total de nageurs.

2.4.2. Phases du cycle de nage

À la manière de la première étude (voir Chapitres 4 et 6), nous avons déterminé les quatre phases du cycle de nage (i.e., entrée et glisse, traction, poussée et retour aérien), selon le découpage opéré par Chollet et al. (Chollet, Chalies, & Chatard 2000). La durée de ces phases a ensuite été exprimée en pourcentage de la durée totale du cycle.

2.4.3. Coordination entre membres supérieurs : l'Index de Coordination

À partir de la détermination du début de chaque phase du cycle de nage, nous avons pu calculer l'Index de Coordination (Chollet, Chalies, & Chatard 2000) qui témoigne du niveau de coordination entre les deux membres supérieurs lors de la motricité de crawl. Précisément, ce calcul cherche à déterminer le temps de latence pouvant exister entre deux actions propulsives des bras (temps de latence LT1 quand on prend comme référence le bras droit, et LT2 pour le bras gauche³⁰) :

$$IdC = \left(\left(\frac{LT1 + LT2}{2} \right) / tps_cycle \right) \times 100$$

Les temps de latence ont été calculés à partir de la fin de la poussée d'un bras par rapport au début de la traction de l'autre bras. Cette durée a ensuite été rapportée au temps de cycle et l'IdC a finalement été exprimé en pourcentage. Une fois les valeurs d'IdC obtenues, l'étendue du répertoire moteur des nageurs à partir de ces valeurs a été estimée.

2.4.4. Coordination inter-segmentaire du membre supérieur : les angles de couplage

Dans cette seconde étude, nous avons également répliqué les calculs de l'angle de couplage tels qu'ils étaient décrits dans le Chapitre précédent, en suivant fidèlement la procédure développée par Needham et al. (Needham, Naemi, & Chockalingam 2014). Nous avons ainsi retrouvé les quatre patrons de coordination en phase, en anti-phase, distal ou proximal qui ont permis de savoir comment chaque segment du membre supérieur droit se coordonne par rapport au segment adjacent (deux couplages : main droite vs. avant-bras droit et avant-bras droit vs. bras droit). Pour quantifier l'occurrence de chaque patron de coordination sur un cycle entier, voire lors de chaque phase du cycle (ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #7), leur occurrence a été calculée et reportée en pourcentage (100%

³⁰ L'IdC se calculant à partir de temps de latence issus des deux côtés du corps, c'est le seul indice que nous calculerons à l'aide de données recueillies sur le côté gauche du corps. En effet, comme précisé précédemment, les autres paramètres considérés ne prennent en compte que les données issues du côté droit du corps.

correspondant à l'utilisation exclusive d'un mode de coordination sur l'intégralité de la durée du cycle).

2.5. Modélisations mathématiques

Dans cette étude, nous avons testé deux types de modélisation pour chacun des huit nageurs (i.e., modèles individualisés plutôt que des modèles communs à tous les participants), à l'instar de ce que nous avons observé dans la littérature. Le modèle linéaire apportant de moins bons résultats que le modèle polynômial de second degré (dans plus de 99% des cas testés), c'est seulement ce dernier modèle qui est présenté dans les lignes qui suivent. Ces modélisations linéaires et polynômiales ont également été complétées par des approches mathématiques plus complexes (i.e., modèles linéaire par morceaux et linéaire segmenté), qui sont plus largement décrits en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #8³¹.

2.5.1. Dynamique des valeurs de fréquence de cycle

À la manière des travaux de Hay en 2002 (Hay 2002), nous avons modélisé les données de fréquence de cycle en fonction de l'élévation de la vitesse de nage pour les deux environnements de test et pour les huit nageurs. Ce modèle est un polynôme de second degré, possédant une équation mathématique du type :

$$y = ax^2 + bx + c$$

avec a , b et c des constantes qui sont déterminées à l'aide du logiciel Matlab, version R2014a (The MathWorks, Inc. Natick, MA, USA), en minimisant par itérations successives le carré des résidus séparant le modèle des données expérimentales. y correspond ici aux valeurs de fréquence de cycle (en Hz), et x correspond à la vitesse de nage, exprimée en valeurs absolues (i.e., en $m.s^{-1}$).

2.5.2. Dynamique des indicateurs de la coordination au niveau des membres supérieurs

Ce même modèle polynômial de second degré a également été utilisé pour caractériser l'occurrence des quatre patrons de coordination, à ceci près que y correspond dans ce cas aux occurrences d'un des quatre patrons de coordination en phase, en anti-phase, proximal ou

³¹ Modèles réalisés sur les valeurs (i) de fréquence de cycle par rapport à la vitesse de nage ; (ii) d'IdC par rapport à la vitesse de nage et (iii) d'IdC par rapport à la fréquence de cycle dans les deux environnements de nage. Les modèles par morceaux et segmentés peuvent présenter un point de rupture correspondant à un impact différencié de l'environnement de nage sur la motricité aquatique (e.g., une transition d'un pattern comportemental à l'autre plus tardive en fonction de l'environnement).

distal (la variable x reste quant à elle inchangée par rapport au paragraphe précédent, i.e., la vitesse de nage, en $m.s^{-1}$). Les modélisations polynômiales ont été testées sur les proportions d'apparition de chaque patron de coordination (i) à l'échelle du cycle de nage, mais également (ii) à l'échelle des phases du cycle.

Finalement, ce modèle polynômial de second degré a encore été utilisé pour caractériser l'évolution des valeurs de l'Index de Coordination en fonction de la manipulation des deux contraintes d'action (i.e., y correspond aux valeurs d'IdC en pourcentage et x toujours aux valeurs de vitesse de nage, en $m.s^{-1}$).

2.5.3. Précision des modèles mathématiques par rapport aux données expérimentales

Nous avons calculé deux indicateurs pour rendre compte de la précision de nos modélisations. Ainsi, pour chacun des modèles polynômiaux, le coefficient de détermination (r^2) a été estimé, pour attester du degré de fitting de chaque modèle avec les données expérimentales sur lesquelles il a été testé. Pour aller plus loin et attester cette fois-ci de l'écart point par point entre le modèle et les données expérimentales, nous avons calculé la valeur de la Somme moyenne des carrés des écarts (ou SCE_{moy}) qui a été déterminée de la manière suivante :

$$SCE_{moy} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i^2 \times a + x_i \times b + c)^2$$

a , b et c correspondent aux constantes du modèle polynômial de degré 2 ; i correspond à la première vitesse de nage, n la huitième et dernière vitesse.

Plus cette somme moyenne est importante, et plus les valeurs du modèle sont éloignées de la réalité. La SCE_{moy} est exprimée dans l'unité des variables modélisées (en pourcentage pour l'occurrence des quatre patrons de coordination par exemple).

2.6. Analyses statistiques

Pour l'ensemble des analyses, la normalité des distributions (test de Shapiro-Wilk) et l'homogénéité des variances (test du F_{max} de Hartley) ont été testées avant de procéder à l'utilisation des statistiques paramétriques. Puis des *post hoc* par paire ont été réalisés lorsque les effets principaux issus des ANOVA paramétriques étaient significatifs (tests de Bonferroni). Les statistiques de l'état partiel au carré (η) ont été estimées pour caractériser la taille de l'effet avec $\eta = 0,01$ correspondant à un effet faible, $\eta = 0,06$ correspondant à un effet modéré et $\eta = 0,15$ un large effet (Cohen 1988). Lorsque les échantillons ne suivaient pas

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

l'hypothèse de normalité, ou présentaient des variances hétérogènes, nous avons utilisé des tests statistiques non-paramétriques (ANOVA de Friedman). Dans ces configurations, les tests *post hoc* ont été réalisés avec des 'Wilcoxon signed-rank tests'. Pour ces analyses non-paramétriques, la taille de l'effet (notée r) a été mesurée grâce au calcul suivant : $r = z\sqrt{n}$, avec z le résultat du test de Wilcoxon et n le nombre total d'observations (Field 2013). La sphéricité a été vérifiée par le test de Mauchly (Winter, Eston, & Lamb 2001). Lorsque l'hypothèse de sphéricité n'est pas vérifiée, les niveaux de significativité du F ont été ajustés avec la procédure de Greenhouse-Geisser (les ajustements ont été effectués pour $\varepsilon < 0,75$). Pour tous les tests, le niveau de significativité a été fixé à $P < 0,05$, utilisant le logiciel SPSS (SPSS Statistics 21.0, SPSS Inc., IBM, Chicago, IL, USA).

Une ANOVA à deux voies à mesures répétées [environnement (2 niveaux : piscine et flume) \times vitesse (8 niveaux)] a ensuite été conduite sur (i) les occurrences des quatre patrons de coordination (pour les deux couplages de segments, les quatre patrons de coordination, à l'échelle du cycle de nage et des phases le composant) et (ii) les valeurs d'IdC. Une ANOVA à une voie à mesures répétées (flume vs. piscine) a permis de tester les différences de l'étendue du répertoire moteur pour les valeurs de SR et d'IdC. Les résultats des modélisations polynômiales ont également été sujets à des analyses statistiques, qui ont cette fois-ci été concentrées sur les coefficients des modèles. Dans le cas de la modélisation des données de fréquence, les deux premiers coefficients du modèle ont été comparés en utilisant une ANOVA à une voie à mesures répétées pour tester l'effet de l'environnement. Cette procédure a été reproduite pour les coefficients du modèle retenu pour caractériser (i) la dynamique des valeurs d'occurrence des quatre patrons de coordination (exclusivement pour les valeurs des patrons de coordination dont la SCE_{moy} était inférieure à 10%) et (ii) la dynamique des valeurs d'IdC.

3. Résultats

L'utilisation des centrales inertielle a permis de calculer l'angle de couplage et de modéliser les résultats sur plus de 3010 cycles de nage pour les huit nageurs qui se sont impliqués dans l'étude.

3.1. Dynamique des variables temporelles à l'échelle du cycle de nage

3.1.1. Durées du cycle de nage et de ses phases

L'augmentation de la vitesse de nage a conduit à une décroissance globale du temps de cycle (Tableau 10) et donc logiquement à une élévation de la fréquence de cycle (SR) quel que soit l'environnement considéré. En moyenne, l'augmentation de la vitesse de nage est également responsable d'une (i) diminution des durées des phases d'entrée et de glisse, (ii) augmentation des durées de traction et de poussée (i.e., les phases propulsives) et (iii) d'une stabilisation des durées du retour aérien.

Tableau 10: Résultats des analyses statistiques pour les durées du cycle (s) et les durées de chaque phase du cycle (en % de la durée totale du cycle) pour les huit vitesses de nage testées dans les deux environnements de pratique.

Variables	Temps de cycle (s)		Entrée et glisse (%)		Traction (%)		Poussée (%)		Retour aérien (%)	
	Piscine	Flume	Piscine	Flume	Piscine	Flume	Piscine	Flume	Piscine	Flume
Moyenne V1	2,14	2,11	33,4*	27,0	23,1*	26,4	14,5	16,0	29,0	30,6
SD V1	0,24	0,23	7,4	7,1	4,3	6,4	4,2	4,5	3,7	2,7
Moyenne V2	1,96*	2,07	29,8	28,6	23,6*	26,9	15,0	14,9	31,6	29,6
SD V2	0,17	0,21	7,8	4,9	3,5	4,7	5,1	3,6	3,8	2,3
Moyenne V3	1,94	1,96	31,0	29,0	24,6	26,9	15,4	15,3	29,0	28,9
SD V3	0,13	0,25	7,7	5,7	4,9	5,1	4,6	4,0	3,2	2,4
Moyenne V4	1,72*	1,87	26,9*	29,9	26,4	25,9	16,1*	15,3	30,6	29,0
SD V4	0,13	0,20	6,8	4,8	4,2	4,1	4,6	4,4	3,3	2,9
Moyenne V5	1,72	1,78	26,6	27,1	26,6	27,3	16,3	16,1	30,5	29,5
SD V5	0,12	0,20	7,0	6,2	4,8	4,8	4,7	4,2	3,9	2,3
Moyenne V6	1,52*	1,72	25,9	27,5	26,1	26,3	17,5	16,1	30,5	30,1
SD V6	0,65	0,16	6,3	6,5	3,9	5,0	4,9	4,2	4,0	2,2
Moyenne V7	1,55*	1,62	25,3	27,7	26,9	26,8	17,4*	15,7	30,5	29,8
SD V7	0,10	0,14	7,0	6,4	4,2	5,3	4,2	3,7	3,9	3,2
Moyenne V8	1,36*	1,68	22,5*	28,7	28,0*	22,3	18,8	17,0	30,8	32,0
SD V8	0,04	0,02	5,2	5,9	4,7	3,8	4,2	5,3	3,2	4,4
Effet de la vitesse	$\chi^2(8) = 53,08, P < ,05$	$\chi^2(8) = 46,29, P < ,05$	$\chi^2(8) = 37,54, P < ,05$	aucun	$\chi^2(8) = 18,07, P < ,05$	aucun	$\chi^2(8) = 41,34, P < ,05$	aucun	aucun	$\chi^2(8) = 14,38, P < ,05$

Note : SD : déviation standard ; * : différence significative des valeurs avec celles observées dans le flume ; χ^2 : test de Friedman. Test significatif à $P < 0,05$.

La manipulation de la contrainte environnementale (i.e., différentes modalités d'écoulement du fluide) a montré que la durée du cycle a en moyenne été significativement plus longue dans le bassin à contre-courant que dans la piscine, excepté pour V1, V3 et V5 (Tableau 10). Cette même contrainte environnementale a eu un effet réduit sur la durée des phases qui composent le cycle de nage. À titre d'exemple, nous avons remarqué qu'à la plus faible vitesse de nage, la durée de la phase d'entrée et de glisse était plus longue dans la piscine que la durée de la même phase dans le flume ($33,4 \pm 7,4\%$ et $27,0 \pm 7,1\%$, respectivement). L'effet de la contrainte environnementale est alors inversé à la vitesse de

nage maximale, présentant des durées supérieures dans le flume ($28,7 \pm 5,9\%$ vs. $22,5 \pm 5,2\%$ en piscine ; Tableau 10). Cette contrainte environnementale montre également un impact différencié sur les proportions des phases non-propulsives (entrée et glisse + retour aérien) : celles-ci diminuent avec l'augmentation de la vitesse de nage dans la piscine, alors qu'elles ont été maintenues voire augmentées dans le flume (Tableau 10).

3.1.2. Fréquence de cycle

Au regard de la Figure 47, on a observé en moyenne que l'augmentation de la vitesse de nage est concomitante avec l'augmentation des valeurs de fréquence de cycle.

La manipulation de la contrainte environnementale montre quant à elle que cette augmentation est réalisée de manière plus prononcée dans la piscine que dans le flume pour les sujets testés au cours de cette étude. En croisant les effets de ces deux contraintes, les fréquences de cycle sont apparues significativement plus élevées pour les trois vitesses les plus élevées nagées dans la piscine (Figure 47).

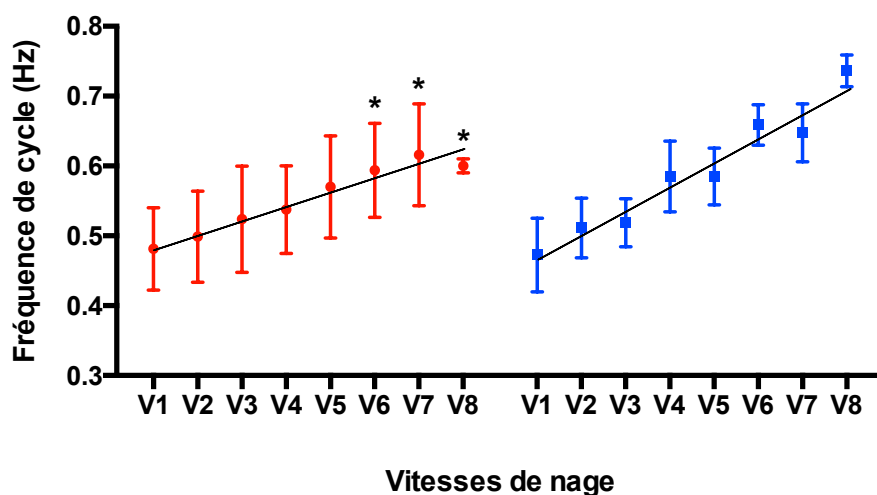


Figure 47: Moyenne \pm SD des valeurs de fréquence de cycle en fonction de l'élévation de la vitesse de nage dans les deux environnements de pratique (flume en rouge et piscine en bleu) et pour les 8 nageurs. Les régressions linéaires associées à la dynamique des valeurs sont également représentées (lignes noires). (*) différence statistiquement significative par rapport au même palier de vitesse observé dans la piscine.

Pour étudier la relation entre la fréquence gestuelle et la vitesse de nage, différentes modélisations mathématiques ont été réalisées. Pour la clarté du document, nous ne présenterons que le meilleur modèle retenu (régression polynômiale de degré 2 ; Figure 48) ; les autres modèles testés étant présentés en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #8.

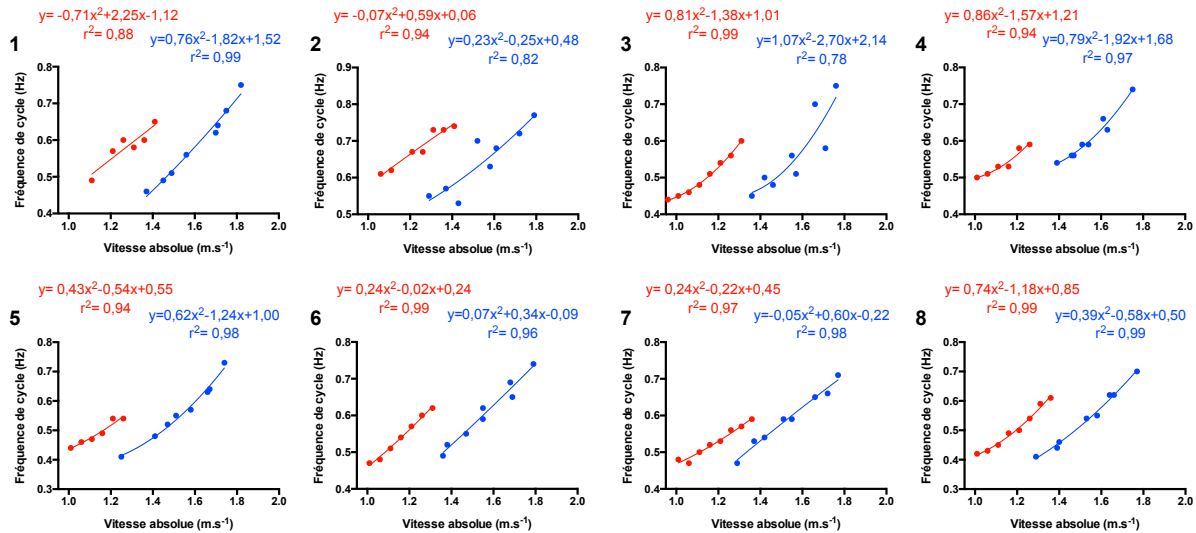


Figure 48: Modèles polynômiaux de degré 2 utilisés pour caractériser la dynamique des valeurs de fréquence de cycle en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour les 8 nageurs (graphiques numérotés de 1 à 8) et pour les deux environnements de nage (flume en rouge et piscine en bleu).

Pour chaque nageur, le modèle mathématique polynômial utilisé a fidèlement caractérisé l'augmentation des données expérimentales de fréquence de cycle en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage (le coefficient de détermination le plus faible est obtenu pour le nageur 3 dans la piscine, avec une valeur de 0,82). Les valeurs de r^2 et de SCE_{moy} pour les modèles linéaires par morceaux et linéaires segmentés utilisés pour caractériser ces valeurs de fréquences de cycle sont présentées en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #8.

Pour aller plus loin, la manipulation de la contrainte environnementale n'a pas impacté de façon significative les valeurs des coefficients a et b du modèle polynômial utilisé : $F(1,7) = 0,682$, $P = 0,436$, $\eta = 0,089$ et $F(1,7) = 1,563$, $P = 0,251$, $\eta = 0,183$, respectivement. En revanche, la manipulation de la contrainte environnementale a montré que l'étendue du répertoire moteur des nageurs dans le flume est 39,4% plus faible que dans la piscine, lorsqu'on se base sur l'analyse des valeurs de fréquence de cycle ($F(1,7) = 85,262$, $p = 0,000$, $\eta = 0,924$).

3.2. Coordination entre les membres supérieurs (IdC)

Les valeurs d'IdC sont fortement impactées par l'augmentation de la vitesse de nage ($F(7,49) = 9,313$, $P = 0,000$, $\eta = 0,571$).

L'effet de la manipulation de la contrainte environnementale a quant à lui été beaucoup plus marqué sur les valeurs moyennes d'IdC, puisque les données ont eu tendance à

augmenter dans la piscine, alors que ces mêmes valeurs sont plus stabilisées lorsque le nageur évolue dans le flume, Figure 49.

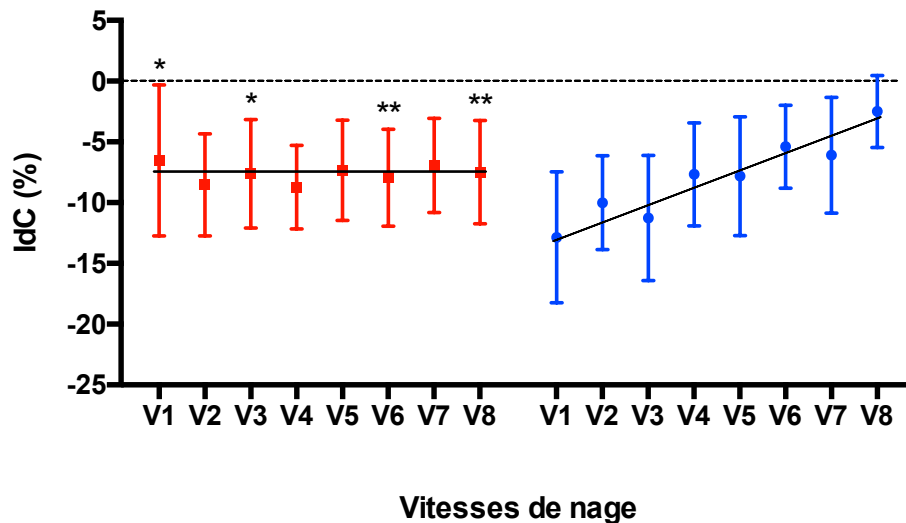


Figure 49: Moyenne \pm SD des valeurs d'IdC en fonction de l'élévation de la vitesse de nage dans les deux environnements de pratique (flume en rouge et piscine en bleu) et pour les 8 nageurs. Les régressions linéaires associées à la dynamique des valeurs sont également représentées (lignes noires). (*) valeurs significativement plus élevées par rapport au même palier de vitesse dans la piscine. (**) valeurs significativement plus faibles par rapport au même palier de vitesse dans la piscine.

Les valeurs d'IdC sont également sensibles à l'effet d'interaction entre l'augmentation de la vitesse de nage et la manipulation de la contrainte environnementale ($F(7,49)= 14,080$, $P= 0,000$, $\eta=0,668$). Cet effet d'interaction est notamment apparu aux vitesses 1 et 3 (les valeurs d'IdC sont plus faibles dans la piscine que dans le flume) et aux vitesses 6 et 8 (les valeurs d'IdC sont plus élevées dans la piscine que dans le flume).

Une représentation graphique des modèles utilisés caractérisant la dynamique des valeurs d'IdC en fonction de l'élévation de la vitesse de nage pour les huit nageurs de l'étude a été proposée à travers la Figure 50.

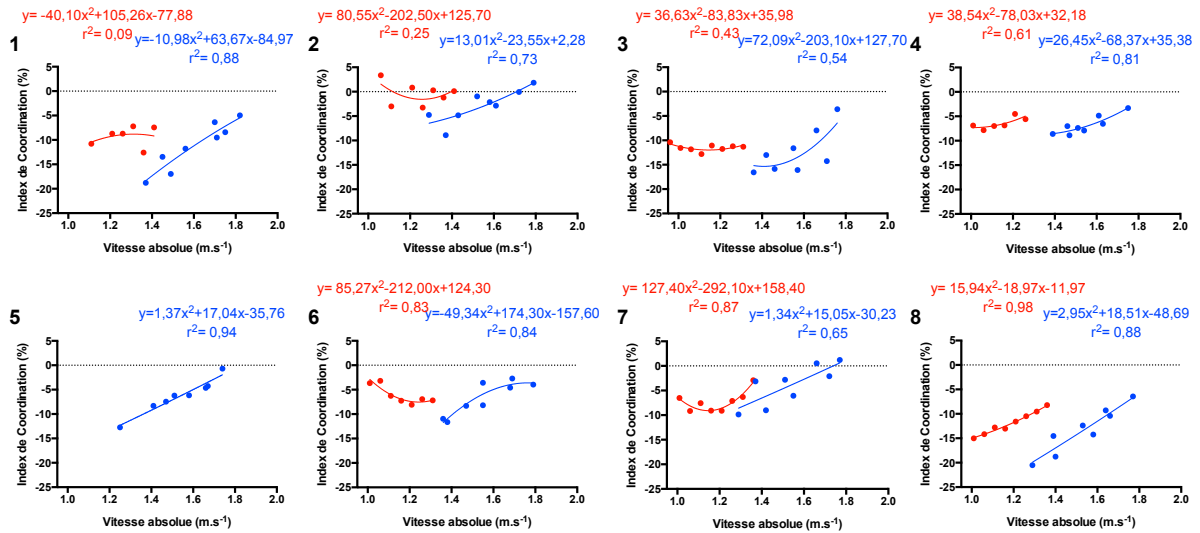


Figure 50: Modèles polynômiaux de degré 2 utilisés pour caractériser la dynamique des valeurs d'IdC en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour les 8 nageurs (graphiques numérotés de 1 à 8) et pour les deux environnements de nage (flume en rouge et piscine en bleu). Pour le nageur 5, le capteur positionné sur l'avant-bras gauche n'a pas fonctionné, ne permettant pas d'obtenir les valeurs d'IdC dans cet environnement.

La forte dispersion des valeurs d'IdC a engendré une moins bonne caractérisation des données par le modèle mathématique utilisé (e.g., r^2 le plus faible égal à 0,09) en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage. Les valeurs de r^2 et de SCE_{moy} pour les modèles linéaires par morceau et linéaires segmentés utilisés pour caractériser ces valeurs d'Index de Coordination sont présentées en ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #8.

Une fois de plus, la manipulation de la contrainte environnementale n'a pas impacté de façon significative les valeurs des coefficients a et b du modèle polynômial utilisé : $F(1,6) = 2,456$, $P = 0,168$, $\eta = 0,290$ et $F(1,6) = 2,340$, $P = 0,177$, $\eta = 0,281$, respectivement.

L'étendue du répertoire moteur des nageurs à partir des données de l'IdC a subi l'effet de la contrainte environnementale au même titre que pour les valeurs de SR, puisque l'étendue du répertoire moteur est significativement plus faible dans le flume que dans la piscine ($F(1,6) = 29,037$, $p = 0,002$, $\eta = 0,829$). L'étendue du répertoire moteur dans le bassin à contre-courant n'a représenté que 46,2% de l'étendue du répertoire moteur recueillie dans la piscine.

3.3. Coordination inter-segmentaire du membre supérieur

Les principaux effets de la manipulation de l'augmentation de la vitesse de nage et de la contrainte environnementale sur l'occurrence des quatre patrons de coordination entre les segments qui composent le membre supérieur ont été reportés dans le Tableau 11, à l'échelle du cycle de nage.

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

L'augmentation de la vitesse de nage a principalement impacté l'occurrence des patrons de coordination du couple de segments les plus proximaux (Tableau 11).

L'effet croisé vitesse × environnement des deux contraintes manipulées dans cette étude a impacté principalement l'occurrence des quatre patrons de coordination pour le couple de segments les plus distaux. Cela s'est concrétisé aux plus faibles vitesses par des occurrences du patron en phase plus importantes dans le flume que dans la piscine, alors que les occurrences des patrons de coordination en anti-phase et proximal étaient plus faibles que celles observées dans la piscine. De façon intéressante, tous ces effets étaient inversés aux vitesses maximales (Tableau 11).

Les travaux qui ont été conduits à l'échelle des quatre phases du cycle de nage ont témoigné d'un effet prépondérant de l'augmentation de la vitesse de nage sur l'occurrence des quatre patrons de coordination. Cependant, cet effet s'est avéré équitablement réparti entre le patron en phase, en anti-phase, distal et proximal.

Tableau 11: Résultats des ANOVA à deux voies à mesures répétées réalisées sur les pourcentages d'occurrence des quatre patrons de coordination entre les structures qui composent le membre supérieur, à l'échelle du cycle de nage.

Patrons de coordination	Proximal	En phase	Distal	Anti-phase
Main/avant-bras	Effet vitesse $F(7,7)=7,373$, $P=0,009$, $\eta=0,881$ (12,8 ± 0,2% à V1 et 13,0 ± 1,7 % à V8)	<i>N.S.</i> ($P=0,165$)	<i>N.S.</i> ($P=0,106$)	<i>N.S.</i> ($P=0,229$)
	Effet environnement <i>N.S.</i> ($P=0,998$)	<i>N.S.</i> ($P=0,891$)	<i>N.S.</i> ($P=0,302$)	<i>N.S.</i> ($P=0,125$)
	Effet croisé $F(7,7)=6,740$, $P=0,011$, $\eta=0,871$ (piscine : 13,2 ± 2,8% à V1 et 6,3 ± 1,9 % à V8 ; flume : 12,3 ± 3,2% à V1 et 19,6 ± 5,3 % à V8)	$F(7,7)=5,615$, $P=0,018$, $\eta=0,849$ (piscine : 64,3 ± 0,2% à V1 et 83,1 ± 4,3 % à V8 ; flume : 68,0 ± 7,7% à V1 et 63,4 ± 3,9 % à V8)	<i>N.S.</i> ($P=0,303$)	$F(7,7)=6,158$, $P=0,014$, $\eta=0,860$ (piscine : 4,9 ± 0,1% à V1 et 3,0 ± 0,7 % à V8 ; flume : 4,7 ± 1,8% à V1 et 10,4 ± 1,0 % à V8)
Avant-bras/bras	Effet vitesse $F(7,14)=10,757$, $P=0,000$, $\eta=0,843$ (18,8 ± 2,2% à V1 et 7,5 ± 0,6 % à V8)	$F(7,14)=28,958$, $P=0,000$, $\eta=0,935$ (57,4 ± 5,0% à V1 et 80,3 ± 4,3 % à V8)	$F(7,14)=6,598$, $P=0,001$, $\eta=0,767$ (16,1 ± 1,8% à V1 et 8,6 ± 2,6 % à V8)	$F(7,14)=7,064$, $P=0,001$, $\eta=0,779$. (7,7 ± 1,9% à V1 et 3,6 ± 1,3 % à V8)
	Effet environnement <i>N.S.</i> ($P=0,249$)	<i>N.S.</i> ($P=0,808$)	<i>N.S.</i> ($P=0,757$)	<i>N.S.</i> ($P=0,374$)
	Effet croisé <i>N.S.</i> ($P=0,669$)	<i>N.S.</i> ($P=0,493$)	<i>N.S.</i> ($P=0,273$)	<i>N.S.</i> ($P=0,493$)

Note : N.S. : non-significatif ; en **gras** les résultats significatifs à $P < 0,05$.

L'ensemble des travaux de modélisation effectués pour chacun des patrons de coordination dans les deux environnements et sur les quatre phases du cycle (ainsi que sur le

cycle entier) n'ont pas été concluants (ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #7), le modèle polynômial ne répondant pas à notre critère de sélection (SCE_{moy} strictement inférieure à 10%) dans plus de 52,5% des cas testés.

3.4. Récapitulatif des principaux résultats

Les principaux résultats de cette seconde étude ont été répertoriés dans le Tableau 12, attestant d'adaptations pour des variables de bas et de haut niveau du comportement. Aux vitesses faibles, l'écoulement du fluide par rapport à la nage en piscine a entraîné une réduction de la durée de la phase d'entrée et de glisse, augmentant l'IdC. La coordination inter-segmentaire a montré une prépondérance des patrons de coordination en phase entre la main et l'avant-bras plus importante que dans la piscine. Aux vitesses les plus élevées, ces effets s'inversent, la fréquence de cycle s'avérant plus faible dans le flume que dans la piscine (phase de traction plus courte, et de glisse plus longue dans le bassin à contre-courant, conduisant à des valeurs d'IdC plus faibles). Les coordinations inter-segmentaires ont pour finir démontré une plus grande dissociation des segments main et avant-bras dans le flume en comparaison de la piscine. Par extension, la dynamique des valeurs de SR et d'IdC a démontré une plus faible étendue des répertoires moteurs dans le flume (Tableau 12).

Tableau 12: Récapitulatif des principaux effets des contraintes manipulées sur les variables de bas et de haut niveau.

Variables	Vitesses faibles	Vitesses élevées	
Bas niveau	<i>Fréquence de cycle</i>	Équivalente	Plus faible dans le flume
	<i>Durée phase d'entrée et glisse</i>	Plus courte dans le flume	Plus longue dans le flume
	<i>Durée phase de traction</i>	Plus longue dans le flume	Plus courte dans le flume
	<i>Index de Coordination</i>	Plus élevé dans le flume	Plus faible dans le flume
Haut niveau	<i>Patron de coordination en phase pour couple main/avant-bras</i>	Plus d'occurrence dans le flume	Moins d'occurrence dans le flume
	<i>Patron de coordination en antiphase pour couple main/avant-bras</i>	Moins d'occurrence dans le flume	Plus d'occurrence dans le flume
	<i>Patron de coordination proximal pour couple main/avant-bras</i>	Moins d'occurrence dans le flume	Plus d'occurrence dans le flume
Étendue du répertoire moteur	SR	39,4% plus faible dans le flume que dans la piscine	
	IdC	53,8% plus faible dans le flume que dans la piscine	

Note : SR : stroke rate (fréquence de cycle) ; IdC : Index de Coordination.

4. Discussion

Le but principal de cette seconde étude était d'investiguer l'effet de contraintes de tâche et d'environnement sur des variables de bas niveau (e.g., fréquence gestuelle, durée du cycle et durée des phases du cycle) mais également sur la dynamique des coordinations du membre supérieur (variables de haut niveau du comportement). En particulier, il s'agissait de comprendre si l'adaptation à l'augmentation de la vitesse de nage et au changement d'écoulement du fluide amènerait une déstabilisation et/ou réorganisation de ces variables définissant le comportement perceptivo-moteur de nageurs experts. Nos principaux résultats ont montré que lorsqu'on augmentait la vitesse de nage, la fréquence de cycle augmentait davantage dans la piscine que dans le flume. La coordination entre les deux membres supérieurs (IdC) est restée quant à elle stable dans le flume quelle que soit la vitesse, alors que ces valeurs ont augmenté linéairement (sur la moyenne des individus) dans la piscine. L'adaptabilité motrice est donc apparue plus restreinte dans le flume, ce qui a conduit à une diminution des répertoires moteurs des nageurs en comparaison de celui qui a émergé en piscine. Pour finir, les patrons de coordination inter-segmentaire ont été particulièrement contraints dans le flume aux vitesses les plus élevées, liés à une réduction des possibilités d'action imputable aux turbulences et à la dynamique de l'écoulement.

4.1. Nage en piscine et en flume : éléments de similitudes et disparités du comportement

4.1.1. Aspects de la dynamique comportementale communs aux deux environnements

L'augmentation de la vitesse de nage a engendré dans les deux environnements de nage une décroissance progressive des temps de cycle moyens pour l'ensemble des nageurs (i.e., variables de bas niveau). Pour chaque individu, cette dynamique a pu être fidèlement caractérisée dans la piscine et le flume par des modélisations polynômiales de second degré des valeurs de fréquence de cycle (pas d'effet d'environnement sur les ordonnées à l'origine et les coefficients directeurs de la pente), faisant écho à de précédentes investigations (Hay 2002; Seifert & Chollet 2009; Bideault, Herault, & Seifert 2013). Les variables de coordination (i.e., paramètres de haut niveau) ont également présenté des dynamiques individuelles des valeurs d'IdC évoluant selon une modélisation polynômiale de degré 2 pour les deux conditions d'écoulement (pas de différence significative). Ces résultats ont rappelé les études de Seifert & Chollet (2009) ou encore Bideault, Herault, & Seifert (2013) en piscine, mais ont apporté de nouvelles connaissances sur la dynamique de l'IdC observée dans

le flume. L'étude de la dynamique des coordinations entre l'avant-bras et le bras a finalement montré que les occurrences de tous les patrons de coordination diminuaient avec l'augmentation de la vitesse, au profit d'une augmentation des valeurs pour le patron en phase. Cette dynamique a révélé une adaptation comportementale visant à limiter les mouvements dissociés de chacun des deux segments pour faire face aux résistances les plus importantes dans les deux environnements. En d'autres termes, le mouvement plus en bloc du membre supérieur s'apparente à une plus grande rigidité qui est certainement plus coûteuse d'un point de vue musculaire mais permet de générer plus vite un transfert des forces de la main vers le corps.

4.1.2. Différence entre la dynamique comportementale dans le flume et en piscine

La progression des nageurs dans les deux environnements aquatiques a cependant impacté différemment la dynamique des valeurs de SR, qui présente une pente plus forte dans la piscine que l'on pourrait interpréter comme une flexibilité de cette variable accrue dans la piscine. Ces différences se sont retrouvées à l'intérieur du cycle de nage puisqu'en moyenne, la durée de l'entrée et de la glisse était stabilisée et la durée du retour aérien était augmentée (i.e., les phases non-propulsives) avec l'augmentation de la vitesse de nage dans le flume. Dans la piscine, ces mêmes phases sont restées stables voire ont diminué avec la vitesse, attestant d'une adaptation motrice pour maximiser le temps passé dans les phases propulsives malgré une diminution générale du temps de cycle (Chollet, Chaliès, & Chatard 2000). Ces résultats ont conduit à une plus large flexibilité des valeurs d'IdC dans la piscine (augmentation linéaire en moyenne sur les nageurs), évoluant d'un mode en rattrapé à l'allure de nage la plus lente vers une tendance à l'adoption d'un mode de coordination en opposition (voire superposition) à la vitesse maximale. Seifert, Boulesteix, & Chollet (2004) et Seifert, Chollet, & Bardy (2004) ont fait des conclusions similaires même si l'élévation de leurs IdC démontrait plutôt un point de rupture à partir de l'allure du 100/200 m (valeurs d'IdC de -10.9% à -7.24% entre 3000 m et 200 m puis de -3.34% à -0.12% entre 100 m et la vitesse maximale ; nos valeurs passent de -13% à -3%). La modification de ces coordinations entre les membres supérieurs était beaucoup plus limitée dans le flume, l'IdC se stabilisant sur un mode en rattrapé durant tout le protocole (ce mode de coordination maintient plus le corps à l'horizontale, associé également à une plus grande contribution propulsive des membres inférieurs). La coordination inter-segmentaire entre la main et l'avant-bras s'est vue également impactée par la nage en flume, qui rend plus difficile le maintien d'un mode de coordination en phase avec l'augmentation de la vitesse d'écoulement (contrairement à une

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

augmentation des patrons proximal et en anti-phase). La piscine a systématiquement montré l'inverse de ces effets, avec comme résultat prépondérant l'augmentation du patron en phase, assimilé à l'apparition d'une palette main/avant-bras facilitant la génération de forces propulsives dans l'eau (Berger, de Groot, & Hollander 1995).

La flexibilité comportementale des nageurs a été estimée avec le calcul de l'étendue du répertoire moteur, systématiquement plus restreint dans le flume pour les indicateurs de bas et de haut niveau du comportement (i.e., SR et IdC, respectivement). Précisément, ces valeurs n'ont représenté que 61,6 et 46,2% de celles observées dans la piscine, attestant d'une flexibilité comportementale réduite dans le flume (i.e., le nageur a eu moins de possibilités pour réaliser sa tâche et c'est majoritairement le fluide qui détermine ses patrons moteurs).

Ces différences de comportement dans les deux environnements ont montré que les opportunités d'actions (i.e., affordances selon Gibson ; (1979)) ne sont pas strictement identiques selon que le fluide soit quasi-statique (piscine) ou en mouvement (flume). Dans le flume, l'extension du bras vers l'avant pour créer l'appui dans l'eau se fait à l'encontre du mouvement du fluide, alors que le placement du bras est plus libre dans la piscine, puisque celui-ci pénètre dans un environnement quasi-statique. Plus tard dans le cycle, le fluide en mouvement dans le flume entraîne fortement le membre supérieur vers l'arrière (Monteil (1992) a noté que les vitesses de main dans l'eau sont plus élevées en flume qu'en piscine), pouvant l'amener à faire varier son trajet moteur afin de générer plus de forces propulsives. Autant de différences dues à l'écoulement qui font varier le paysage d'affordances –ainsi nommé par Rietveld & Kiverstein (2014)– dans lequel l'individu évolue, l'amenant à sélectionner des affordances pertinentes en fonction de (i) ses intentions, toujours associées au but de la tâche, mais également (ii) aux spécificités de l'environnement dans lequel le nageur agit. Par exemple, l'augmentation de vitesse du fluide dans le flume invite progressivement le nageur à ne plus utiliser le patron de coordination en phase entre la main et l'avant-bras, car l'action du fluide sur les segments les plus distaux est trop importante.

4.2. Des contraintes d'environnement et de tâche expliquant ces différences de comportement

Au même titre que pour la transition locomotrice s'opérant entre la marche et la course sur terre (Diedrich & Warren 1995), la vitesse de déplacement en natation a permis de montrer la présence de différents modes de coordination entre les deux membres supérieurs (i.e., transition d'un mode de coordination en rattrapé à un mode en opposition voire en

superposition par une modulation de la durée des phases en piscine). La flexibilité comportementale de bas et de haut niveau en crawl a également permis d'observer les propriétés de bistabilité des nageurs pour satisfaire au but de la tâche puisqu'une vitesse donnée ne prescrit pas le mode de coordination adopté (e.g., certains nageurs en rattrapé quand d'autres étaient déjà en opposition). Ces résultats de bistabilité sont en accord avec les études antérieures qui se sont focalisées sur l'homme (à 2 m.s^{-1} , la marche est utilisée par certains participants, alors que d'autres ont sélectionné la course comme mode de locomotion principal ; Diedrich & Warren (1995)) ou même l'animal (à 4 m.s^{-1} , les chevaux sont capables de se déplacer en utilisant le trot ou le galop ; Hoyt & Taylor (1981)). L'émergence des modes de coordination en opposition ou en superposition a montré la sensibilité du comportement du nageur aux contraintes extérieures, et particulièrement aux résistances hydrodynamiques, qui augmentent avec le carré de la vitesse lors de la locomotion aquatique (Schleihauf 1979). Cette modification de leur technique de nage peut se justifier en tant qu'adaptation motrice à la présence d'une forte résistance de vague (résistance la plus importante dès $1,7\text{-}1,8 \text{ m.s}^{-1}$; Toussaint & Truijens (2005)) aux vitesses de nage les plus élevées, pouvant leur permettre de développer deux pics de force au cours d'un seul cycle de nage, comme a pu mentionné Seifert, Boulesteix, & Chollet (2004).

D'après Seifert, Chollet, & Bardy (2004), ces changements de coordination ne sont cependant pas attribuables à la seule augmentation des valeurs de vitesse de nage, mais résultent également des spécificités de l'environnement dans lequel le mouvement est réalisé. Dans le flume, la masse d'eau est en mouvement vers l'arrière, et ce quelle que soit la vitesse de nage : les modulations des durées des phases du cycle sont donc plus difficiles à réaliser car elles demandent une coordination spatio-temporelle fine plus contraignante à réaliser dans un environnement dynamique (pour cette raison, les nageurs ont très peu modulé leurs IdC, restant en rattrapé). L'augmentation de la vitesse a également un impact totalement différé dans les deux environnements puisque la cohérence globale de l'environnement aquatique est perturbée dans le flume (voir l'exemple de Briggs & Peat (1989) en introduction concernant la rivière). Plus précisément, le mouvement de chaque particule d'eau devient imprédictible et chaotique, témoignant d'un degré de turbulences élevé d'après les études en dynamique des fluides (Kundu, Cohen, & Dowling 2012). Sans l'avoir mesuré, la présence des turbulences indique qu'une simple perturbation dans l'écoulement (e.g., le passage d'un nageur) peut conduire à la création de fortes turbulences l'instant d'après (Kundu, Cohen, & Dowling 2012). De plus, la taille du flume utilisé dans notre expérimentation, mais également son design (i.e., canal d'écoulement court, peu d'éléments pour rendre le fluide laminaire, etc.)

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

sont d'autres paramètres extérieurs renforçant la présence de ces turbulences, et donc de ces contraintes de mouvement (voir Chapitre précédent). Ainsi, la condition de notre étude la plus contraignante correspond définitivement aux plus fortes vitesses nagées dans ce bassin à contre-courant. Dans ces configurations, nous avons observé que les nageurs ne présentaient pas d'occurrences élevées pour la sollicitation du patron de coordination en phase pour les segments main et avant-bras, en comparaison de la piscine. Ainsi, la rigidité au niveau inter-segmentaire est moins évidente qu'en piscine (du fait d'une plus faible fréquence de cycle, mais également d'une moins grande continuité propulsive mise en avant par les valeurs d'IdC), comme ont pu en attester les augmentations des occurrences des patrons en anti-phase et proximal. La logique de propulsion qui consisterait à prendre appui dans l'eau en créant des vortex en fonction du mouvement des membres propulseurs (Ungerechts & Klauck 2006) serait donc fortement perturbée par le caractère dynamique et turbulent de l'écoulement du fluide, obligeant le nageur à adapter ses coordinations motrices pour s'opposer à l'écoulement et rester sur place).

La coordination motrice dans le bassin à contre-courant nous a semblé plus formatée, i.e., moins flexible que dans la piscine. En effet, que ce soit sur des variables de bas ou de haut niveau du comportement, la contrainte de la nage dans le flume (due à l'écoulement dynamique vers l'arrière et turbulent) a limité l'étendue des répertoires moteurs utilisables dans cette condition de nage (fréquence de cycle imposée par la vitesse d'écoulement et plus petite gamme de coordinations entre les deux membres supérieurs). En d'autres termes, l'exploration de l'espace perceptivo-moteur (Newell et al. 1989) (e.g., pour la réalisation d'une prise d'appui efficace) et les opportunités d'action au sein du fluide sont apparues limitées dans le flume, conférant un caractère contraignant à la progression dans ce bassin.

4.3. Applications pratiques liées à l'utilisation du flume

Le rôle contraignant de la nage en flume peut être utilisé pour amener les nageurs à tester l'étendue de leur répertoire moteur sur certains déterminants de la performance (ici, la fréquence de cycle) ou sur des paramètres comportementaux de coordination (ici l'IdC). Les experts se sont adaptés aux fortes contraintes de la situation de nage dans le flume en réduisant leur capacité à être multistables (Kelso 2012), sans pour autant nuire à leur performance (i.e., nombre de possibilités d'action réduit mais comportements stables pour répondre au but de la tâche). Le flume n'agit donc plus exclusivement comme un amplificateur de sensations (Chapitre précédent), mais également comme un *perturbateur de*

la motricité pour évaluer la flexibilité/stabilité des comportements. Le lien entre flexibilité/stabilité permet d'appréhender l'adaptabilité (Seifert, Button, & Davids 2013) des nageurs experts face à un environnement aquatique contraignant. L'entraînement dans le flume serait envisageable pour des populations de nageurs qui auraient tendance à passer trop de temps dans les phases propulsives, puisque nous avons remarqué que la durée de ces phases n'est pas impactée par l'écoulement dynamique du fluide, et ce, quelle que soit la vitesse de nage.

En compétitions de natation sportive, le fluide n'arrive jamais dans ces proportions à l'encontre du nageur, mais il existe des situations où l'adaptabilité motrice est tout de même mise à l'épreuve : un concurrent double le nageur et crée des vagues, le retour de l'eau sur le nageur après avoir heurté le mur lors d'un virage, etc. Dans les sports d'eau libre (e.g., triathlon), la nage en flume peut être considérée comme plus représentative (voir les travaux plus généraux de cette notion par Brunswik (1956)) des conditions de compétition, puisque les nageurs doivent être adaptables à la contrainte de l'écoulement dynamique et turbulent, généralement en lien avec la nage groupée et l'environnement naturel dans lequel ils évoluent.

La nage dans ce bassin à contre-courant est contraignante : le comportement moteur y a été ainsi plus contraint et standardisé pour des variables temporelles de bas niveau (i.e., fréquence gestuelle ou durée des phases du cycle), mais aussi pour des variables qui révèlent finement la complexité d'un système (i.e., coordination entre les deux membres supérieurs et au niveau inter-segmentaire). Dans l'optique de satisfaire le but de la tâche (i.e., ne pas être projeté dans le filet de sécurité derrière le nageur), les individus experts ont exhibé une réorganisation motrice complète (variables de haut et de bas niveaux modifiées), même si cela implique de devoir être moins flexible, comme nous l'avons montré avec la réduction des étendues du répertoire moteur.

5. Conclusion, limites et perspectives

L'étude de la dynamique comportementale de nageurs experts dans une piscine (considérée comme environnement statique) et dans un flume (environnement dynamique) pour différentes vitesses de nage a présenté certaines adaptations motrices au niveau de la coordination des membres propulseurs (i.e., membres supérieurs). Ces résultats ont montré que les adaptations comportementales pouvaient émerger aussi bien pour des variables de bas que de haut niveau du comportement. Ainsi, face à une masse d'eau contraignante dans le flume (écoulement venant à l'encontre des nageurs, avec apparition de vagues et de

Chapitre 7. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique de la coordination

turbulences dans les mouvements des particules d'eau), les nageurs ont dû modifier leur coordination classique pour résister à l'entraînement du corps vers l'arrière. Notre contribution scientifique a montré que les changements moteurs ont pu consister en une diminution de l'occurrence du patron de coordination en phase avec l'augmentation de la vitesse (i.e., perturbations du positionnement des structures distales), ou encore au cantonnement de leur coordination entre les membres supérieurs dans un mode en rattrapé. Ainsi, les individus ont pu plus facilement exploiter les opportunités d'action proposées par l'environnement aquatique dans la piscine plutôt que dans le flume, où les ajustements moteurs ont émergé par la modulation d'un nombre plus restreint de degrés de liberté (mis au jour par l'étendue du répertoire moteur).

La présente étude pourrait être complétée par des travaux prenant en considération un panel de vitesses de nage plus large (e.g., la vitesse de nage la plus élevée dans le flume était $1,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), pouvant permettre de rendre compte du passage d'un mode de coordination en rattrapé à un mode en opposition voire en superposition. Par ailleurs, l'étude de l'implication motrice des jambes dans la coordination des nageurs en flume pourrait offrir de nouvelles connaissances quant à la caractérisation de la locomotion d'individus experts dans un environnement fortement contraignant.

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 7 :

- Les phases non-propulsives du cycle de nage ont été réduites avec l'augmentation de vitesse en piscine, alors qu'elles sont apparues stabilisées voire augmentées dans le flume : cela a impacté les données d'IdC, stables tout au long du test en flume, alors qu'elles ont augmenté continuellement dans la piscine.
- L'adaptabilité des nageurs a été observée pour des variables de bas et de haut niveaux du comportement, mais est apparue plus restreinte dans le flume, qui diminue le répertoire de coordinations des nageurs en comparaison de celui qui émerge généralement en piscine (i.e., panels de fréquences de cycle et d'IdC plus réduits, impliquant une moindre modulation du comportement moteur face à la situation de nage rencontrée).
- La situation de nage la plus contraignante correspond à la progression dans le flume aux plus fortes vitesses. Les possibilités d'action y sont fortement réduites, et résultent principalement de l'impact de l'écoulement (e.g., discontinuité dans les actions propulsives, manque de rigidité dans les coordinations inter-segmentaires).

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

Ce chapitre a fait l'objet de trois publications scientifiques :

Guignard, B., Ayad, O., Rouard, A., Chollet, D., & Seifert, L. (2015). Rhythms of upper-lower limbs in front crawl swimming in relation to environment and task constraints: an exploratory study. *16th International Congress of ACAPS* (pp. 672-673). University of Nantes: Nantes. ANNEXE COMMUNICATIONS #1

Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., Bonifazi, M., Dalla Vedova, D., Hart, J., & Seifert, L. (2017). Upper-to-lower limb coordination dynamics in swimming as a function of task and environmental constraints manipulation. *Journal of Motor Behavior*. (en révision).

Guignard, B., Rouard, A., Chollet, D., & Seifert, L. (2017). Upper-to-lower limb coordination in front crawl swimming: impacts of task and environmental constraints. *International Congress of Complex Systems in Sports*. Catalonia National Institute of Physical Education: Barcelona. ANNEXE COMMUNICATIONS #3

1. Introduction

Quand ils évoluent dans leurs environnements perceptivo-moteurs, les humains démontrent un large répertoire d'actions locomotrices, telles que : la marche ou la course sur terre ; mais également au moins quatre façons de se mouvoir dans l'eau en nageant. Selon le cadre théorique de la Dynamique Écologique, le comportement d'un nageur émerge d'un ensemble de contraintes interagissant entre-elles (i.e., de tâche, d'environnement et d'organisme). Ainsi, le couplage entre un individu et son environnement est considéré comme

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

la plus petite unité pour analyser le comportement (Araújo, Davids, & Hristovski 2006; Davids et al. 2012). Selon cette approche, la manipulation des contraintes permettrait de mesurer et de comprendre la stabilité de la dynamique des coordinations. Par exemple, la manipulation de la fréquence gestuelle pour les mouvements oscillants ou de la vitesse de déplacement a été utilisée pour caractériser la dynamique des coordinations humaines lors de la marche/course (Donker et al. 2001; Wannier et al. 2001; O'Halloran et al. 2012). La coordination des nombreux degrés de liberté impliqués dans ces tâches de locomotion multi-articulaires est un réel défi (par exemple, les locomotions terrestres mettent en jeu les mouvements oscillatoires des membres supérieurs et inférieurs). Aux vitesses de marche les plus faibles, les membres supérieurs et inférieurs décrivent des mouvements oscillatoires possédant des fréquences propres identiques (Wannier et al. 2001). Cependant, lorsque la vitesse de déplacement est augmentée, ces relations subissent des changements (Wagenaar & van Emmerik 2000; Donker et al. 2001) et la force du couplage entre les membres supérieurs et inférieurs est même renforcée (Wagenaar & van Emmerik 1994; Wagenaar & van Emmerik 2000). Ces coordinations sont généralement qualifiées de 'absolues' ou 'relatives' en fonction de la fréquence propre adoptée par chaque oscillateur considéré (von Holst 1939; 1973). Précisément, Kelso & Engstrom (2006) ont expliqué que « la coordination absolue, ce sont les propriétés qu'ont les éléments individuels qui composent un système pour se synchroniser ensemble dans le temps (et maintenir cette synchronisation). Quand les éléments du système se synchronisent uniquement de façon transitoire, puis se séparent, parfois spontanément en fonction d'un changement dans les circonstances extérieures, la coordination est qualifiée de relative » (p. 141). Typiquement, une coordination absolue apparaît comme plus *stable* (i.e., elle est verrouillée dans le temps, ne permettant pas une importante *flexibilité* comportementale entre les composants) et plus *attractive* que des oscillateurs qui évoluent sans verrouillage de phase ni de fréquence propre (Treffner & Turvey 1993; Peper, Beek, & van Wieringen 1995; Serrien & Swinnen 1997). La coordination relative évolue donc plus loin de la stabilité, mais permet à ses composants d'être plus flexibles pour établir des relations entre eux. Généralement, nous utilisons les *arbres de Farey* qui correspondent à une structure mathématique hiérarchique qui illustre le paysage de ratios de fréquence comme ils ont été prédits avec la carte de sinus circulaire (sine circle map : un modèle discret qui fournit des connaissances quant à la stabilité différentielle des comportements multi-fréquentiels ; Peper, Beek, & van Wieringen (1995)) et représentés avec l'aide des *langues d'Arnold*, il devient possible de caractériser la force du couplage qui lie deux oscillateurs (Hoffmann & Bardy 2015). Dans cette logique, plus la force de couplage est élevée, et plus la stabilité entre

les oscillateurs sélectionnés est conséquente (Hoffmann, Torregrosa, & Bardy 2012). Ces résultats démontrent que l'augmentation du degré de complexité au sein des relations de fréquence est accompagnée par une réduction de la force de couplage, comme cela a pu être démontré par von Holst (1939; 1973).

La natation est une autre activité cyclique, mais contrairement aux locomotions, la natation est réalisée dans un environnement possédant des propriétés spécifiques, comme sa densité (800 fois plus dense que l'air), ses résistances (i.e., résistances passives et actives), son écoulement (i.e., laminaire, transitoire, turbulent) ou sa viscosité, implique une locomotion quadrupédique dans laquelle les membres supérieurs et inférieurs n'effectuent pas le même mouvement. En crawl, les bras effectuent des rotations autour de l'épaule alors que les jambes agissent comme un pendule (i.e., battements des jambes), conduisant la coordination entre ces deux paires de membres relativement complexe. De plus, le rôle joué par les membres supérieurs et inférieurs dans la propulsion du corps vers l'avant est inégalement réparti, puisque les actions des membres supérieurs sont responsables de plus de 90% de cette propulsion (Deschodt, Arsac, & Rouard 1999), ne laissant qu'une part de 10% environ pour la contribution des membres inférieurs (Watkins & Gordon 1983; Deschodt, Arsac, & Rouard 1999). Il est cependant périlleux de ne réduire la contribution des membres inférieurs qu'à la propulsion du corps vers l'avant. En effet, le rôle des membres inférieurs est primordial pour assurer l'alignement de l'ensemble du corps, incluant la stabilisation du tronc et permettant également la neutralisation du mouvement du reste du corps en réponse à l'action des membres supérieurs (Watkins & Gordon 1983). Des auteurs ont ainsi suggéré que l'action des membres inférieurs favoriserait l'émergence d'une coordination appropriée entre les membres supérieurs et inférieurs en crawl (Persyn et al. 1983; Deschodt, Arsac, & Rouard 1999). On observe classiquement trois ratios de fréquence entre les oscillations des membres supérieurs et inférieurs (Persyn et al. 1983; Costill, Maglischo, & Richardson 1992) : le 1:1, i.e., un cycle de bras pour un battement de jambe, le 1:2, i.e., un cycle des bras pour deux battements de jambe et le 1:3, i.e., un cycle de bras pour trois battements de jambe. Ces observations empiriques et descriptives—principalement réalisées par des entraîneurs—suggèrent que le ratio de fréquence 1:3 peut être plus approprié et donc plus largement sollicité aux vitesses de déplacement les plus importantes (Maglischo 2003; Seifert, Chollet, & Allard 2005). Néanmoins, cette suggestion n'a pas été testée expérimentalement et la façon dont les nageurs coordonnent leurs bras et jambes en fonction de leur vitesse de nage reste encore floue. Comme nous l'avons évoqué précédemment, cela peut être dû au fait que, en crawl, les membres supérieurs et inférieurs réalisent chacun des

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

mouvements structurellement et fonctionnellement différents (Wannier et al. 2001) : les membres supérieurs réalisent une rotation de 360° autour de l'épaule pendant que les membres inférieurs se fléchissent et s'étendent tels les oscillations d'un pendule. Pour aller plus loin, les nageurs ne progressent pas que dans des environnements aquatiques stables, mais ils doivent continuellement faire face à la présence de vagues, de turbulences voire de courants quand ils effectuent un virage en bout de bassin, quand ils progressent aux côtés d'un concurrent, ou même quand ils progressent en eau libre, dans la mer ou dans une rivière. Dans ce dernier cas, les nageurs doivent tirer profit de l'écoulement du fluide pour exploiter les propriétés offertes par l'environnement aquatique et ses contraintes (e.g., écoulement, densité, résistance). Très rarement utilisé par le passé, un flume peut reproduire l'ensemble de ces contraintes environnementales. Selon nos recherches, seulement Wilson, Takagi, & Pease (1998) ou encore Espinosa, Nordsborg & Thiel (2015) ont caractérisé l'impact de l'écoulement (i.e., comparaison de la piscine et du flume) sur la coordination des nageurs dans les deux environnements. Leurs conclusions ont indiqué une légère augmentation de la fréquence de cycle aux vitesses testées les plus élevées (0,70 vs. 0,68 Hz dans la piscine ; Wilson, Takagi, & Pease (1998)), associée avec une augmentation des accélérations latérales des membres supérieurs, nécessitant que les nageurs contrôlent fidèlement la position tridimensionnelle de leurs membres (Espinosa, Nordsborg, & Thiel 2015).

Afin de comprendre mais surtout d'expliquer comment les patrons de coordination bras/jambes émergent, persistent et peuvent être déstabilisés en rapport avec une manipulation de la vitesse de nage et de l'écoulement, nous avons utilisé l'approche par les contraintes, initialisée par Newell (1986) en comparant la nage dans un environnement quasi-statique ou contre une masse d'eau en mouvement dans la piscine et le flume. Notre première hypothèse était de dire que le ratio de fréquence absolu (i.e., 1:1) conduirait à la production la plus récurrente du patron de coordination présenté par les nageurs. Dans un second temps, nous avons émis l'hypothèse qu'une transition pouvait exister entre les ratios de fréquence 1:1 et 1:2 aux vitesses de progression les plus faibles vers un ratio de fréquence 1:3 pour les vitesses les plus élevées, et ce quel que soit l'environnement de nage (i.e., eau stationnaire dans la piscine ou en déplacement dans le flume). Dans l'optique où le ratio 1:3 permet une plus grande continuité dans les actions motrices des membres inférieurs, cette transition devrait apparaître plus tôt dans le bassin à contre-courant, l'eau se déplaçant dans le même sens que la rotation effectuée par les membres supérieurs lors de leur trajet aquatique, pouvant conduire à une plus importante contribution des membres inférieurs dans la propulsion. Pour finir, nous émettons l'hypothèse que la force de couplage entre les mouvements effectués du

côté gauche et du côté droit du corps serait fortement affectée dans le flume, sachant que les mouvements de l'eau possèdent de forts composants tridimensionnels dans ce bassin, en comparaison d'une progression classique effectuée en piscine.

2. Méthode

2.1. *Participants*

Les huit nageurs volontaires ayant participé à l'expérimentation principale de thèse ont été inclus lors de cette troisième étude ($20,8 \pm 2,96$ ans ; $1,87 \pm 0,03$ m ; $79,75 \pm 7,81$ kg). Tous ces nageurs étaient spécialistes du 200 m et leur meilleure performance sur cette distance correspondait à $90,61 \pm 1,65\%$ du record du monde actuel, constituant ainsi un échantillon de nageurs experts.

2.2. *Set up expérimental*

Les tests étaient conduits dans les deux environnements (piscine couverte de 50 m et flume du CONI en Italie) de test, l'un à la suite de l'autre. Dans le flume, l'eau circule en boucle, propulsée par des moteurs qui permettent de générer des mouvements d'eau avec des vitesses comprises entre 0 et $1,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Dans le cas où les nageurs n'arrivaient pas à maintenir la vitesse qui leur était imposée dans le bassin à contre-courant, ils étaient projetés dans le filet de sécurité se situant derrière eux. Les procédures de calibration du flume ont également été appliquées dans le cadre de cette troisième étude et font références à celles décrites dans les chapitres précédents.

2.3. *Protocole de test*

Après avoir réalisé l'échauffement standard de 10 min dans la piscine, nous nous sommes intéressés aux 8×50 m réalisés à 76 ; 80 ; 84 ; 88 ; 92 ; 96 ; 100 et 104% de leur vitesse moyenne obtenue lors de leur meilleure performance sur un 200 m crawl. Cela correspondait à des vitesses absolues moyennes de 1,33 ; 1,41 ; 1,45 ; 1,53 ; 1,58 ; 1,65 ; 1,69 et $1,77 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Ces vitesses étaient imposées par les expérimentateurs au bord du bassin, et un demi mètre d'écart entre la perche tenue par l'expérimentateur et le nageur était toléré. Lors de la seconde partie du test dans le flume, les nageurs ont reproduit le même type d'exercice incrémental en enchainant de six à huit vitesses, en fonction de leur capacité à résister aux mouvements d'eau. En effet, pour chaque essai réalisé dans le bassin à contre-courant un minimum de 40 cycles est enregistré, les 10 premiers correspondant au temps nécessaire à la stabilisation du flux d'eau (inertie du moteur). Cette spécificité matérielle signifie qu'une

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

trentaine de cycles reste exploitable pour caractériser la coordination entre les mouvements des membres supérieurs et inférieurs des nageurs. Au même titre que la perche considérée dans la piscine, une tolérance de 0,5 m était allouée aux nageurs pour se situer globalement au dessus d'une marque positionnée au fond du bassin. Aucune restriction n'a été donnée quant à l'action respiratoire, pour ne pas contraindre les nageurs : ces derniers ont d'ailleurs spontanément adopté le mode de fonctionnement qui leur correspondait le mieux (i.e., à droite, à gauche, ou des deux côtés). Quel que soit l'environnement de pratique, 1 min de repos a été allouée à chaque nageur, et ce entre chaque essai réalisé dans le cadre de ces tests.

2.4. Collecte des données

Malgré le fait que nous n'ayons donné aucune instruction quant à l'action respiratoire, un contrôle vidéo (GoPro, San Mateo, Californie) de cette séquence de mouvement a été effectué pour déterminer le côté de respiration pour tous les nageurs. Pour cette troisième expérimentation, seules les données angulaires obtenues à partir des quatre centrales inertielles Hikob Fox (HIKOB, Villeurbanne, France) positionnées sur les bras (fixation dorsale) et sur les cuisses (fixation ventrale) seront considérées. La fréquence d'acquisition est une fois de plus fixée à 100 Hz et chaque capteur a la possibilité d'enregistrer les données recueillies au sein de sa propre mémoire interne, si la connexion avec le 'maître' resté en dehors de l'eau est rompue.

Les calibrations fonctionnelles réalisées dans le cadre de cette étude sont indispensables pour obtenir les mesures angulaires souhaitées (calibrations fonctionnelles décrites dans le Chapitre 4 et composées de trois mouvements principaux).

2.5. Traitement des données

La version 2014a de Matlab (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) a été utilisée pour calculer les angles segmentaires séparant le positionnement tridimensionnel de chaque centrale inertielle et le vecteur gravitaire. Les méthodes de Merayo et al. (2000) et Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan (2011) sont une nouvelle fois sollicitées pour aboutir à la détermination de ce positionnement de chaque centrale dans l'espace de test. Lors de cet exercice réalisé en milieu aquatique, les séries temporelles des angles obtenus pour les deux bras et les deux cuisses décrivent des sinusoïdes quasi-parfaites. Ainsi, chaque cycle effectué par les membres supérieurs a été déterminé par l'identification des maximums de la série temporelle de l'angle entre l'orientation du bras et le vecteur gravitaire. En ce qui concerne le battement des membres inférieurs, celui-ci peut être divisé en deux séquences motrices

consécutives : le battement vers le bas, et vers le haut, qui sont identifiés par les maximums et les minimums locaux de la série temporelle de l'angle de la cuisse par rapport au vecteur gravitaire (Costill, Maglischo, & Richardson 1992). Ainsi, nous avons associé chaque battement du membre inférieur avec un changement significatif de la pente de l'angle séparant les centrales inertielles positionnées sur les cuisses du nageur et l'axe vertical. Ces calculs angulaires ont été réalisés pour tous les cycles de nage considérés dans les deux environnements de test, en utilisant un filtre passe bas de type Butterworth, d'ordre 4 et avec une fréquence de coupure fixée à 6 Hz (Winter 1990). À la manière de Donker et al. (2001) pour l'analyse de la marche, ou de Wannier et al. (2001) en crawl, nous avons ensuite déterminé les fréquences de mouvements des membres supérieurs et inférieurs, en utilisant une transformée rapide de Fourier (ou FFT). Dans le spectre des puissances obtenues, la fréquence de mouvement possédant la plus grande amplitude (i.e., la valeur pic) est considérée comme la 'fréquence propre' du signal analysé (i.e., séries angulaires des membres supérieurs et inférieurs). Par la suite, nous avons calculé le ratio (i.e., rapport) entre les fréquences propres des membres supérieurs et inférieurs pour les deux côtés du corps, sur chaque vitesse de nage, et dans les deux environnements de test.

Afin de s'affranchir des effets que pourraient avoir le début et la fin du 50 m dans la piscine (i.e., forte accélération du corps au début de la longueur, ralentissement de celui-ci à l'autre bout du bassin), trois cycles de nage ont systématiquement été supprimés des analyses (i.e., deux au début et un à la fin de l'essai). De façon équivalente, les deux premiers cycles des trente enregistrés dans le bassin à contre-courant ont été supprimés. Pour chaque participant, le nombre de cycles considérés dans les deux environnements a ensuite été réduit à l'identique (i.e., en supprimant les derniers cycles de l'essai réalisé en flume). Pour tous les sujets, les investigations couvraient de 13 (nageur n°3, vitesse n°3) à 20 cycles (nageur n°2, vitesse 1).

La phase relative discrète entre les mouvements des membres supérieurs et inférieurs pour les deux côtés du corps a été déterminée de la manière suivante :

$$RP_{i,R(p)} = \frac{t_{i,R(p)}}{T_i} \times 360^\circ$$

avec $RP_{i,R(p)}$ la phase relative au mouvement i des membres supérieurs pour un mode de couplage p/q (déterminé à partir des résultats de l'analyse se basant sur la FFT). $t_{i,R(p)}$ représente la distance entre le mouvement i du membre supérieur et la fin du mouvement p

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

des membres inférieurs, et T_i représente la période du mouvement i des membres supérieurs (Hoffmann & Bardy 2015). Selon les investigations de Donker et al. (2001) dans la marche, la phase relative discrète a été préférée à la phase relative continue puisque nous souhaitons témoigner du couplage entre certains événements 'ponctuels' du cycle de nage (i.e., le nombre de battements réalisés pendant un cycle de bras). Nous avons réalisé une section de Poincaré (return map ou Poincaré plot dans la langue anglo-saxonne) entre la phase relative i et la phase relative $i + q$, nous permettant de déterminer la variabilité du couplage entre les deux oscillateurs (i.e., membres supérieurs et inférieurs). « Cette méthode teste la présence d'une structure déterminée dans la dynamique en regroupant les valeurs de phase relative discrète en paires (RP_i et RP_{i+q}) et en les représentant sous formes de points sur un graphique par rapport au temps » (p.19 ; Jeka & Kelso (1989)). Nous avons ensuite calculé un indice de Couplage de Phase (PC pour phase coupling en anglais) à la manière des travaux de Hoffmann et Bardy (2015). Le PC dépend de la distance qui sépare les paires de points issues des calculs de phase relative par rapport à la droite d'identité représentée dans la section de Poincaré. Ces points sont appariés en se basant sur la périodicité des données identifiées à partir des sections de Poincaré (McDermott, van Emmerik, & Hamill 2003). Ainsi, les valeurs de PC expriment la dispersion de la phase relative d_ϕ en calculant la distance Euclidienne d_n qui sépare chaque point de la droite d'identité, et en sommant ces distances qui sont ensuite pondérées wd_n comme le montre le calcul suivant :

$$wd_n = \begin{cases} 1 - \frac{|d_n|}{40 \cos(45)}, d_n \leq 40 \\ 0, d_n > 40 \end{cases}$$

$$PC = \frac{\sum_{n=1}^m wd_n}{m} \times 100$$

où m correspond au nombre de points de la section de Poincaré (McDermott, van Emmerik, & Hamill 2003). Cet indice permet de pondérer les points en fonction de la distance qui les sépare de la droite d'identité (Ebert, Rasser, & Hefter 2000). Des distances égales ou plus importantes que 40° sont pondérées par 0 et les autres valeurs sont calculées différemment (voir équations). Finalement, la somme résultante est exprimée en pourcentage de la somme la plus importante, i.e., $PC=100\%$. Dans cette situation hypothétique, tous les points sont parfaitement positionnés sur la droite d'identité, correspondant à un couplage de phase parfait entre les mouvements réalisés par les bras et par les cuisses. Les valeurs de PC décroissent ensuite proportionnellement avec l'augmentation de la variabilité de la force de couplage

(procédure complète décrite dans la Figure 51). La dynamique de PC a ensuite été évaluée en fonction de l'élévation de la vitesse d'exécution du mouvement et des différentes sélections de ratio de fréquence, afin d'évaluer les effets potentiels de ces deux catégories de paramètres sur la force du couplage entre membres supérieurs et membres inférieurs pour les deux côtés du corps et les deux environnements de test. Précisément, cela a été réalisé en utilisant des modèles mathématiques basés sur des régressions linéaires (valeurs de PC en fonction de la vitesse absolue de nage) et nous avons comparé les pentes des modèles pour chaque condition testée.

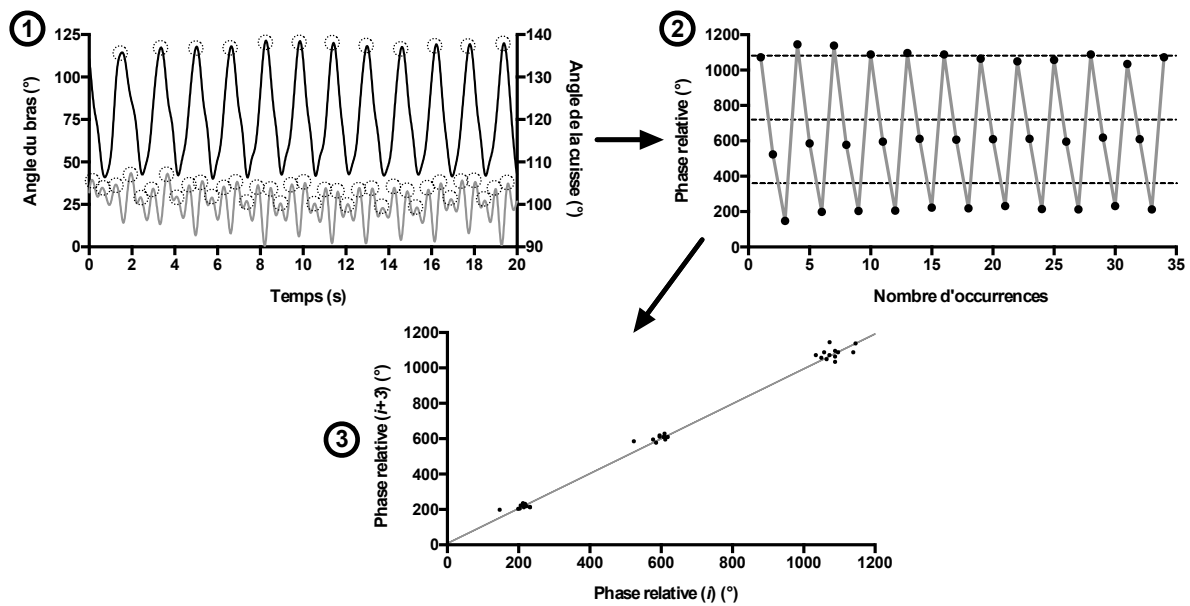


Figure 51: Les trois étapes nécessaires pour calculer le couplage de phase (CP) à partir d'un ratio de fréquence 1:3. La première étape correspond à la détermination de la fréquence propre du signal de données angulaires (en noir, l'angle du bras représenté sur l'axe y de gauche, en gris l'angle de la cuisse représenté sur l'axe y de droite) obtenues lors des tests. L'étape 2 présente la phase relative calculée entre les données du bras et de la cuisse. L'étape 3 correspond à la phase relative à l'instant (i) en fonction de la phase relative à l'instant $(i+3)$. Le CP est ensuite calculé en analysant la distance entre chaque point et la droite d'identité (en gris sur le dernier graphique).

Finalement, nous avons calculé un Index de Symétrie Absolu (Absolute Symmetry Index, ASI) pour les valeurs de couplage de phase afin de caractériser la symétrie des valeurs entre les deux côtés du corps (Karamanidis, Arampatzis, & Brüggemann 2003). L'ASI permet de comparer facilement différents nageurs issus d'une même population (ici des experts) :

$$ASI = \frac{|PC_{right} - PC_{left}|}{\frac{1}{2}(PC_{right} + PC_{left})} \times 100$$

avec ASI l'Index de Symétrie Absolu exprimé en pourcentage, PC_{right} la valeur de couplage de phase pour le côté droit du corps, et PC_{left} pour la valeur de couplage de phase pour le côté

gauche du corps. Contrairement à l'Index de Symétrie plus classique développé par Robinson, Herzog, & Nigg (1987), les valeurs issues de l'ASI couvrent une plage de données allant de 0 à 100%, et $0\% \leq \text{ASI} \leq 10\%$ symbolise la symétrie droite/gauche, alors que les autres valeurs (i.e., $100\% > \text{ASI} > 10\%$) représentent l'asymétrie (Herzog et al. 1989).

2.6. Analyses statistiques

Pour l'ensemble des analyses qui ont été conduites dans cette troisième étude, la normalité des échantillons a été testée (test de Shapiro-Wilk), au même titre que l'homogénéité des variances (test du F_{\max} de Hartkey) avant de débiter les analyses paramétriques. Aucun des résultats de ces pré-tests n'a validé l'hypothèse de normalité (ou l'hypothèse d'homogénéité des variances). Cela nous a conduit à l'utilisation systématique de tests non-paramétriques pour les ratios de fréquence (ANOVAs de Friedman sur les rangs). Quand cela était approprié, des tests *post hoc* ont été conduits en sollicitant le test de Wilcoxon effectué sur les rangs pour des échantillons appariés (les résultats du test T correspond à la plus faible somme des rangs pour chaque test). Pour ces analyses non-paramétriques, la taille de l'effet, notée r , a été calculée de la manière suivante : $r = z\sqrt{n}$, avec z le résultat du test de Wilcoxon et n le nombre totale d'observations (Field 2013). Pour les valeurs de PC, nous avons utilisé des transformations logarithmiques pour satisfaire à l'hypothèse de normalité et pour finalement tester les données avec des ANOVAs paramétriques plus précises. La sphéricité a été vérifiée par le test de Mauchly (Winter, Eston, & Lamb 2001). Lorsque l'hypothèse de sphéricité n'est pas vérifiée, les niveaux de significativité du F ont été ajustés avec la procédure de Greenhouse-Geisser (les ajustements ont été effectués pour $\varepsilon < 0,75$). Une ANOVA à deux voies à mesures répétées [environnements (2 niveaux : piscine et flume) \times vitesse de nage (8 paliers incrémentaux)]. Puis des *post hoc* par paire ont été réalisés par tests de Bonferroni. Les statistiques de l'état partiel au carré (η) ont été estimées pour caractériser la taille de l'effet avec $\eta = 0,01$ correspondant à un effet faible, $\eta = 0,06$ correspondant à un effet modéré et $\eta = 0,15$ un large effet (Cohen 1988). Pour l'ensemble de ces tests, le niveau de significativité était fixé à $P < 0,05$, et les comparaisons entre les échantillons ont été établies grâce au logiciel SPSS (SPSS Statistics 21.0, SPSS Inc., IBM, Chicago, IL, USA).

3. Résultats

3.1. Ratios de fréquence

L'utilisation des centrales inertielles lors de cette troisième étude a permis les calculs des ratios de fréquence et des phases relatives sur 3780 cycles de nage recueillis et analysés pour l'ensemble des participants aux tests.

L'analyse réalisée à partir des données angulaires (angles segmentaires) a révélée la présence de trois ratios de fréquence typiques, facilement identifiables sur les trois premiers niveaux de l'arbre de Farey (Figure 52).

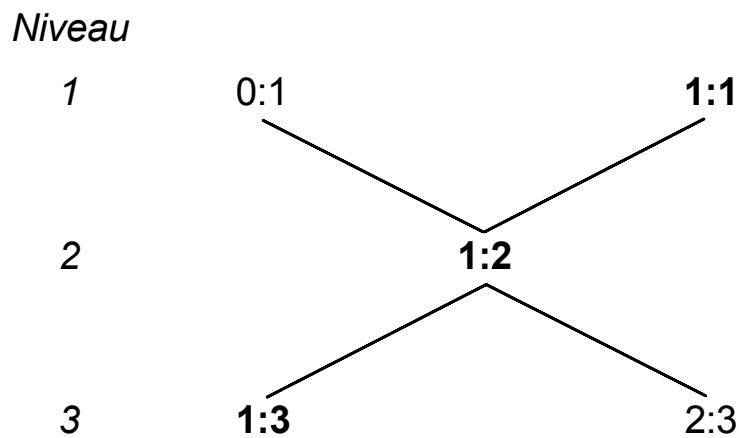


Figure 52: Les trois premiers niveau de l'arbre de Farey, avec les ratios de fréquence utilisés par les nageurs de l'étude représentés en gras (1:1, 1:2 et 1:3).

Ces trois ratios de fréquence étaient les suivants : 1:1, qui correspond à une oscillation des membres supérieurs concomitante à la réalisation d'une oscillation des membres inférieurs ; 1:2, pour une oscillation des membres supérieurs lors de la réalisation de deux battements de membres inférieurs et 1:3, pour une oscillation des membres supérieurs dans le même temps que trois battements de chacune des jambes (Figure 53).

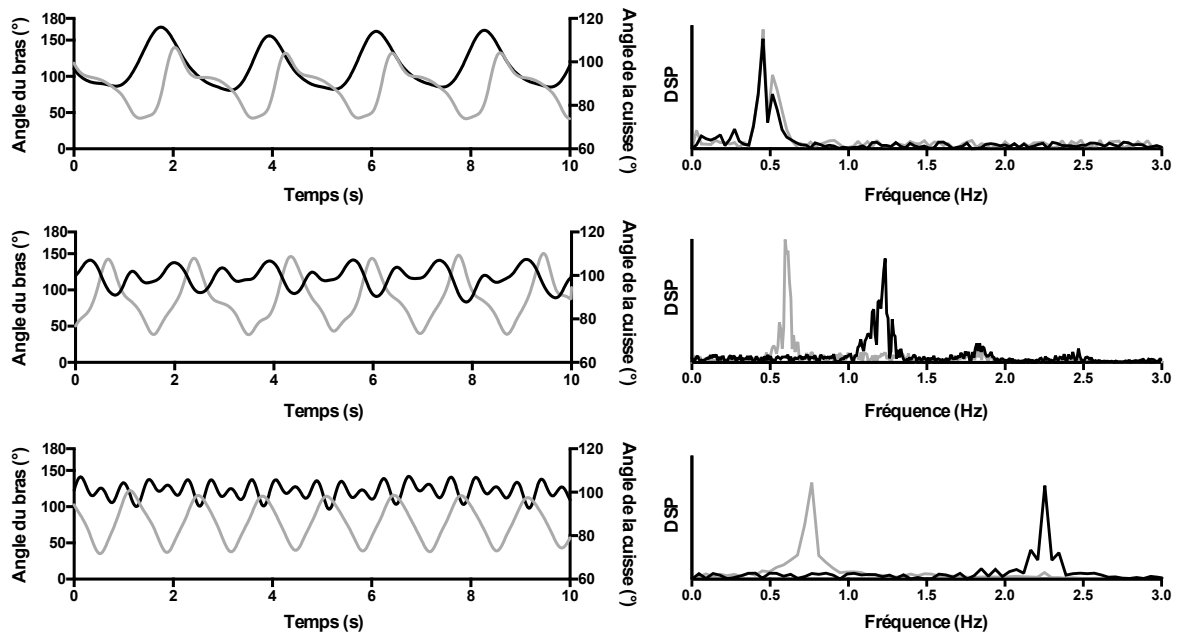


Figure 53: Présentation des trois ratios de fréquence observés (du haut vers le bas, 1:1, 1:2 et 1:3) pour différentes conditions de nage réalisées par un participant. Le déplacement angulaire et le schéma correspondant de la Densité Spectrale de Puissance (DSP) des bras (en gris) et des cuisses (en noir) sont représentés.

La distribution des trois ratios de fréquence au sein de l'échantillon de nageurs est pour l'ensemble des vitesses testées est représentée sur la Figure 54 pour des analyses conduites des deux côtés du corps. Dans la piscine, le ratio 1:3 est utilisé en majorité (64,8%), puis le 1:1 (32,1%) et enfin le 1:2 (seulement 3,1%). Cette répartition est quelque peu similaire de celle observée dans le flume : 57,0 % pour le ratio 1:3; 38,5 % pour le 1:1 et seulement 4,5 % pour le 1:2 (Figure 54). Cependant, en moyenne pour tous les participants dans le flume, il y a une plus grande sollicitation du ratio de fréquence 1:1 pour les deux côtés du corps, en comparaison des valeurs observées dans la piscine. Pour le côté droit du corps, nous avons observé un effet statistiquement significatif de l'augmentation de la vitesse de nage sur les ratios de fréquence dans la piscine ($\chi^2(7)=31.045$, $P=0.000$): une transition s'opère entre les plus faibles ratios (i.e., utilisation du 1:1 ou 1:2) aux vitesses les plus faibles vers le ratio 1:3, utilisé de façon prépondérante aux vitesses les plus élevées. Cet effet n'a cependant pas été observé dans le flume ($\chi^2(7)=11.406$, $P=0.122$). Statistiquement, l'écoulement du fluide a un effet ($\chi^2(1)=9.8$, $P=0.003$) sur la sélection des ratios de fréquence. En effet, il est apparu que les ratios de fréquence sont en moyenne plus élevés (i.e., 1:3, statistiques $T=0.00$, $r= -0.22$) dans la piscine que dans le flume pour les vitesses 7 et 8 ($P=0,031$ et $P=0,016$, respectivement). Pour le côté gauche du corps, l'augmentation de la vitesse de nage est concomitante avec une élévation significative des ratios de fréquence dans

la piscine ($\chi^2(7)=30.930$, $P=0.000$) et dans le flume ($\chi^2(7)=20.340$, $P=0.005$). Ces effets attribués à la contrainte de vitesse correspondent aux résultats observés pour le côté droit du corps. Nager dans le flume plutôt que dans la piscine a également un effet sur ces données ($\chi^2(1)=4.571$, $P=0.033$). Les tests *post hoc* ont démontré que cet effet est exclusivement notable pour la vitesse 7 ($P=0.031$, statistiques $T=0.00$, $r=-0.12$) : 1:3 perdura comme le seul ratio de fréquence utilisé par les nageurs dans la piscine classique, alors que les participants sollicitèrent aussi bien le ratio 1:1 que 1:3 dans le bassin à contre-courant (Figure 55). Pour finir, le ratio de fréquence 1:2 n'a jamais été utilisé du côté gauche du corps, conduisant à une asymétrie entre les deux parties du corps, que ce soient pour les tests réalisés en piscine ou en flume.

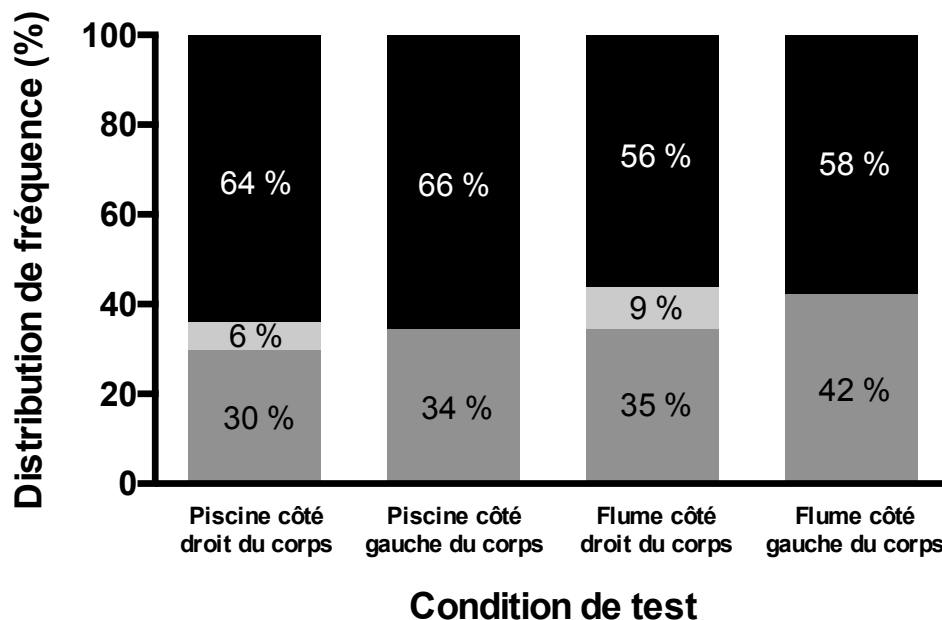


Figure 54: Répartition des trois ratios de fréquence (1:1 en gris foncé, 1:2 en gris clair et 1:3 en noir) en fonction des conditions de test.

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

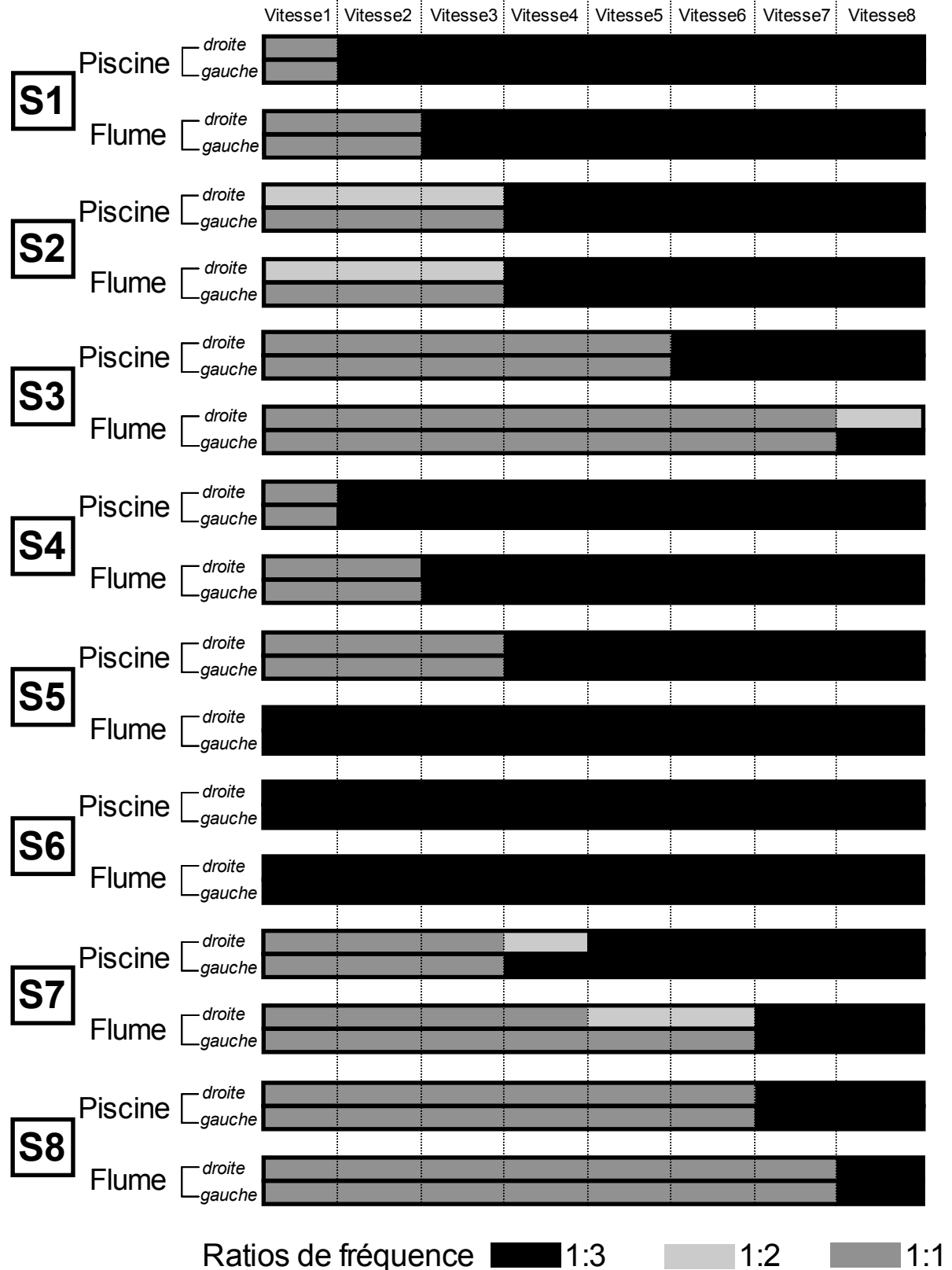


Figure 55: Répartition des ratios de fréquence (1:1, 1:2, 1:3) en fonction de l'augmentation de vitesse de mouvement dans les deux environnements pour les huit nageurs.

3.2. Couplage de phase

En moyenne, les valeurs de PC atteignaient environ 64,5% dans la piscine et 62,8% dans le flume. Les valeurs de PC obtenues dans les deux environnements pour chaque palier de vitesse sont présentées au sein de la Figure 56.

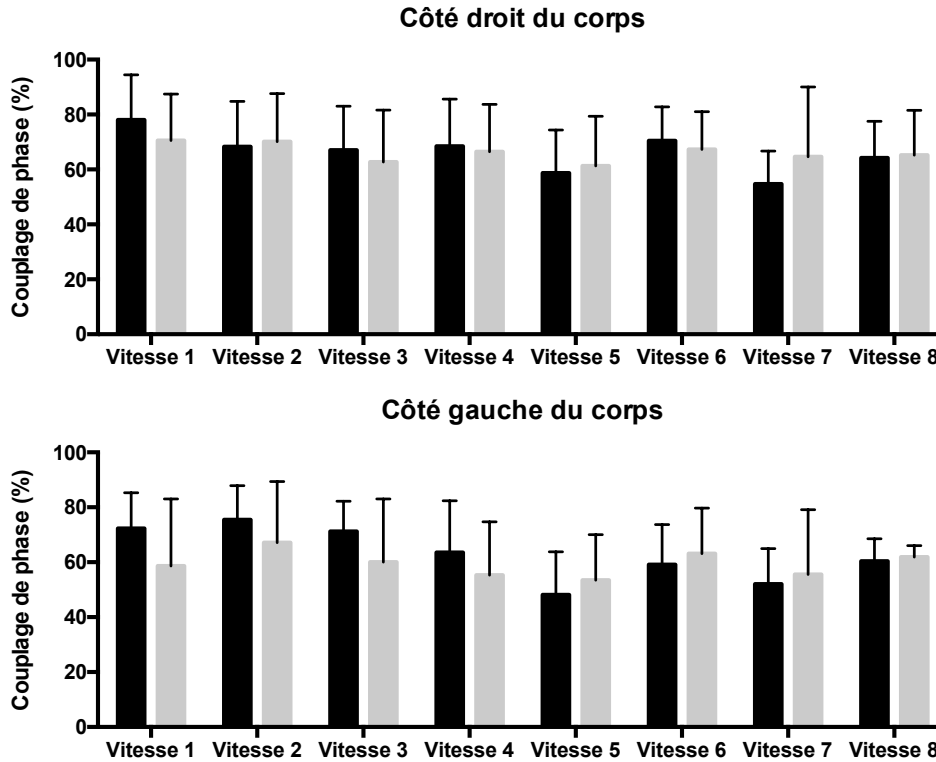


Figure 56: Moyenne \pm SD des valeurs de PC (en %) en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour tous les nageurs dans les deux environnements et pour les deux côtés du corps. Les valeurs obtenues en piscine sont en noir, celles en flume en gris clair.

Pour le côté droit du corps, nous n'avons pas observé d'effet de la vitesse de nage ($F(2,674,18.718)=1.486$, $P=0.252$ $\eta p^2=0.175$) ni de l'écoulement du fluide ($F(1,7)=0.021$, $P=0.890$, $\eta p^2=0.003$) sur les valeurs de PC. De plus, il n'y a pas eu d'effet significatif de l'effet de ces deux paramètres (i.e., vitesse \times condition d'écoulement) puisque les valeurs de F étaient de $F(7,49)=0.740$, $P=0.639$, $\eta p^2=0.096$. Pour le côté gauche du corps, l'effet de la vitesse, de l'écoulement, et leur effet d'interaction n'ont pas non plus démontré d'effet significatif sur les données de PC. Le résultat de ces trois analyses paramétriques était $F(2,803,19.618)=1.638$, $P=0.215$ $\eta p^2=0.190$; $F(1,7)=1.075$, $P=0.334$, $\eta p^2=0.133$ & $F(7,49)=1.514$, $P=0.185$, $\eta p^2=0.178$, respectivement.

L'interprétation de la dynamique des valeurs de PC en fonction du choix de ratio de fréquence conduit cependant à d'autres résultats. En effet, les valeurs de PC semblaient

augmenter dans le même temps que la vitesse de progression pour les ratios de fréquence 1:1 (excepté pour le côté droit du corps dans la piscine) et 1:2, alors que l'adoption du ratio de fréquence 1:3 a démontré un impact restreint de l'augmentation de la vitesse de nage sur les valeurs de PC (voir les équations des modèles linéaires utilisés sur la Figure 57).

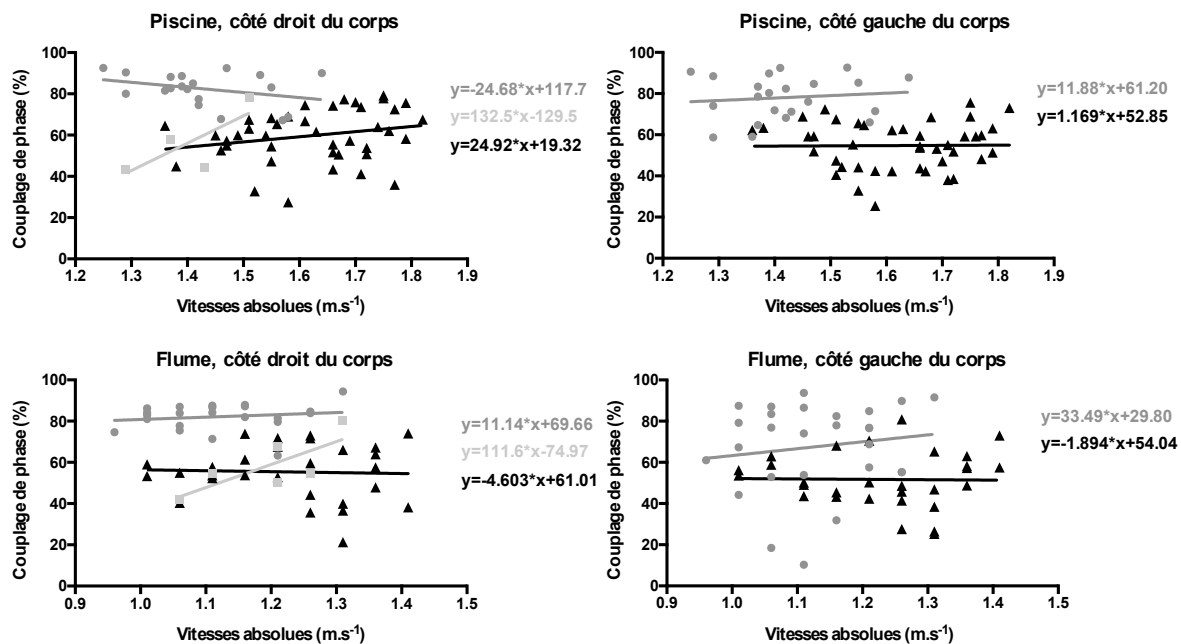


Figure 57: Dynamique du Couplage de Phase en fonction de l'augmentation de la vitesse absolue de mouvement dans les deux environnements de test pour les deux côtés du corps. Les valeurs de Couplage de Phase ont été différenciées par rapport au ratio de fréquence sélectionné par les participants (1:1 avec les disques gris foncés, 1:2 avec les carrés gris clairs, 1:3 et avec les triangles noirs).

3.3. Index de Symétrie Absolu

Les résultats d'asymétrie pour les valeurs de PC sont présentés dans le Tableau 13 pour les valeurs obtenues dans la piscine et dans le Tableau 14 pour les valeurs obtenues dans le flume. Sur l'intégralité des conditions testées en piscine, les valeurs de PC sont à 50% asymétriques ; cette valeur correspond à 67,9% dans le flume. Le nageur 2 dans la piscine est fortement asymétrique pour 6 des 8 vitesses qu'il a réalisées. Dans le flume, ce même nageur est encore très asymétrique, tout comme le nageur 3 qui présente des valeurs de ASI exclusivement supérieures à 10% pour tous les paliers de vitesse. Finalement, pour le nageur 7, on peut remarquer que les asymétries sont les plus fortes aux vitesses de nage les plus élevées dans la piscine.

Les valeurs de ASI les plus élevées ne sont pas systématiquement associées à un côté de respiration particulier (i.e., latéralité de respiration).

Tableau 13: Index de Symétrie Absolu et côté de respiration pour les huit nageurs évoluant dans la piscine.

Vitesses de nage		Vitesse 1	Vitesse 2	Vitesse 3	Vitesse 4	Vitesse 5	Vitesse 6	Vitesse 7	Vitesse 8
valeurs d'ASI	S1	30,7 (l)	13,9 (r)	18,9 (l)	1,0 (b)	46,8 (l)	29,0 (r)	4,6 (l)	7,8 (l)
	S2	29,7 (l)	30,4 (r)	46,3 (l)	30,1 (r)	7,6 (l)	45,0 (r)	3,7 (l)	12,5 (r)
	S3	32,1 (l)	8,8 (r)	11,5 (l)	2,6 (r)	1,7 (l)	3,2 (r)	7,8 (l)	4,8 (r)
	S4	4,1 (l)	11,8 (r)	3,4 (l)	6,7 (r)	7,8 (l)	18,1 (r)	2,0 (l)	12,3 (r)
	S5	2,1 (l)	8,4 (r)	8,8 (b)	34,9 (r)	47,6 (b)	22,0 (r)	18,0 (b)	7,8 (r)
	S6	3,4 (l)	34,2 (r)	5,7 (l)	3,9 (r)	21,0 (l)	12,1 (r)	7,5 (l)	18,1 (r)
	S7	7,8 (l)	0,8 (r)	6,2 (l)	63,7 (r)	35,8 (l)	16,9 (r)	27,6 (b)	29,1 (r)
	S8	2,2 (l)	1,3 (r)	13,5 (l)	3,9 (r)	3,9 (b)	2,6 (r)	22,5 (b)	19,3 (r)
Moyenne		14,0	13,7	14,3	18,3	21,5	18,6	11,7	14,0
SD		14,1	12,4	13,9	22,6	19,3	13,9	9,6	7,9

Note : les valeurs en **gras** symbolisent la présence de symétrie entre les deux côtés du corps. Côté de respiration : (l ou 'left') pour côté gauche, (r ou 'right') pour côté droit et (b ou both) pour les deux côtés.

Tableau 14: Index de Symétrie Absolu et côté de respiration pour les huit nageurs évoluant dans le flume.

Vitesses de nage		Vitesse 1	Vitesse 2	Vitesse 3	Vitesse 4	Vitesse 5	Vitesse 6	Vitesse 7	Vitesse 8
valeurs d'ASI	S1	/	156,4 (b)	4,2 (b)	25,6 (b)	36,8 (l)	26,8 (b)	1,4 (r)	/
	S2	59,2 (l)	29,8 (r)	42,1 (r)	26,3 (r)	57,3 (r)	1,2 (r)	40,4 (r)	/
	S3	20,0 (r)	20,9 (r)	38,1 (r)	28,0 (r)	87,9 (r)	32,1 (r)	42,1 (r)	20,8 (r)
	S4	58,8 (r)	127,9 (r)	8,8 (r)	10,5 (r)	4,2 (r)	12,0 (r)	/	/
	S5	4,9 (r)	13,6 (r)	14,0 (r)	47,7 (r)	35,2 (r)	40,1 (r)	/	/
	S6	0,4 (b)	37,4 (b)	18,3 (b)	21,7 (b)	22,1 (b)	6,6 (b)	33,8 (b)	/
	S7	1,4 (b)	10,1 (b)	7,8 (b)	6,3 (b)	12,7 (b)	1,6 (b)	40,6 (b)	27,4 (b)
	S8	6,1 (r)	0,1 (r)	1,1 (r)	11,2 (r)	8,3 (r)	6,8 (r)	3,0 (r)	16,1 (r)
Moyenne		38,4	30,5	19,5	23,6	31,8	12,7	32,0	21,4
SD		53,6	41,3	14,7	14,2	28,3	15,0	16,5	5,7

Note : les valeurs en **gras** symbolisent la présence de symétrie entre les deux côtés du corps. / : valeurs manquantes. Côté de respiration : (l ou 'left') pour côté gauche, (r ou 'right') pour côté droit et (b ou both) pour les deux côtés.

4. Discussion

Le but principal de cette troisième étude visait à caractériser la dynamique des coordinations entre les membres supérieurs et inférieurs en crawl pour des nageurs experts faisant face à différentes contraintes environnementales ; en particulier, l'effet de nager dans un environnement quasi-statique (la piscine) vs. dans un environnement dans lequel l'écoulement est dynamique (flume). Nos principaux résultats ont démontré que trois différents ratios de fréquence ont émergé au cours des tests proposés aux nageurs, principalement en lien avec l'augmentation de la vitesse de nage et dans une moindre mesure

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

avec l'écoulement du fluide (i.e., 1:1; 1:2 et 1:3), et que les ratios de fréquence 1:1 et 1:3 étaient utilisés en priorité. Dans un second temps, nous avons pu mettre au jour un effet de la vitesse de progression dans l'environnement aquatique, conduisant (i) à une transition entre le ratio 1:1 aux vitesses les plus faibles au ratio 1:3 aux vitesses maximales, et (ii) à la diminution générale des valeurs de couplage de phase. Enfin, la progression dans le flume nous a conduit à observer une asymétrie du couplage de phase plus élevée, et particulièrement plus prépondérante pour trois participants sur les huit impliqués dans nos tests.

Comme cela avait déjà été observé en natation compétitive (Persyn et al. 1983; Costill, Maglischo, & Richardson 1992; Millet et al. 2002), les nageurs de nos tests ont démontré leurs capacités à utiliser trois ratios de fréquence différents entre les mouvements des membres supérieurs et inférieurs, à savoir les ratio de fréquence 1:1, 1:2 et 1:3. Aux vitesses maximales, nos nageurs n'ont pas atteint les ratios de fréquence 1:4 et 1:5 qui ont été mentionnés par Wannier et al. (2001), certainement puisque les vitesses maximales d'écoulement du fluide dans le flume n'ont pas dépassé $1,5 \text{ m.s}^{-1}$ mais également parce que ces ratios de fréquence sont inhabituellement sélectionnés par les nageurs. Le ratio de fréquence 1:4 a été mis au jour dans une autre étude où il était demandé à des nageurs experts de maximiser la durée de leur glisse, conduisant ainsi à une certaine flexibilité comportementale symbolisée par l'augmentation du nombre de battements (Seifert et al. 2014). Dans la présente étude, les trois ratios de fréquence que nous avons observés correspondent aux trois premiers niveaux de l'*arbre de Farey*, une construction mathématique qui révèle l'organisation des ratios de fréquence prédite par la carte de sinus circulaire (Hoffmann & Bardy 2015). Généralement, les ratios de fréquence de plus bas niveau sont plus stables que les ratios de plus haut niveau (Hoffmann, Torregrosa, & Bardy 2012). Cela renforce le paradigme postulant que deux oscillateurs évoluant avec un couplage de phase et de fréquence sont plus stables qu'une coordination qualifiée de 'relative' (Treffner & Turvey 1993; Peper, Beek, & van Wieringen 1995; Serrien & Swinnen 1997). En ce sens, les trois ratios de fréquence utilisés par les nageurs dans la présente étude démontrent des patrons de coordination stables pour permettre l'adaptation aux contraintes de mouvement, conduisant à la réalisation de l'action finalisée désirée. En effet, nous avons démontré que le ratio de fréquence spontanément adopté au début d'un essai était maintenu jusqu'à la fin de cet essai, malgré la manipulation de contraintes de tâche (i.e., accroissement de la vitesse de progression) et d'environnement (i.e., une masse d'eau stationnaire dans la piscine vs. en mouvement dans le flume ; Newell (1986)).

Parmi les trois ratios de fréquence, 1:1 et 1:3 furent les plus présents sur l'ensemble des conditions testées (1:1 dans une moindre mesure que 1:3), alors que le ratio de fréquence 1:2 apparaissait de façon ponctuelle pour le côté droit du corps exclusivement (seulement 3,1% de tous les recrutements dans la piscine et 4,5% dans le flume). Cette prépondérance des ratios 1:1 et 1:3 n'est pas surprenante pour autant, puisqu'on considère que le 1:1 est principalement sollicité pour équilibrer le corps aux vitesses les plus faibles, alors que le 1:3 aurait un impact direct sur la contribution des membres inférieurs dans la propulsion notamment sur les distances de sprint (Persyn et al. 1983; Chollet, Chalies, & Chatard 2000). Parmi les deux modes de coordination relative, la proportion du ratio de fréquence 1:3 était plus importante que celle du ratio 1:2. Cela peut s'expliquer par deux possibles raisons : (i) chaque battement des membres inférieurs peut être coordonné avec l'un des trois balayages du bras lors de la séquence aquatique (Maglisco 2003; Seifert, Chollet, & Allard 2005) et (ii) l'effet rotatoire des forces hydrodynamiques autour de l'axe longitudinal du corps peut être divisé en trois composants sinusoïdaux lors de chaque cycle, et ceux-ci concordent parfaitement avec les profils qu'on observe généralement pour le ratio de fréquence 1:3 (Yanai 2003). Selon ces considérations, le ratio 1:3, initialement assimilé à un mode de coordination relative, pourrait plutôt s'apparenter à une coordination absolue, si le mouvement du membre supérieur est envisagé comme une succession de trois balayages plutôt que la réalisation d'une unique rotation de 360° autour de l'épaule. Aux vitesses élevées où les turbulences du fluide peuvent perturber la prise d'appui, la portance et l'horizontalité du corps, le rôle fonctionnel des battements en continu permet d'éviter que les jambes ne coulent et réduit ainsi les résistances à l'avancement (Osborough, Daly, & Payton 2015; Watkins & Gordon 1983), problématique prépondérante dans le bassin à contre-courant.

Deux profils de nageurs peuvent être observés lorsque la vitesse de progression dans le milieu aquatique est augmentée : (i) les nageurs qui utilisent le ratio de fréquence 1:3 des plus faibles vitesses aux plus élevées et (ii) les nageurs qui débutent un test incrémental avec la sollicitation d'un ratio de fréquence faible, puis qui changent de patron de coordination en cours de test. Osborough, Daly, & Payton (2015) ont déjà décrits ces deux types de profils, démontrant que les nageurs qui utilisent un ratio de fréquence 1:3 aux vitesses de nage les plus faibles perdurent dans ce mode de coordination malgré l'augmentation de leur vitesse. L'utilisation du ratio de fréquence 1:3 est cependant accrue avec l'augmentation de vitesse pour les nageurs qui débutent un protocole incrémental avec un ratio de fréquence 1:1 ou 1:2 (i.e., le second profil de nageurs). Dans le cadre de notre étude, le second profil de nageur a

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

démontré une transition entre les ratios de fréquence lorsque la vitesse de progression dans le domaine aquatique était augmentée. Cet effet de la vitesse a d'ailleurs été reporté précédemment pour des travaux qui se sont focalisés sur les rythmes de nage classiquement adoptés pour couvrir des distances allant de 50 à 800 m. Dans ces études, il est démontré que les nageurs utilisaient la ratio de fréquence 1:3 quasi exclusivement (i.e., à 91%) lors des distances s'apparentant à des événements de sprint (Chollet, Chalies, & Chatard 2000; Hue, Benavente, & Chollet 2003). Pour des vitesses de nage couvrant la plage $1,22 \text{ m.s}^{-1} - 1,82 \text{ m.s}^{-1}$ (i.e., vitesses similaires à celles de la présente étude), Millet et al. (2002) ont montré que le ratio 1:3 était le plus récurrent aux vitesses de nage les plus élevées, malgré l'augmentation des résistances à l'avancement que subi le corps à ces vitesses (la drag est fonction de la vitesse de déplacement élevée au carré ; Vorontsov & Rumyantsev (2000)). D'autre part, du fait d'une large amplitude de mouvement liée à la séquence motrice des membres supérieurs, la durée d'un cycle de bras supplante celle d'un cycle de jambes (Wannier et al. 2001). Dans cette étude (Wannier et al. 2001), cette caractéristique devient particulièrement évidente lorsque les nageurs étaient sollicités pour nager rapidement, conduisant à l'utilisation prépondérante d'un mode de coordination relatif, et plus précisément du ratio de fréquence 1:3. Dans notre étude, le second patron de coordination relatif (i.e., lié à l'utilisation du ratio de fréquence 1:2) peut être considéré comme un patron transitoire, puisqu'il est utilisé ponctuellement par les nageurs, qui tendent très rapidement vers l'utilisation du 1:3 pour terminer les tests. Nous avons également noté que ce ratio était toujours observé du côté droit du corps, conduisant à une première asymétrie de coordination, qui était plus prononcée dans le bassin à contre-courant. Ce ratio de fréquence 1:2 peut être considéré comme utile voire indispensable pour améliorer l'équilibre et l'hydrodynamisme du corps, qui peuvent être mises à rude épreuve lorsque la masse d'eau est propulsée à l'encontre des nageurs (Espinosa, Nordsborg, & Thiel 2015). Précisément, l'apparition ponctuelle et transitoire de ce ratio 1:2 peut être justifiée par les nombreuses possibilités de réaliser cette coordination entre les membres supérieurs et les membres inférieurs (Maglischo 2003) :

- le nageur est symétrique, c'est-à-dire que les jambes réalisent chacune deux battements ;
- le nageur fait du 'quatre temps cross-over' avec une pause à mi-parcours du battement, croisant les jambes entre-elles pour compenser un fort roulis du tronc, évitant ainsi un roulis en un seul bloc, plus difficile à contrôler ;
- le nageur est asymétrique, c'est-à-dire qu'il combine trois battements d'une jambe et seulement un battement de l'autre jambe.

Dans cette dernière configuration, le nageur exploite les deux ratios de fréquence les plus utilisés (i.e., 1:3 sur une jambe et 1:1 sur l'autre jambe), démontrant la prépondérance de ces deux modes de coordination. L'ensemble de ces disparités interindividuelles peut être connecté alors avec une troisième catégorie de contraintes—les contraintes d'organisme, telles que les caractéristiques anthropométriques, la flottabilité ; Newell (1986)—même si nous n'avons pas quantifié leurs impacts dans le cadre de cette étude.

Le calcul du couplage de phase (PC) a été utilisé précédemment pour étudier certaines activités terrestres, permettant l'estimation de la stabilité locale de deux systèmes oscillants : pour McDermott, van Emmerik, & Hamill (2003) ou O'Halloran et al. (2012), la pose du talon lors de chaque pas au cours de la course ou de la marche est couplée avec la fin de l'expiration ; plus récemment, Hoffmann et Bardy (2015) ont repris cette méthode pour coupler l'expiration avec le rythme de pédalage en cyclisme. Dans notre étude, les valeurs moyennes de PC étaient proches de 64,5% dans la piscine et 62,8% dans le flume, et peuvent donc être considérées comme des valeurs élevées de couplage de phase entre les oscillations des membres supérieurs et inférieurs. Concrètement, ces résultats indiquent une large tendance des nageurs experts à réaliser le battement des membres inférieurs à un instant particulier du cycle de nage. Ces valeurs moyennes de PC apparaissent plus élevées que les valeurs que la littérature nous avait présenté jusqu'alors : elles sont seulement contenues entre 9 et 23 % pour Hoffmann & Bardy (2015) ; aux alentours de 20% pour McDermott, van Emmerik, & Hamill (2003) ou encore autour de 25% pour O'Halloran et al. (2012). Une telle différence peut s'expliquer par le fait que (i) les calculs de PC que nous avons effectués émanent d'une même source d'information initiale, à savoir des oscillations comportementales, alors que les études citées ci-dessus ont généralement combiné différents paramètres (e.g., physiologie et locomotion) et (ii) nous avons identifié seulement trois niveaux de ratios de fréquence (i.e., les plus stables), alors que nous avons pu en observer jusqu'à dix chez Hoffmann & Bardy (2015), démontrant de plus fines langues d'Arnold, et par suite, conduisant à une plus large variabilité.

Les effets de la manipulation des contraintes sur la dynamique du couplage de phase a été testé, et il apparaît que la stabilité des patrons de coordination n'était pas significativement impactée par ces facteurs (i.e., vitesse de déplacement, écoulement du fluide et interaction de ces deux facteurs). Malgré ces résultats généraux, les valeurs de PC ont été connectées aux ratios de fréquence utilisés par les nageurs pour réaliser les tests. Aux vitesses les plus faibles, le ratio 1:1 est principalement sollicité, ce qui correspond à une langue d'Arnold plus large, et

Chapitre 8. Effet(s) de la vitesse de nage et de l'environnement de pratique sur la dynamique des coordinations bras/jambes

par extension à une importante stabilité des coordinations (correspondant à un état stable plus prononcé ; Treffner & Turvey (1993)). Néanmoins, aux plus fortes vitesses de progression, nous avons démontré une sélection marquée du ratio de fréquence 1:3, généralement associé à de plus faibles niveaux de stabilité. Ces changements avaient déjà été établis pour l'analyse d'activités terrestres, notamment lors du couplage entre l'expiration et la cadence de pédalage (Hoffmann & Bardy 2015) : les auteurs ont observé une valeur moyenne de PC aux alentours de 21% pour un ratio de fréquence 1:2, alors que cette valeur chute à 17% quand les participants sollicitent le ratio de fréquence 1:3. Dans le flume, nous avons également observé que la vitesse n'a ni un effet positif, ni négatif sur l'ensemble des valeurs de PC, conduisant à une stabilité de phase générale entre les oscillations des membres supérieurs et inférieurs. Dans le flume, le passage du ratio 1:1 à 1:3 est principalement associé à des valeurs de PC plus basses, comme nous l'avons expliqué pour la piscine. Cela peut expliquer la tendance générale à la sélection plus tardive de ce ratio de fréquence 1:3 (i.e., correspondant à des niveaux plus élevées sur l'arbre de Farey et des langues d'Arnold plus fines) dans le flume que dans la piscine, permettant aux nageurs de résister à ces changements prédits pour maintenir les valeurs de PC quelles que soient les conditions de vitesse vécues dans le flume, et ce pour les deux côtés du corps. Dans cet environnement particulier, les nageurs doivent faire face à une masse d'eau en mouvement qui vient à leur rencontre (avec les turbulences et les composants de vitesse tridimensionnels qui y sont associés) et qui peut compromettre la performance (il s'agit dans ce cas de maintenir le corps au dessus de la marque positionnée au fond du flume). En effet, si les nageurs sont poussés dans le filet de sécurité positionné derrière eux, alors l'essai est avorté et les prérequis de performance ne sont pas satisfaits (i.e., les patrons de coordination qui émergent ne sont pas adaptés à la situation rencontrée). En considérant que les oscillations latérales (Espinosa, Nordsborg, & Thiel 2015) et les fréquences gestuelles (Wilson, Takagi, & Pease 1998) du membre supérieur peuvent être fortement modifiées dans le flume, la contribution des membres inférieurs dans la propulsion apparaît plus déterminante, justifiant l'intérêt porté au ratio de fréquence 1:3. Une fois que le ratio 1:3 est sélectionné, la présence de contraintes environnementales fortes (i.e., une masse d'eau en mouvement dans le bassin à contre-courant) ne perturbe plus les nageurs, puisqu'ils arrivent à maintenir leur couplage de phase entre les mouvements des membres inférieurs et supérieurs malgré l'augmentation de vitesse de nage.

La seule limite potentielle à l'utilisation du ratio de fréquence 1:3 serait le fait qu'il peut conduire à l'élévation du travail interne, et par suite à l'augmentation du coût énergétique (Zamparo et al. 2002). À vitesse lente, l'utilisation du ratio de fréquence 1:3

pourrait alors être considérée comme une contribution anormalement élevée des membres inférieurs dans la propulsion au regard de celle réalisée par les membres supérieurs, justifiant l'intérêt porté pour ce ratio 1:1. Les nageurs experts ont éventuellement pu tirer profit de la masse d'eau s'écoulant dans le même sens que le mouvement propulsif de leurs membres supérieurs pour utiliser plus largement le ratio de fréquence en 1:1 dans le flume (+5% pour le côté droit et +8% pour le côté gauche du corps, en comparaison des valeurs obtenues dans la piscine), dans l'optique de minimiser la dépense énergétique liée au battement des jambes.

Le répertoire moteur des nageurs est étoffé de plusieurs ratios de fréquence dans le flume, et les individus ont été capables de passer de l'un à l'autre, sans pour autant impacter leur performance (exemplifiée ici par les valeurs de PC), quelle que soit la vitesse de mouvement. Ces résultats montrent la capacité de ces experts à s'adapter *fonctionnellement* (Seifert, Button, & Davids 2013) aux contraintes qui les entourent, en modulant leur coordination bras-jambes.

Ces adaptations fonctionnelles (i.e., utilisation de différents ratios de fréquence sans faire décroître les valeurs de PC malgré l'augmentation de vitesse) ne sont pas exclusivement limitées à la force du couplage entre les oscillateurs du membre supérieur et inférieur. Il semblerait plus difficile pour les nageurs de maintenir la symétrie entre les valeurs de PC quand les interactions entre les contraintes manipulées étaient maximales (i.e., les vitesses les plus élevées dans le bassin à contre-courant). De façon intéressante, trois nageurs semblent plus asymétriques (i.e., 2, 3 et 7) que les autres, et ce sont les seuls à avoir utilisé au moins une fois le ratio de fréquence 1:2 au cours des tests. Plus précisément, ce ratio 1:2 étant systématiquement apparu pour le côté droit du corps, les asymétries de PC sont perturbées car la seconde jambe sélectionne un autre mode de coordination (i.e., le 1:1 ou le 1:3). Le côté de respiration n'étant pas lié à l'asymétrie de nage dans cette étude, une autre hypothèse pour expliquer ces valeurs réside dans la dominance latérale des nageurs, qui n'a pas été analysée lors de ce travail. En effet, la littérature a démontré que ce paramètre pouvait induire certaines asymétries de mouvement (Seifert, Chollet, & Allard 2005; Seifert et al. 2008). Une perspective de recherche ambitieuse serait donc d'enrichir la présente contribution par un contrôle rigoureux de ces paramètres liés à la latéralité des nageurs, pour tous les futurs travaux intéressés dans la caractérisation de la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs en crawl.

5. Conclusion

En manipulant des contraintes de tâche (vitesse de progression dans l'environnement aquatique) et d'environnement (une masse d'eau stationnaire ou en mouvement), nous avons simulé des contraintes que les nageurs pourraient rencontrer dans une moindre mesure en compétition. Cette approche par les contraintes nous a permis d'analyser fidèlement la dynamique des coordinations entre les membres supérieurs et inférieurs sur une population de nageurs experts évoluant dans différentes modalités d'écoulement. Comme nous l'avions envisagé, trois ratios de fréquence ont vu le jour (i.e., 1:1, 1:2 et 1:3), permettant aux nageurs d'adopter différentes stratégies de propulsion pour répondre efficacement à l'élévation de la vitesse de nage (i.e., problématique d'équilibre du corps avec le ratio 1:1 aux vitesses les plus faibles ; propulsion continue aux vitesses les plus élevées ou nécessité de vaincre la résistance de la masse d'eau dans le flume, assurée par la sollicitation du ratio 1:3). Le ratio 1:1 est d'ailleurs celui qui a été majoritairement utilisé dans le flume, notamment du fait de la présence des mouvements d'eau que les participants subissent continuellement, et la nécessité de maintenir des valeurs de PC élevées. De plus, avec l'augmentation de la vitesse de nage, les valeurs de couplage de phase sont restées stables quel que soit le ratio de fréquence sélectionné et les modalités d'écoulement. Une fois que l'utilisation du ratio de fréquence 1:3 (associé à une contribution plus importantes des membres inférieurs dans la propulsion) est réalisée dans le flume, les valeurs de PC sont maintenues jusqu'à la fin des tests. Pour finir, les asymétries de PC les plus significatives ont été établies lors des essais en bassin à contre-courant, et individuellement pour les nageurs 2, 3 et 7. Ces résultats peuvent être liés à l'interaction et l'exploitation que les nageurs font des propriétés de leur environnement, ces derniers possédant la capacité d'adapter fonctionnellement leur coordination bras/jambes en crawl malgré l'impact croisé de contraintes de tâche et d'environnement qui opèrent notamment dans le flume, puisque les participants n'ont jamais terminé un essai dans le filet de sécurité placé derrière eux. À partir de cette approche fondamentale, les entraîneurs peuvent considérer ces résultats pour tester l'adaptabilité de leurs nageurs face à des résistances importantes (adaptabilité qui peut ensuite être transférée dans une moindre mesure à un contexte de performance).

SYNTHÈSE DU CHAPITRE 8 :

- Avec l'augmentation de la vitesse de nage, l'implication des membres inférieurs dans la propulsion est accrue. Cela se traduit par l'émergence de l'utilisation du ratio de fréquence 1:3, principalement utilisé aux fortes vitesses. L'utilisation de ce ratio peut être appropriée dans le bassin à contre-courant pour réduire les résistances à l'avancement.
- Les nageurs débutant le test incrémental avec un ratio de fréquence bras/jambes 1:3 restent dans ce mode de fonctionnement jusqu'à la fin des tests. Pour les autres nageurs, ces derniers basculent d'un ratio de fréquence faible (1:1 ou 1:2) vers le ratio de fréquence 1:3 pour terminer les tests.
- La nage en flume conduit à (i) une force de couplage entre les mouvements des membres supérieurs et inférieurs plus faible que celle observée en piscine pour des vitesses de progression limitées ; et (ii) une asymétrie accrue entre les valeurs de couplage, à mettre au crédit de l'écoulement du fluide.

Partie

3

Discussion générale et travaux exploratoires

Dans cette partie :

- Les résultats des trois études sont discutés au regard du cadre théorique de la Dynamique Écologique
- Une présentation des travaux exploratoires liés à des modélisations du comportement et à la manipulation de la contrainte de tâche fatigue

Ce travail doctoral avait pour objectif principal d'investiguer le couplage perception–action d'individus évoluant dans un environnement inhabituel pour un terrien (i.e., l'environnement aquatique) avec un mode de locomotion inhabituel (e.g., position allongée, déplacement quadrupédique). Selon l'approche de la Dynamique Écologique, le comportement moteur (ici de nageurs experts) émerge de l'interaction continue de trois catégories de contraintes (Davids, Button, & Bennett 2008), et s'organise à travers des boucles de perception–action. Pour cette théorie, l'individu ne peut être considéré indépendamment de son environnement (i.e., système individu–environnement). Dans notre travail de thèse, la stabilité/flexibilité de ce couplage a été questionnée en manipulant deux types de contraintes (i.e., l'écoulement du fluide et la vitesse de nage), susceptibles de déstabiliser le comportement des nageurs. Que la masse d'eau soit quasi-statique (i.e., piscine) ou en mouvement (i.e., flume), la locomotion est le fruit d'une interaction continue avec l'environnement aquatique pour détecter des opportunités d'action afin d'atteindre différents buts tels que s'équilibrer, respirer, se propulser, etc. Ce paysage d'affordances (i.e., possibilités d'action offertes par l'environnement et relatives aux capacités de l'individu ; Rietveld & Kiverstein (2014)), montre des récurrences entre les deux environnements mais aussi des affordances et contraintes distinctes du fait d'un écoulement dynamique dans le flume (voir Figure 58). Notre travail de thèse nous a amené à nous questionner dans un premier temps sur le rôle des contraintes sur la dynamique comportementale des nageurs, et à nous focaliser sur la persistance et les changements des paramètres de haut (i.e., coordinations inter-segmentaires d'un même membre et entre différents membres) et de bas niveaux (i.e., durée des phases d'un cycle, temps de cycle, fréquence gestuelle) du comportement dans un second temps.

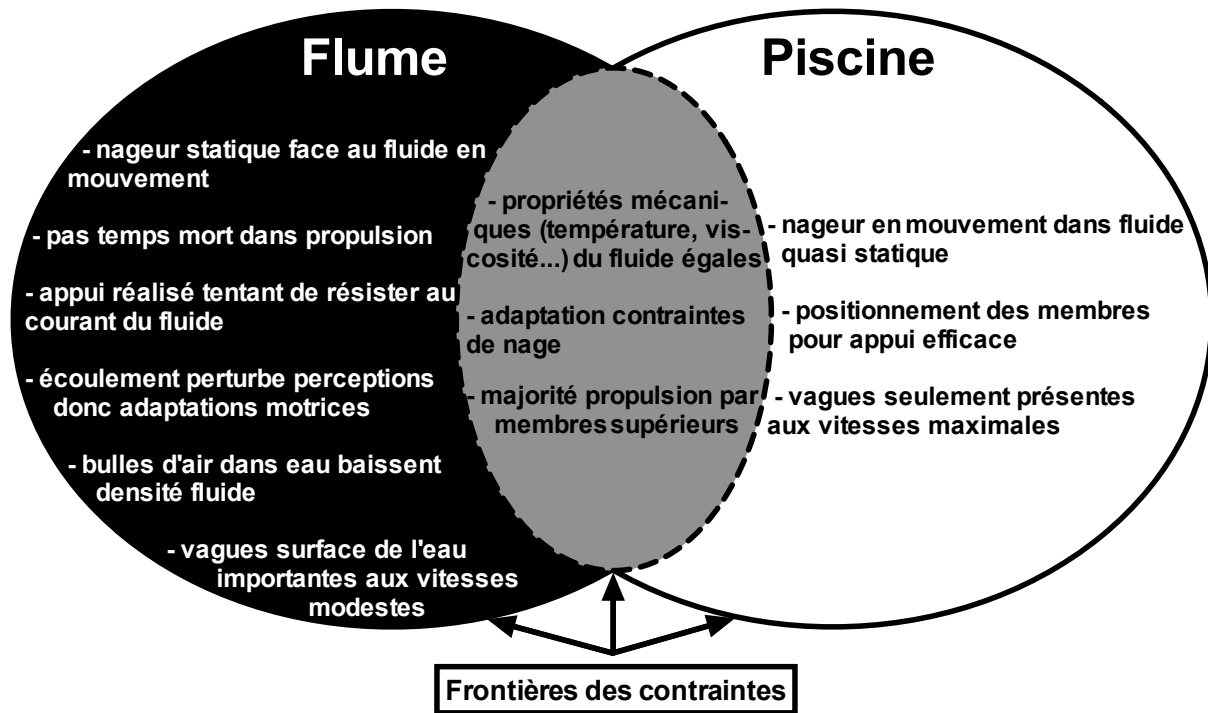


Figure 58: Représentation schématique des principales contraintes s'exerçant sur le nageur lors de sa motricité dans le milieu aquatique. En blanc, les contraintes spécifiques à la piscine, en noir celles spécifiques au flume, et en gris, les contraintes transposables d'un environnement de nage à l'autre.

1. L'interaction des contraintes pour faire émerger le comportement

Dans notre première étude, nous avons manipulé l'environnement dans lequel évoluaient les nageurs en les faisant progresser dans un flume en comparaison d'une motricité plus classique en piscine. En se focalisant sur une vitesse absolue identique (i.e., $1,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), la contrainte d'écoulement devait être isolée pour pouvoir caractériser ses effets sur la coordination inter-segmentaire du membre supérieur. Cette contrainte d'écoulement se caractérise dans le flume par une masse d'eau (i) en mouvement, (ii) arrivant de façon frontale à l'encontre du nageur, (iii) mixée avec des microbulles d'air pouvant affecter sa densité (ces microbulles sont créées et entretenues par le mouvement des pales) et (iv) pouvant présenter des vaguelettes à sa surface. Ces effets sont tout particulièrement visibles dans le flume du CONI, qui possède un canal d'écoulement court et peu d'éléments hydrodynamiques, comme précisé dans le Chapitre 6 (Figure 59).



Figure 59: Exemple d'un nageur évoluant dans le flume. Nous remarquons bien la présence de bulles d'air dans le bassin, ainsi que la présence de vaguelettes à la surface. Ces spécificités rajoutent de la difficulté aux nageurs dont l'objectif est de générer des actions propulsives pour se maintenir sur place face à un écoulement.

L'ensemble de ces paramètres est à prendre en compte pour expliquer la coordination motrice des nageurs, additionné au fait que le fluide se déplace dans le même sens que le mouvement sous marin des membres supérieurs. Cette spécificité s'est caractérisée par la mise au jour d'un mode de coordination en phase plus important entre les segments du membre supérieur lors de la phase d'entrée et de glisse, un temps de cycle réduit, ou encore une durée de la phase de glisse diminuée par rapport à la piscine. La coordination inter-segmentaire, bien que modifiée dans le flume (i.e., plus de coordination en phase que dans la piscine à la même vitesse absolue), n'induit cependant pas de variabilité inter-cycle plus importante dans le bassin à contre-courant, suggérant le caractère *adapt-able* des nageurs lors du passage d'une modalité d'écoulement à l'autre, comme évoqué par Phillips et al. (2010) lors de leur investigation des relations entre expertise sportive et talent. Ces adaptations sont nécessaires mais surtout *fonctionnelles* puisque l'écoulement du flume oblige les nageurs à continuellement créer une action propulsive (qui peut se matérialiser par différentes actions en rapport avec le fluide, Figure 60) sans laquelle la tâche serait immédiatement compromise, alors que le nageur serait simplement freiné dans la piscine. En d'autres termes, la réduction du temps passé dans la phase de glisse illustre fidèlement l'effet de cette contrainte d'écoulement, puisque chaque temps mort dans la propulsion est préjudiciable pour réaliser le but de la tâche : les nageurs ont donc diminué le temps général passé dans les phases non-propulsives du cycle.

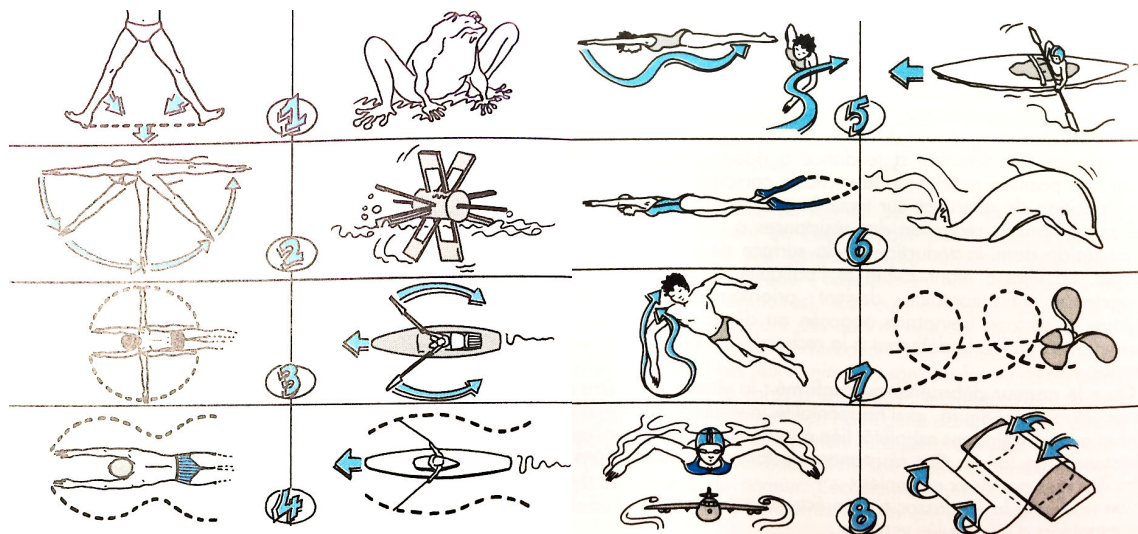


Figure 60: Proposition d'inventaire des modalités de propulsion utilisées par le nageur en référence à la navigation ou la locomotion animale (les rapports qu'entretient le nageur avec le fluide sont de diverses sortes pour se propulser). Extrait de Pelayo et al. (1999).

Cette situation de nage dans le flume peut également impliquer des modifications dans la façon dont le nageur perçoit l'environnement : l'eau est en mouvement alors que le reste de l'environnement (i.e., la baie vitrée sur le bord du bassin ou les carreaux au fond du bassin) ne se déplace pas. Nous pouvons supposer que le sens de la vision, par exemple, pourrait être altéré par la présence des bulles d'air qui limitent la précision du regard ; l'obtention d'informations haptiques serait également mise à l'épreuve dans le flume, puisque la séquence de mouvement aquatique est majoritairement guidée par le mouvement du fluide (Monteil (1992) a notamment observé des vitesses de mains plus importantes en comparaison de la piscine). Se mouvoir dans cet environnement dynamique illustre bien le couplage nageur–environnement aquatique : le nageur agit sur le fluide pour se propulser, et en retour, cet environnement dynamique et résistif contraint et organise également les actions de l'individu. Pour aller plus loin dans la compréhension de cette contrainte d'écoulement dans le flume du CONI, nous pourrions envisager une étude CFD lorsque les outils mathématique et informatique permettront de modéliser les flux d'eau autour d'un nageur en mouvement et non pas en position statique (étude précise du rapport écoulement/mouvement). En effet, cette technique numérique permet de visualiser les vortex au sein du fluide (Figure 61), sur lesquels le nageur pourrait éventuellement agir pour se propulser (voir la théorie du 'vortex re-capturing' par Hochstein et al. (2012)). Dans cette optique, les mouvements de fluide n'apparaissent plus exclusivement comme contraignants ou déstabilisants, mais ils peuvent permettre au nageur de s'organiser pour progresser (Matsuuchi et al. 2009).

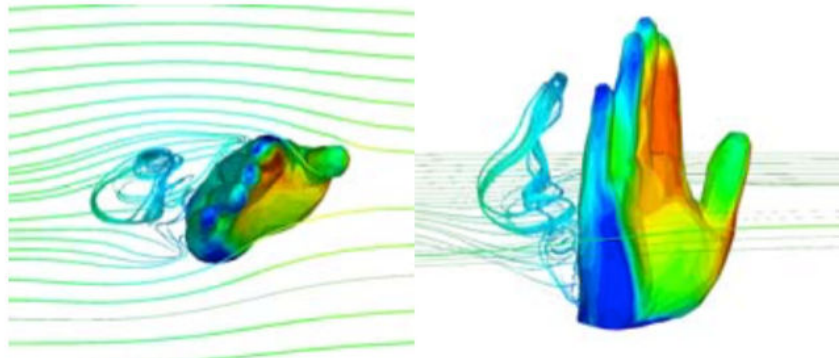


Figure 61: Distribution des coefficients de pression sur la main (en rouge les valeurs les plus élevées, i.e., 1 et en bleu les valeurs les plus faibles, i.e., -1). Les perturbations de l'écoulement du fluide sont également représentées (e.g., création de vortex circulaires au dos de la main). Extrait de Sato & Hino (2013).

Ces adaptations perceptivo-motrices nous ont amené à conclure que l'équivalence de vitesse de nage entre les deux environnements ne garantissait pas complètement une équivalence de condition de nage (i.e., la tâche n'est pas identique, et demande un effort plus important dans le flume, comme montré par les valeurs de RPE dans l'étude 1). Pour dépasser cet écueil, nous ne nous sommes plus focalisés sur une vitesse commune, mais nous avons considéré une gamme de vitesses dont les efforts étaient perçus comme équivalents dans le flume et dans la piscine, afin de comparer les dynamiques comportementales liées à une gamme de vitesses dans les deux environnements de nage.

Précisément, l'atteinte de cet objectif a été opérationnalisée en réalisant une tâche de *scanning* permettant d'évaluer la dynamique intrinsèque des nageurs dans les deux environnements, en modulant leur vitesse de nage/d'écoulement. Des comparaisons deux à deux entre les paliers de vitesses nagés dans la piscine et dans le flume ont été effectuées dans les études 2 et 3. L'augmentation linéaire de cette vitesse dans chaque environnement (paliers de 4% d'incrément) ne s'est pas pour autant traduite par des adaptations motrices linéaires et proportionnelles, mais plutôt par des transitions de comportement. Par exemple, dans l'étude 3, l'analyse du rapport de fréquence propre entre les oscillateurs bras et jambes a bien montré des adaptations différentes par rapport à l'augmentation de la vitesse selon les environnements. En l'occurrence, nos résultats ont montré que les nageurs qui débutaient le test avec un rapport de fréquence absolue (i.e., 1:1) transitaient presque systématiquement vers un ratio 1:3, fortement utilisé aux vitesses de nage élevées pour assurer une continuité des actions propulsives (dans les deux environnements de nage). Pour les nageurs qui ont utilisé ce ratio 1:3 dès le début des tests, aucun changement n'a été observé malgré

l'augmentation de vitesse, suggérant une utilisation prépondérante des jambes dans la propulsion. Ces résultats ne sont pas sans rappeler les travaux portant sur les tâches de coordination bi-manuelles, dans lesquelles l'augmentation de la fréquence d'oscillation des index faisait transiter les participants d'un mode de coordination en anti-phase (s'apparentant dans notre étude au ratio 1:1) vers un mode en phase (i.e., associé au 1:3 dans notre étude). Pour les participants qui coordonnaient leurs index en phase dès le début de l'expérimentation, ils gardaient ce mode de coordination quelle que soit la fréquence d'oscillation imposée (Kelso 1995). Les effets de la contrainte de tâche 'vitesse' se sont surajoutés à ceux de l'écoulement du fluide, confirmant l'hypothèse que l'interaction de ces deux contraintes ajoute de la complexité au contrôle du mouvement. En effet, l'apparition de turbulences intervient selon un processus non-linéaire et non-proportionnel d'augmentation de la vitesse d'écoulement du fluide, tel que l'illustrent les travaux de Briggs & Peat (1989) : une légère variation de vitesse peut engendrer des modifications qualitatives de l'écoulement du fluide passant d'un mode laminaire à tourbillonnaire puis turbulent (Figure 62).

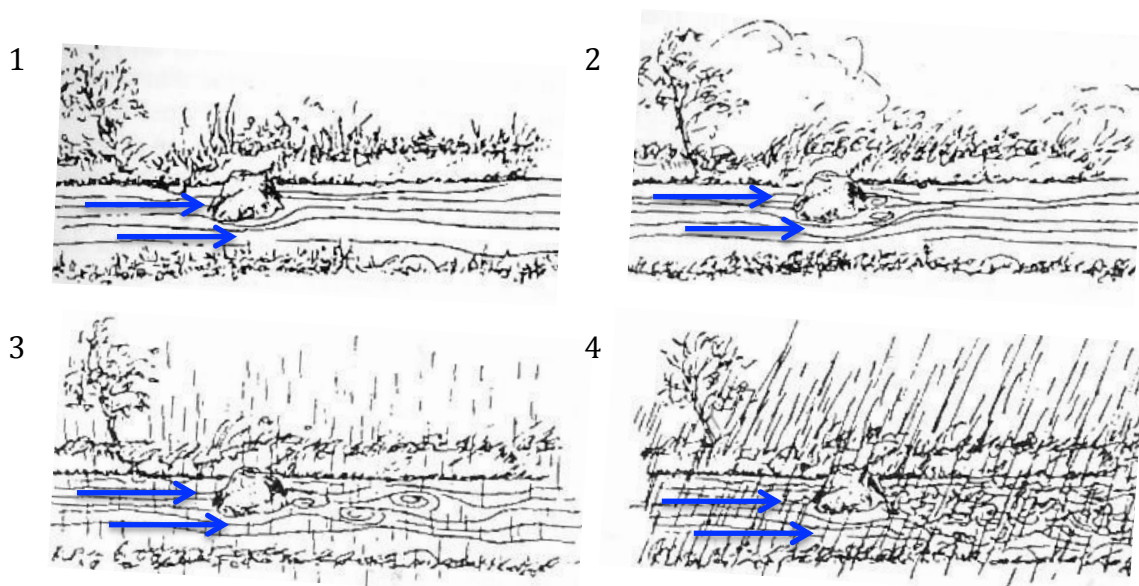


Figure 62: Illustration du phénomène de turbulences au sein d'une rivière (d'après Briggs & Peat (1989)), par analogie à ce que nous avons observé dans le flume. 1. Rivière calme avec écoulement laminaire. 2. Augmentation de vitesse et présence de vortex derrière la pierre. 3. Turbulences clairement visibles à la surface, et vitesse d'écoulement augmentée. 4. Présence de vagues derrière la pierre pour un fluide à écoulement très rapide. Les flèches bleues correspondent à la direction de l'écoulement.

Le poids des contraintes a donc tout particulièrement été important aux plus grandes vitesses de nage réalisées dans le bassin à contre courant, car comme la pierre dans l'exemple précédent, le nageur doit résister au courant en se maintenant sur place (e.g., les résistances à

l'avancement sont très importantes, car dépendantes du carré de la vitesse). En effet, dans ces circonstances, l'écoulement apparaît comme le plus turbulent : les vagues de surface sont les plus importantes et la fusion des particules d'air et d'eau est maximale (Figure 62). Ce changement d'état du fluide a eu pour conséquences de fragiliser la flottabilité des nageurs (e.g., leur posture pouvant devenir moins horizontale que lors d'un essai réalisé dans la piscine car ils recherchent une profondeur d'appui pour résister au courant), mais également de minimiser leur hydrodynamisme et/ou d'augmenter leurs résistances.

Pour finir, nous avons également montré que les capacités d'exploration comportementales des nageurs étaient réduites dans le flume (étude 2) dans la mesure où l'étendue de leur répertoire moteur était moindre (révélée par l'écart entre la valeur maximale et minimale de fréquence gestuelle et d'IdC). Nonobstant la capacité des nageurs à s'adapter aux contraintes manipulées par des actions que la situation les invite à réaliser (Rietveld & Kiverstein 2014), la latitude d'adaptations motrices semble limitée lorsque le niveau de contraintes auquel le nageur doit faire face est maximal.

2. Émergence, flexibilité et stabilité de la coordination

La manipulation des contraintes a révélé différents types d'adaptations qui ont pu émerger aussi bien lors de l'analyse de paramètres de bas et de haut niveau (Figure 63). Ces adaptations se sont concrétisées dès les premiers essais réalisés dans les deux environnements, montrant que les nageurs experts ne restent jamais 'muets' face à l'interaction des contraintes, aussi importantes soient elles (Seifert, Button, & Davids 2013). Ces experts sont en effet capables « de 'voir' les choses différemment de ce que les novices peuvent percevoir », au sens développé par Gobet (2015) et cité par Araújo et al. (2017), entraînant des « différences de perceptions qui affectent les prises de décision et la résolution des situations complexes auxquelles ils font face » (p.7).

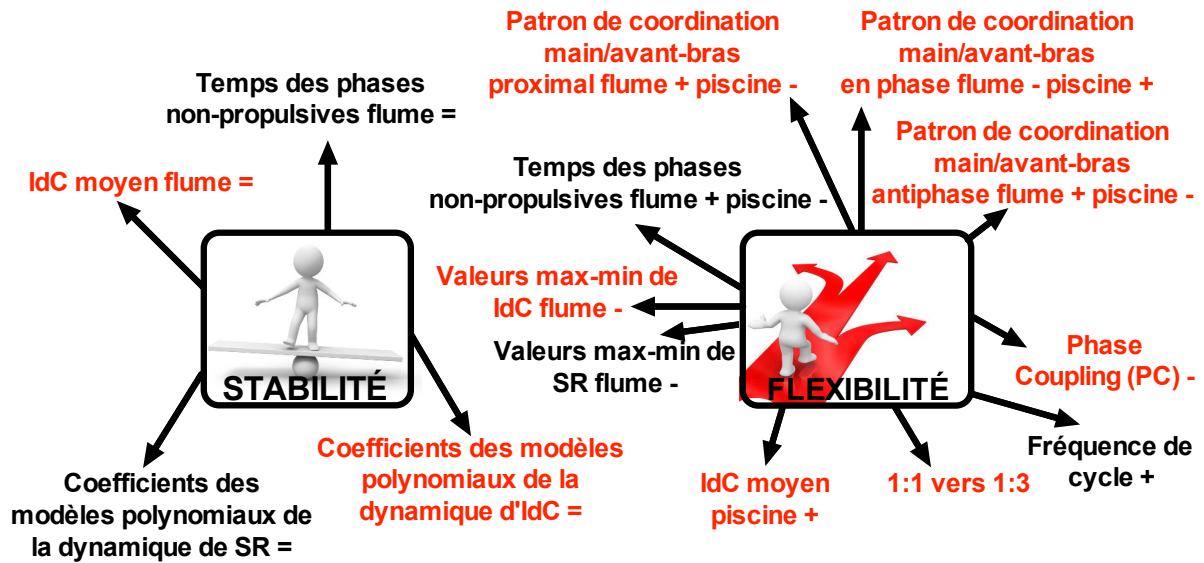


Figure 63: Stabilité/flexibilité des principales variables comportementales utilisées dans les études 2 & 3 de ce travail doctoral en fonction de l'augmentation de la vitesse. Les variables spécifiées en noir sont celles de bas niveau, en rouge celles de haut niveau. Le + signifie augmentation de la variable avec l'augmentation avec la vitesse (le - signifie diminution ; le = signifie stabilité).

2.1. Variables de bas niveau

L'augmentation de vitesse impacte directement le temps de cycle, qui diminue dans les deux environnements (Keskinen & Komi 1993). Cette diminution, plus forte dans la piscine quand les paliers de vitesse sont comparés deux à deux, peut s'expliquer par le fait que les nageurs souhaitent être efficaces lors de la création de leur appui dans le flume : les nageurs résistent au mieux à une masse d'eau qui les propulse vers l'arrière. Si la durée du cycle est raccourcie avec l'augmentation de la vitesse de nage, cela peut signifier que les phases du cycles ont été modifiées : dans la piscine, la durée des phases non-propulsives a en effet été fortement diminuée avec l'augmentation de la vitesse, permettant aux nageurs d'avoir une proportion du cycle plus importante passée dans les phases de traction et de poussée (Seifert, Chollet, & Bardy 2004). Dans le flume, ces mêmes phases propulsives sont restées stables au cours de nos tests (tout comme la durée très courte des phases non-propulsives d'entrée et de glisse), et seul le retour aérien a été légèrement augmenté. L'analyse de ces paramètres de bas niveau nous montre que le flume vient perturber la structure temporelle du cycle de nage : la masse d'eau en mouvement conditionne la main à toujours débuter son mouvement vers l'arrière le plus rapidement possible (i.e., au même pourcentage du cycle de nage). Nous avons une nouvelle fois l'exemple d'une nage plus 'mécanique' dans le flume, l'écoulement du fluide ne laissant que peu de place à l'exploration de l'environnement, comme déjà montré par Espinosa, Nordsborg, & Thiel (2015). Plus

encore que les forces musculaires généralement utilisées pour se déplacer sur terre (e.g., l'air avec la locomotion de la marche), nager face à une masse d'eau implique de prendre en considération des forces externes qui conditionnent la réalisation du mouvement (Monteil (1992) avait notamment visualisé ces effets de la contrainte environnementale sur la main des nageurs en comparaison de la nage en piscine).

2.2. Variables de haut niveau

Nous avons étudié trois modes de coordination au cours de ce travail (i.e., coordination inter-segmentaire du membre supérieur, coordination entre les deux membres supérieurs et coordination entre les membres supérieurs et les membres inférieurs), pour comprendre l'adaptabilité motrice en réponse à la manipulation des contraintes (Figure 63). Dans le flume, l'environnement turbulent et dynamique devrait amener les nageurs à s'adapter dès l'entrée de la main dans l'eau, qui est instantanément projetée vers l'arrière. Même si la durée de la phase de glisse n'est pas directement impactée avec l'élévation de la vitesse de nage dans le flume, les experts sont en mesure de modifier les agencements spatiaux entre la main et l'avant-bras. En effet, il leur devient impossible de maintenir une parfaite solidarité entre ces deux segments, puisque les patrons de coordination en anti-phase et proximal (oscillations de l'avant-bras indépendamment de la main) ont augmenté aux dépens du patron de coordination en phase. La perturbation du placement de ces structures distales (Espinosa, Nordsborg, & Thiel 2015) équivaut à la perturbation de la prise d'appui dans le bassin (la propulsion en crawl est majoritairement réalisée par les membres supérieurs, dont l'action est elle-même fortement dépendante de l'action de la main). En plus d'une prise d'appui perturbée, rappelons que les nageurs ont dû faire face à un fluide couplé avec de nombreuses bulles d'air quand la vitesse d'écoulement était forte (Figure 59). Cette spécificité particulièrement exacerbée lors de la nage en flume peut engendrer une diminution de la flottabilité des nageurs, du fait d'une moindre densité supposée de la masse d'eau. Par ailleurs, l'adoption de la position ventrale pour la motricité de crawl engendre un couple de forces à partir de la poussée d'Archimède et de la force de gravité, ayant tendance à faire couler les membres inférieurs (Yanai 2001), augmentant une fois de plus les résistances à l'avancement. Les auteurs précisent cependant que cet effet rotatoire peut être contrecarré par la mise en action des jambes lors des battements, générant des moments de force qui permettent de contrebalancer leur chute pour maintenir une position profilée. Précisément, nos analyses ont montré que les nageurs possédaient deux bassins d'attraction (1:1 et 1:3) et

un patron de coordination transitoire (1:2) susceptibles d'émerger en fonction de la manipulation des contraintes extérieures, et notamment la vitesse de progression (Figure 64).

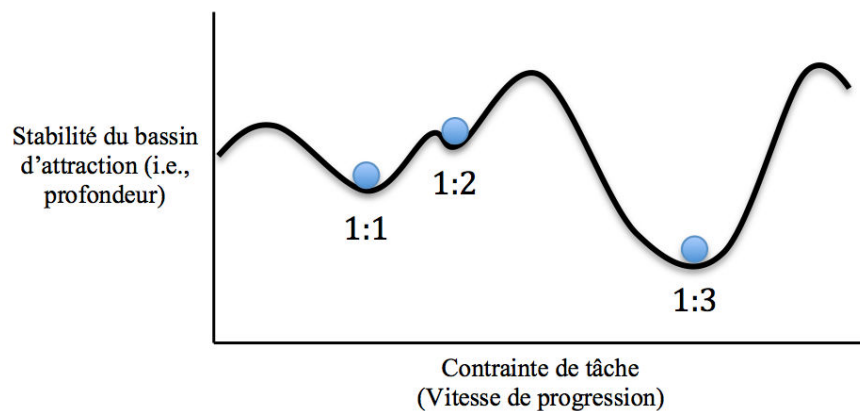


Figure 64 : Représentation schématique des états stables liés aux ratios de fréquence utilisés par les nageurs au cours de la troisième étude. La prépondérance du ratio de fréquence 1:3 est montrée par la profondeur de son bassin d'attraction, contrastant fortement avec le ratio de fréquence 1:2, considéré comme mode de coordination transitoire.

Cette adaptabilité résulte donc d'un équilibre subtil entre flexibilité (i.e., possibilité de solliciter jusqu'à trois ratios de fréquence bras/jambes) et stabilité comportementale (i.e., le ratio 1:3 offre plus de stabilité que les ratios 1:1 ou encore 1:2 quelles que soient les modalités d'écoulement). Le ratio de fréquence 1:2 est considéré comme transitoire puisqu'il est le seul des trois ratios à s'apparenter exclusivement à un mode de coordination relative : une des possibilités de réalisation de ce ratio est de combiner le 1:1 d'un côté du corps et le 1:3 de l'autre côté, renforçant une fois de plus la stabilité de ces ratios de fréquence dans la coordination bras-jambes en crawl. Pour finir, le ratio de fréquence 1:3 nous est apparu comme très stable puisque la décomposition du trajet aquatique comprend trois balayages du bras, qui peuvent correspondre parfaitement aux trois battements des jambes (Yanai 2003). L'apparente coordination relative du ratio 1:3 n'en est finalement pas une, mais plutôt un mode de coordination absolu camouflé, si le mouvement du bras est découpé en trois balayages (l'effet rotatoire des forces hydrodynamiques autour de l'axe longitudinal du corps crée trois composants sinusoïdaux lors de chaque cycle). Ce ratio de fréquence 1:3 est le plus sollicité aux fortes vitesses de nage, permettant ainsi de contribuer à la propulsion générale du corps et facilitant la motricité des nageurs dans le flume (Osborough, Daly, & Payton 2015; Watkins & Gordon 1983). Ces résultats n'impactent pas seulement la position générale du corps, mais ont également une influence sur l'efficacité propulsive des membres supérieurs (Deschodt, Arsac, & Rouard 1999; Gourgoulis et al. 2014). Ce détail est finalement d'une extrême importance dans le bassin à contre-courant, dans lequel nous avons montré que les

deux membres supérieurs restaient verrouillés dans un mode de coordination en rattrapé tout au long du test (en moyenne pour les huit nageurs). La stabilité comportementale de ce mode de coordination correspond à l'adaptation motrice des nageurs pour faire face aux contraintes dont les effets sont exponentiels avec l'augmentation de la vitesse d'écoulement. Les nageurs sont donc apparus plus flexibles sur la coordination inter-segmentaire des membres supérieurs (dissociations segmentaires pouvant accroître leur action sur le fluide) et la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs (augmentation significative de l'implication des membres inférieurs dans le mouvement pour (i) diminuer les résistances à l'avancement, (ii) générer de la propulsion lors des temps morts des bras, (iii) contrecarrer l'action des bras et (iv) maintenir l'équilibre du corps). Cette flexibilité s'est tout de même révélée systématiquement plus faible que celle observée dans la piscine (voir le paramètre d'étendue du répertoire moteur) suggérant que les adaptations comportementales sont envisageables dans le flume, mais la latitude de ces adaptations reste limitée par le fort impact de l'écoulement.

3. Apports méthodologiques

3.1. *Systèmes traditionnels vs. centrales inertielles*

L'ensemble des paramètres de bas et de haut niveaux listés précédemment ont été obtenus grâce à l'utilisation des centrales inertielles (IMUs), qui offrent la possibilité d'enregistrer en continu d'importantes périodes de nage, palliant ainsi les limites inhérentes aux systèmes vidéo ou aux systèmes optoélectroniques (Callaway, Cobb, & Jones 2009). Au delà des mesures d'accélération brutes directement exploitables à l'issue d'un test de nage, nous avons procédé au calcul d'angles segmentaires précis, permettant d'attester de la coordination des nageurs en condition écologique. Nous avons rendu cela possible à la suite d'un long processus de traitement à travers lequel nous avons éliminé la dérive temporelle des gyroscopes, mais surtout au cours duquel nous avons rééchantillonné toutes les données pour obtenir des séries angulaires fiables entre les différentes centrales inertielles. Les algorithmes développés pour aboutir à la caractérisation de la coordination en natation sont adaptables à d'autres traitements et constituent ainsi une autre production majeure de ce travail doctoral. Ils ont à l'heure actuelle été mis à profit pour étudier la motricité du trail (accélérations verticales des sacs à dos pour différentes modalités d'équipement) mais également du hockey (la fréquence d'acquisition élevée des centrales inertielles a permis de déceler les différentes phases du cycle de patinage avant lors d'un sprint). Du fait de leur petite taille et leur autonomie, les centrales inertielles ont permis ces analyses *in situ*, alors qu'elles auraient été

compromises si nous nous étions basés sur un système d'acquisition vidéo plus classique (e.g., impossibilité de suivre le traileur lors de sa pratique en forêt).

3.2. Estimation de la position tridimensionnelle des centrales inertielles

L'estimation de la position tridimensionnelle des centrales inertielles résulte d'un processus complexe débuté dès la collecte des données jusqu'au traitement de celles-ci. Lors de la collecte des données, nous avons tout d'abord procédé à la fixation des centrales sur le corps des nageurs : pour les membres, l'usage de la bande thérapeutique a parfaitement fonctionné, tout comme les chambres à air qui ont permis de fixer les centrales sur les mains, sans perturber les sensations des nageurs. Seule la fixation de la centrale inertielle au niveau du sacrum aura posé problème (elle s'est même décollée pour un des nageurs) car sa fixation avec quelques morceaux de ruban adhésif n'était pas adéquate : pour nos futures analyses, le port d'un maillot de bain avec une poche à cet emplacement est déjà envisagé.

Par ailleurs, le placement des centrales s'est suivi des périodes de calibrations : nous avons choisi un temps de calibration statique de trente secondes en rapport avec les pré-manipulations réalisées en amont de l'expérimentation principale de thèse. Pour de futures analyses, ce temps de calibration statique devra être allongé au minimum jusqu'à une minute pour permettre à l'algorithme de converger lors du calcul des quaternions (la durée d'enregistrement des centrales correspondant à plus de vingt minutes, cette durée permettrait d'accroître la précision des calculs d'angle dans un second temps). Lors de l'expérimentation de thèse, nous avons ainsi fait le choix de ne pas stopper l'enregistrement des centrales inertielles lors de la réalisation des huit essais nagés en piscine (et cette procédure a ensuite été reproduite en flume). Or, dans le cas où un capteur serait défectueux (comme pour le nageur 5 pour l'avant-bras gauche ou 8 pour la main droite à chaque fois dans le flume), l'intégralité des essais serait perdue : nous réaliserons donc à l'avenir un essai par enregistrement. Même si cette procédure peut apparaître plus laborieuse (i.e., les nageurs doivent sortir de l'eau, l'enregistrement est stoppé, les capteurs doivent de nouveau clignoter pour qu'un nouvel enregistrement soit lancé, amenant les nageurs à retourner dans l'eau), elle est surtout plus précise pour l'estimation des données angulaires, qui ne subissent pas autant l'effet de la dérive temporelle, prépondérante sur des durées d'enregistrement de plusieurs minutes. L'apport des calibrations dynamiques est également essentiel, mais celles-ci devront être réalisées avec plus de précision par les nageurs au cours de prochaines analyses (amplitudes de mouvement à respecter impérativement). Pour finir, l'algorithme de Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan (2011) a permis la fusion des capteurs au sein de la

centrale inertielle (i.e., entre l'accéléromètre, le gyroscope et le magnétomètre) en se basant sur les périodes de calibration : il a réglé deux paramètres (*small* et *large* beta), qui affinent les données recueillies lors de l'expérimentation pour ensuite estimer la position des centrales. Au moment de clore ce doctorat, nous pouvons nous poser la question de la pertinence d'utiliser un tel algorithme, puisque des techniques plus complètes ont montré leur précision, se basant notamment sur un plus grand nombre de paramètres pour corriger l'estimation des données angulaires (voir notamment la technique du point zéro proposée par Schiefer et al. (2014), ou l'utilisation de filtres avec gains adaptatifs décrits par van der Kruk et al. (2016) qui compensent la dérive issue du gyroscope). L'ensemble de ces pistes d'améliorations techniques et méthodologiques permettra de diminuer le temps de traitement des données issues des centrales inertielles pour aboutir aux premières estimations angulaires.

3.3. Détection semi-automatique des phases du cycle de nage en crawl

Dans le cadre de ce travail doctoral, nous avons détecté les différentes phases du cycle de nage de façon semi-automatique. Notre approche se base sur les travaux de Dadashi et al. (2013) qui ont utilisé des données d'accélération, de position et de vitesse angulaires, mais nous sommes allés au delà de ces recherches puisque nous avons rajouté une procédure de détection automatique de l'entrée de la main dans l'eau. Les quatre phases du cycle peuvent être ainsi estimées, mais le début de traction reste le plus complexe à obtenir, tant le changement de pente de la courbe de vitesse angulaire sur laquelle se base l'algorithme est lisse (Figure 30). Pour être plus précis, nous avons couplé ces analyses avec la détection de ce même point sur la courbe d'accélération linéaire de l'avant bras, mais ce processus automatique n'a pas été concluant pour quelques essais, lors desquels nous avons donc dû supplanter l'algorithme par un traitement manuel. Cette limite dans la détection du début de traction est principalement imputable à la vitesse à laquelle le nageur progressait dans son environnement aquatique : dans le cas d'une nage rapide, la durée de la glisse est réduite, ce qui limite la visualisation d'une forte transition entre cette phase et la phase de traction. Cela n'avait pas été précisé par Dadashi et al. (2013) qui avaient testé des nageurs à des vitesses très faibles ($1,16 \text{ m.s}^{-1}$ en moyenne pour les hommes et $1,07 \text{ m.s}^{-1}$ pour les femmes). Nous avons donc réussi, à travers notre approche, à étendre l'utilisation de l'algorithme de détection des phases pour une gamme de vitesses plus large, avec une part du traitement réalisée de façon manuelle, qu'il nous conviendra de faire disparaître à l'avenir.

3.4. Variables permettant de capturer la coordination

Des variables de haut niveau ont été sélectionnées et étudiées pour rendre compte du comportement moteur des nageurs. Généralement, cette problématique peut être abordée en calculant la phase relative continue (CRP), comme cela a pu être le cas en brasse (Seifert et al. 2011). La normalisation des données de vitesse et de position angulaires (ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #9) a permis de calculer la CRP. Cependant, la coordination entre les segments du membre supérieur n'a pas révélé la présence de portraits de phase représentant des trajectoires parfaitement circulaires (i.e., les séries angulaires des segments choisis pour cette analyse ne suivaient pas une sinusoïde parfaite, e.g., le bras effectuant une rotation de 360° avec certaines variations de vitesse au cours du mouvement), influençant par la suite les valeurs de CRP. Précisément, la présence de portraits de phase dissymétriques, ou présentant des périodes stationnaires (e.g., la vitesse angulaire reste ponctuellement à 0) permettent d'expliquer ces résultats. Ces perturbations dans les portraits de phase sont directement imputables aux importantes résistances subies par le nageur, qui se traduisent par des fluctuations de vitesse du corps. De plus, la variabilité inter- et intra-individuelle des valeurs de CRP étant très importante, il est devenu difficile d'interpréter ces résultats. Nous nous sommes ainsi tournés vers le calcul d'une autre variable permettant de témoigner de la coordination entre deux oscillateurs (i.e., angle de couplage ; Needham, Naemi, & Chockalingam (2014)). C'est le cas de l'angle de couplage, qui est issu de la combinaison des positions angulaires de deux segments. Du fait que cette variable ne prenne pas en considération les valeurs de vitesse angulaire des segments, la dimension temporelle de la coordination est perdue, mais la part belle est faite à la dimension spatiale, coordination très intéressante dans le cadre de ce travail pour évaluer l'exploration faite par les nageurs dans leur environnement de pratique, et notamment dans le flume qui possède un écoulement dynamique.

4. Applications pratiques et réflexion critique

Dans le cadre de ce travail, nous avons choisi de manipuler deux catégories de contraintes, influençant le niveau de résistances aquatiques subies par les nageurs. Dans la littérature, plusieurs solutions matérielles ont été utilisées pour atteindre cet objectif, comme par exemple la nage attachée (Maglischo et al. 1984; Morouço et al. 2011) ou encore le parachute de nage (Schnitzler et al. 2011). Nous avons fait le choix d'utiliser le bassin à contre-courant pour atteindre cet objectif, pour une première raison pratique, i.e., la manipulation directe de l'écoulement dans lequel se situe le nageur sans aucune autre

médiation matérielle ; mais également pour une raison plus théorique. En effet, en utilisant ce flume, nous prenons en compte le contexte de performance cher à Brunswik et son design représentatif (Brunswik 1956), qui correspond dans notre cas à un nageur agissant en rapport à l'écoulement du fluide. Nager face à un écoulement turbulent dans ce bassin est représentatif d'une situation où le nageur doit faire face à une vague, qu'elle soit provoquée par un autre nageur ou qu'elle corresponde à ce que vit l'individu quand il progresse dans un environnement dynamique et/ou naturel (e.g., un nageur remontant une rivière). Dans cette optique, nager contre le courant c'est 'obliger' le nageur à utiliser les forces externes (celles de l'environnement) et plus simplement les forces internes (e.g., musculaires) pour se déplacer. Delignières et al. (1998) ont clairement montré ce phénomène lors de l'étude des oscillations de gymnastes aux barres parallèles : les experts sont capables d'exploiter la force de gravité dans la partie descendante du balancé pour accroître leurs vitesse et amplitude de mouvement (les novices quant à eux essayent de forcer systématiquement leur mouvement sans se nourrir des forces disponibles dans leur environnement). Même si les nageurs de notre expérimentation (i.e., tous spécialistes du 200 m) n'observeront jamais autant de quantité de fluide venant à leur rencontre en compétition, ce type de bassin a tout de même permis d'évaluer les effets d'une perturbation du comportement, et donc d'un test de l'adaptabilité des nageurs. Pour d'autres spécialistes de la motricité aquatique, dont la performance est directement liée à l'exploitation des propriétés du fluide (e.g., nageurs de natation synchronisée ou poloïstes), l'adaptabilité comportementale dans le flume pourrait encore être plus visible que pour notre population de nageurs. Plus généralement, multiplier les exercices face à cette contrainte permettrait tout de même de développer *l'éducation de l'attention* et *l'éducation de l'intention*³² (Jacobs & Michaels 2007; Fajen, Riley, & Turvey 2008; Rietveld & Kiverstein 2014) chez ces nageurs, notamment pour agir adéquatement en compétition lors (i) du dépassement d'un concurrent (i.e., des vagues sont créées) ou (ii) lors de l'approche du mur pour effectuer un virage (i.e., l'eau en mouvement avec le corps se heurte au mur et revient à l'encontre du nageur). Mais cette situation de pratique dans le flume serait encore plus bénéfique pour des populations de nageurs d'eau libre ou de triathlètes, qui sont, elles, constamment confrontées à un environnement dynamique et imprévisible puisqu'elles (i) évoluent dans le milieu naturel et (ii) se déplacent souvent en groupe, supposant la présence de courants de différentes intensités créés par les concurrents.

³² Dans le cas de cet exemple, l'expérience vécue de la nage dans le flume (ou plus largement face à des résistances élevées) peut permettre aux individus d'actualiser davantage de variables utiles à la situation de nage qu'ils rencontrent.

Notre approche aura finalement permis de valider le protocole de scanning mis en place dans les deux environnements, faisant émerger plusieurs comportements adaptatifs, en réponse aux contraintes manipulées, et ce même si les valeurs absolues des vitesses d'écoulement dans le fluide étaient relativement faibles pour des nageurs de ce niveau. Le protocole, initialement imaginé pour des comparaisons de mêmes vitesses absolues dans les deux environnements, a finalement été repensé, puisque le meilleur nageur n'a pas pu suivre l'allure imposée par le fluide sur les quarante cycles requis, dès la première vitesse. Nous avons donc abaissé la vitesse d'écoulement pour que les paliers nagés en piscine et en flume puissent correspondre en termes d'efforts perçus. L'écoulement, que nous associons exclusivement à une contrainte environnementale au début de ce travail, modifiait également plus profondément la tâche. Nous avons considéré cette spécificité dans la première étude de ce doctorat, dans l'optique de mieux caractériser l'impact de l'environnement sur la coordination des nageurs. Dans le futur, si nous ne considérons plus des vitesses de nage comprises entre $0,96 \text{ m.s}^{-1}$ et $1,41 \text{ m.s}^{-1}$ mais plutôt des vitesses absolues équivalentes à celles rencontrées en piscine, d'autres adaptations motrices pourraient être envisageables dans le flume (e.g., un IdC supérieur à 0, comme nous avons pu le supposer en piscine). La conception de notre protocole expérimental pourrait ainsi être améliorée en (i) faisant nager les participants pour un panel de vitesses plus important et (ii) à des vitesses de progression plus représentatives des conditions de compétition dans le flume. Ce second objectif serait en revanche difficilement réalisable dans le bassin du CONI, qui possède un canal d'écoulement relativement court (i.e., 7,7 m seulement) par rapport à d'autres modèles de flume. Cette spécificité de conception ne peut limiter la présence de vagues, dès la vitesse absolue d'écoulement de $1,35 \text{ m.s}^{-1}$. Cette particularité n'est pas une limite en soi, mais implique simplement de créer ou renforcer des collaborations avec des équipes de recherche possédant un plus grand bassin, c'est-à-dire l'Université de Tsukuba au Japon, ou encore d'Otago en Nouvelle Zélande...

5. Travaux exploratoires

Les travaux qui vont être présentés sont en cours de réalisation.

5.1. Modélisations mathématiques des états stables

Scanner la dynamique des comportements moteurs nous a permis de montrer la présence de certains états comportementaux stables chez les nageurs, qui ont émergé ou se sont renforcés aux confluent de la manipulation des contraintes de tâche et d'environnement. Ces états stables peuvent être caractérisés en se basant sur la modélisation mathématique de la

trajectoire de chaque oscillateur (i.e., les membres) dans un portrait de phase (i.e., vitesse vs. position) ou un portrait de Hooke (i.e., accélération vs. position). Précisément, ces représentations permettent d'avoir des indications quant au degré de *raideur* et d'*amortissement* caractérisant la dynamique du mouvement (ou des rythmes biologiques ; Haken, Kelso, & Bunz (1985); Kay et al. (1987); Beek & Beek (1988); Schöner, Jiang, & Kelso (1990)). Ces trajectoires peuvent être modélisées mathématiquement par des équations différentielles (oscillateurs de Rayleigh et de Van der Pol) dont la modulation des coefficients a pour but de rapprocher le modèle des données expérimentales. Ces oscillateurs ont été utilisés pour caractériser la motricité de débutants et d'experts sur le simulateur de ski (Teulier, Nourrit, & Delignières 2006; Nourrit et al. 2003). Il semblerait qu'avec la pratique, la fonction de raideur tende à se linéariser et les sujets non-experts transiteraient d'une fonction d'amortissement de type Rayleigh à un oscillateur de type Van der Pol combinant un terme de raideur non-linéaire et une fonction d'amortissement (Teulier, Nourrit, & Delignières 2006; Nourrit et al. 2003). Un comportement de type Van der Pol correspond à une vitesse de mouvement homogène et une accélération nulle du membre étudié, donc un modèle peu coûteux pour réaliser le mouvement. Nous faisons l'hypothèse qu'en natation, ce modèle serait peu envisageable pour caractériser le mouvement car les résistances à l'avancement amèneraient d'importantes décélérations et de grandes fluctuations de vitesse. L'expertise viendrait de la capacité à accélérer les membres plutôt qu'à les déplacer à vitesse constante, pouvant plutôt se rapprocher d'un comportement modélisé par l'oscillateur de Rayleigh. En d'autres termes, les spécificités de l'environnement aquatique conduiraient l'expert à utiliser un modèle comportemental à l'opposée de celui utilisé par les experts se coordonnant sur terre.

Pour tester cette hypothèse, le flume est un accessoire utile puisqu'il permet de conserver le caractère cyclique de cette motricité sur une longue période, alors que la présence du mur dans la piscine contrarie la motricité. Cette condition est même prépondérante car la modélisation des oscillateurs nécessite de travailler sur un nombre important de cycles de nage. Selon nos recherches, aucune étude n'a encore permis de mettre en évidence l'existence (ou non) de ces attracteurs de mouvement auto-entretenus pour caractériser la motricité de crawl. En natation, des études récentes (Charrier et al. 2013; Charrier et al. 2014) ont utilisé un modèle hybride de Van der Pol et de Rayleigh pour caractériser la cinématique du coude et du genou en brasse sur des nageurs de différents niveaux. Ce modèle ne requiert qu'un nombre restreint de variables pour définir le comportement, mais il permet également une représentation simplifiée de la trajectoire des

données dans le portrait de phase (Charrier et al. 2013). Les auteurs ont d'ailleurs expliqué que ce modèle était bien adapté pour attester de la dynamique de l'angle du coude au cours de différents essais conduits en brasse. Nous avons ainsi essayé de transférer ces approches aux oscillateurs du membre supérieur, pour deux vitesses de nage réalisées dans chaque environnement. Nous nous sommes intéressés aux oscillateurs du membre supérieur puisque c'est surtout à ce niveau que les adaptations comportementales les plus nettes ont été observées entre les deux environnements de pratique (e.g., les patrons de coordination proximal ou en anti-phase sont plus présents dans le flume que dans la piscine pour les vitesses de nage les plus élevées). Ce travail a débuté mais ne permet jusqu'à présent pas d'identifier un modèle mathématique adapté à la modélisation des données expérimentales (ANNEXE SUPPLÉMENTAIRE #10).

Malgré la sollicitation de six paramètres (certaines constantes ont été répétées plusieurs fois) permettant de rapprocher les données du modèle de celles issues de l'expérience sur une vingtaine de cycles et pendant plus de 600 itérations pour faire converger l'algorithme, cette analyse apparaît comme trop limitée pour fidèlement identifier les propriétés d'amortissement et de raideur du système. Pour les trois oscillateurs considérés (i.e., bras, avant-bras et mains), seul le bras semble être celui dont le comportement pourrait être le plus fidèlement approché (Figure 65, panel de gauche), mais les résultats sont beaucoup plus contrastés pour les deux oscillateurs, et notamment la main (Figure 65, panel de droite).

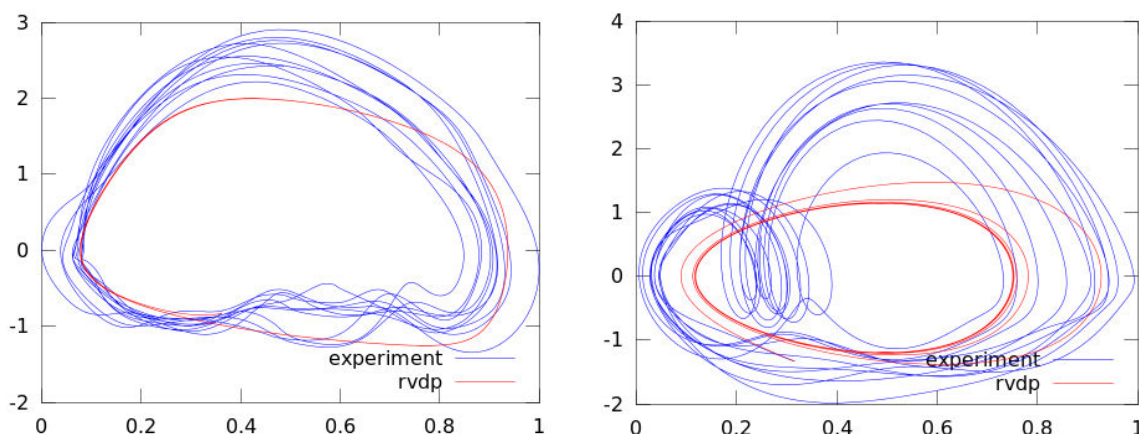


Figure 65: Exemples des modélisations effectuées sur les données expérimentales. Portrait de phase normalisé pour le capteur positionné sur le bras, avec un fitting relativement précis (en rouge) des données expérimentales (en bleu, panel de gauche). Portrait de phase normalisé pour le capteur positionné sur la main, avec un fitting très éloigné (en rouge) des données expérimentales (en bleu, panel de droite).

La présence de portraits de phase dissymétriques, ou possédant des périodes stationnaires (e.g., la vitesse angulaire reste à 0 ne serait-ce que le temps d'un instant)

permettent d'expliquer ces difficultés de modélisation. Comme nous le présentions, le nageur subit d'importantes résistances qui sont à l'origine des fluctuations de vitesse du corps, pouvant ensuite introduire un délai temporel (Charrier et al. 2013) dans les données à modéliser (i.e., la position angulaire varie à différentes vitesses dans le portrait de phase). Cela se matérialise concrètement sous la forme de boucles visibles au sein de certaines trajectoires (Figure 65, panel de droite) attestant de revirements dans les portraits de phase, et par extension d'une dimension supplémentaire pour caractériser les données expérimentales. Une modélisation plus fidèle pourrait alors être obtenue si l'équation mettait en jeu une troisième voire une quatrième dimension. De ce fait, toute singularité observée dans les trajectoires du portrait de phase engendre directement une complexification des modèles mathématiques visant à caractériser le comportement moteur des nageurs. L'environnement aquatique rajoute un degré de complexité dans les modèles mathématiques utilisés dans ces travaux, alors que ces mêmes modèles ont permis de définir certains aspects du comportement sur terre (Charrier et al. 2014). Cette importante dimensionnalité n'est en aucun cas synonyme d'une mauvaise réalisation des mouvements dans l'eau, mais plutôt une marque d'expertise montrant la capacité des nageurs à se nourrir des fluctuations de vitesse inhérentes à leur pratique pour se propulser. Charrier et al. (2014) ont par exemple révélé que les brasseurs experts présentaient une plus grande dimensionnalité comportementale que des débutants, tant la complexité des portraits de phase au sein de cette population était élevée. Pour aller plus loin, il serait donc nécessaire d'utiliser un modèle encore plus complexe, ne permettant cependant pas d'exclure le risque (i) de ne plus percevoir l'impact des paramètres injectés dans le modèle sur le comportement de l'oscillateur étudié (dans les équations des modèles présentés en annexe, il y a huit termes en plus des variables de position et de vitesse angulaires), mais également (ii) de ne pas pouvoir généraliser le modèle à l'ensemble des données expérimentales. Néanmoins, les prémices de ces travaux nous montrent que les nageurs experts possèdent une profonde complexité inhérente à leurs actions motrices, dont ils se servent pour faire face à des situations contraignantes de progression dans le milieu aquatique.

5.2. Travaux exploratoires de caractérisation du niveau de la fatigue en natation

Comme nous avons pu le décrire précédemment, notre protocole expérimental a été divisé en deux grandes parties, la première permettant de comparer l'effet de l'écoulement du fluide sur un protocole incrémental de huit vitesses nagées en condition 'fraîche'. La seconde partie de notre protocole a, quant à elle, intégré des essais nagés jusqu'à épuisement : l'objectif étant de

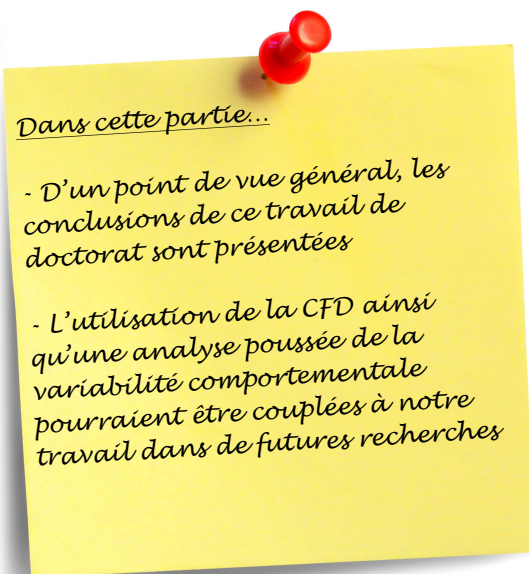
mesurer les possibles impacts de la contrainte de tâche ‘fatigue’ sur le comportement moteur de nageurs experts, lorsque la pression des contraintes est maximale (i.e., dans le flume aux vitesses les plus élevées). La fatigue peut se définir comme un « amoindrissement de la capacité du système neuromusculaire à générer une force ou une puissance attendue dans une situation donnée » (p. 691 ; Bigland-Ritchie & Woods (1984)). En natation, la fatigue peut aussi bien impacter des variables cinématiques (i.e., impacts sur la réalisation spatio-temporelle du cycle de nage) ou cinétiques (i.e., impacts sur la production de forces), qu’électromyographiques et mécaniques (Rouard 2011). Précisément, la littérature a déjà montré que les nageurs (i) augmentent significativement la durée et l’amplitude de la phase de glisse (i.e., glisse sur environ 60 à 80 cm selon Aujouannet (2004)) ; (ii) diminuent la quantité de forces propulsives (Monteil, Rouard, & Troup 1994) ou retardent l’apparition du pic de force (Monteil et al. 1996; Seifert et al. 2005) et (iii) augmentent leurs valeurs d’IdC (Chollet, Chabies, & Chatard 2000; Komar et al. 2012), ce qui se caractérise principalement par (iv) une diminution de la vitesse globale du corps (Alberty et al. 2003). La gestion appropriée de cette contrainte de fatigue apparaît donc déterminante, notamment lors d’un 200 m, où notre analyse des récents Championnats de France a montré la présence de fortes diminutions de vitesse dans le second et troisième 50 m de la course. Sur cette distance, les nageurs sollicitent principalement la filière glycolytique, prépondérante sur des efforts de 20 à 120 secondes (Vescovi, Falenchuk, & Wells 2011). Un des indicateurs les plus à même de rendre compte de l’intensité de ce type d’effort est le prélèvement de lactates sanguins (Bonifazi et al. 1993). Cette mesure populaire en natation (Bonifazi et al. 1993; Mujika et al. 1996; Pelayo et al. 1996; Alberty et al. 2003; Ohgi & Ichikawa 2003; Vescovi, Falenchuk, & Wells 2011; Figueiredo et al. 2013; Schnitzler et al. 2014) a été effectuée au cours de nos tests par un médecin. Précisément, une goutte de sang a été prélevée au niveau de l’oreille de chacun des huit nageurs (Biosen C-Line ; EKF Diagnostics, Cardiff, UK). Ces prélèvements ont été effectués selon une temporalité bien précise, permettant de visualiser la cinétique du lactate en fonction de l’évolution de l’exercice. Ainsi, toutes les mesures ont été réalisées (i) avant le test ; (ii) entre les deux environnements de test (piscine vs. flume) ; (iii) après la vitesse maximale nagée en flume, et (iv) 3 min, (v) 5 min et (vi) 7 min après la fin du test. Le pic de lactates ($8,12 \pm 3,77 \text{ mmol.L}^{-1}$) est apparu 3 min après la fin de l’exercice dans le flume. Ces valeurs sont proches de la barrière des 10 mmol.L^{-1} , que Mujika et al. (Mujika et al. 1996) considèrent comme des intensités d’effort proches du maximum de ce que peuvent supporter les nageurs (trois des huit nageurs de notre étude étaient encore au dessus de cette limite de 10 mmol.L^{-1} sept minutes après l’arrêt du test en flume). Ces mesures nous confirment donc que

Discussion générale et travaux exploratoires

les nageurs ont réalisé des efforts très intenses à la fin de notre protocole, que nous pourrions comparer aux paliers de nage réalisés au début du test (i.e., sans cette sensation d'épuisement) pour isoler l'effet de la fatigue sur la coordination des nageurs.

Ces approches exploratoires permettraient de compléter les recherches actuelles, qui apparaissent encore trop limitées pour comprendre les aspects énergétiques associés au contrôle des coordinations motrices en natation (Pelayo et al. 2007).

Conclusion et perspectives



Ancré dans le cadre théorique de la Dynamique Écologique, l'objectif de cette thèse était de caractériser la dynamique des coordinations de nageurs experts en fonction de la manipulation de contraintes de tâche et d'environnement. Nous avons montré qu'à la même vitesse de nage, le flume a semblé conduire les nageurs à l'émergence de comportements caractérisés par une diminution de la durée de la phase de glisse du fait de l'écoulement dynamique de la masse d'eau. L'augmentation de la vitesse de nage a présenté de plus larges implications des membres inférieurs dans la propulsion. Finalement, la nage dans le flume a conduit à une force de couplage plus faible entre les oscillateurs des membres supérieur et inférieur et une moindre rigidité entre les segments main et avant-bras (i.e., plus de patron de coordination en anti-phase) aux vitesses les plus importantes (i.e., quand l'interaction entre les contraintes manipulées est maximale). En s'adaptant aux contraintes qui interagissent entre elles et guident l'action des nageurs, nous avons un témoignage de leur expertise (Bril et al. 2010), qui ne se résume pas seulement à la production d'un mouvement 'expert' et reproductible. Plutôt, les nageurs ont été en mesure d'adapter leur comportement à différents niveaux d'organisation motrice : nous avons par exemple montré que certains paramètres de bas niveau du comportement étaient modulés ou instables (par exemple une augmentation de la fréquence de nage), alors que certaines variables de plus haut niveau étaient stabilisées en fonction de la manipulation des contraintes de vitesse et d'écoulement (e.g., IdC moyen maintenu en rattrapé dans le flume pour chaque essai).

L'étude du couplage perception–action des nageurs de haut niveau impliqués dans cette étude nous a permis de révéler l'impact d'un écoulement d'eau dynamique sur le comportement des nageurs. Afin de mieux comprendre cette tâche contraignante, il pourrait être envisagé de compléter la présente approche avec des analyses de dynamique des fluides (CFD) assistées par ordinateur. Ces modélisations mathématiques permettraient d'obtenir un degré de compréhension supplémentaire sur la façon dont le nageur tire partie des mouvements d'eau qu'il crée pour se propulser. Le croisement des techniques de CFD avec l'approche théorique de la dynamique écologique pourrait ainsi offrir une compréhension exhaustive des mécanismes d'exploitation des propriétés du fluide par les nageurs dans une optique de maximiser leur propulsion (e.g., comprendre comment certains vortex créés dans l'eau peuvent être exploités par l'individu, et comment la présence de ces vortex peut être modifiée par un écoulement dynamique du fluide). Les changements structurels du domaine fluide en réponse (i) aux mouvements des nageurs et (ii) à la vitesse de progression pourront alors être approchés de façons dynamique et quantitative, grâce à la sollicitation de cette

approche mathématique (voir Discussion Générale). Pour satisfaire à ces prérogatives, seule une analyse CFD en trois dimensions, dans un domaine fluide instable et en temps réel devra être envisagée.

Pour finir, ce travail a présenté certaines nouvelles considérations intéressantes d'un point de vue méthodologique, qui peuvent être intégrées par les professionnels du sport et les entraîneurs, leur permettant de mettre en pratique la pédagogie non-linéaire suggérée par Chow et al. (2007). Les auteurs ont en effet montré que l'acquisition d'une nouvelle coordination était précédée d'une période pendant laquelle une importante augmentation de la variabilité du comportement était visible. Cette dernière semble pouvoir être fidèlement analysée par les centrales inertielles qui ont montré leur capacité d'enregistrer des données en continu sur des périodes importantes (i.e., notamment la variabilité inter-cycles).

Références bibliographiques

A

- Abernethy, B., Poolton, J. M., Masters, R. S. W., & Patil, N. G. (2008). Implications of an expertise model for surgical skills training. *ANZ Journal of Surgery*, 78(12), 1092–1095. doi:10.1111/j.1445-2197.2008.04756.x
- Adolph, K. E., & Kretch, K. S. (2015). Gibson's theory of perceptual learning. In J. D. Wrigh (Ed.), *International encyclopedia of the social and behavioral sciences* (pp. 127–134). New York, NY: Elsevier.
- Alberty, M., Potdevin, F., Dekerle, J., Pelayo, P., Gorce, P., & Sidney, M. (2008). Changes in swimming technique during time to exhaustion at freely chosen and controlled stroke rates. *Journal of Sports Sciences*, 26(11), 1191–1200. doi:10.1080/02640410801974984
- Alberty, M., Sidney, M., & Huot-Marchand, F. (2004). Intracyclic velocity variations and arm coordination during exhaustive exercise in front crawl stroke. *International Journal of Sports Medicine*, 26(6), 471–475. doi:10.1055/s-2004-821110
- Alberty, M., Sidney, M., Dekerle, J., Potdevin, F., Hespel, J. M., & Pelayo, P. (2003). Effects of an exhaustive exercise on upper limb coordination and intracyclic velocity variations in front crawl stroke. In J.-C. Chatard (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming science IX* (pp. 81–85). Saint-Etienne, France: University of Saint Etienne
- Araújo, D., & Davids, K. (2009). Ecological approaches to cognition and action in sport and exercise: ask not only what you do, but where you do it. *International Journal of Sport Psychology*, 40(1), 5–37.
- Araújo, D., Davids, K., & Passos, P. (2007). Ecological validity, representative design and correspondence between experimental task constraints and behavioral settings: comment on Rogers, Kadar, and Costall (2005). *Ecological Psychology*, 19(1), 69–78.
- Araújo, D., Davids, K., & Hristovski, R. (2006). The ecological dynamics of decision making in sport. *Psychology of Sport and Exercise*, 7(6), 653–676. doi:10.1016/j.psychsport.2006.07.002
- Araújo, D., Davids, K., & Bennett, S. J. (2004). Emergence of sport skills under constraints. In A. M. Williams & N. J. Hodges (Eds.), *Skill acquisition in sport: research, theory and practice* (pp. 409–433). London, UK: Routledge.
- Araújo, D., Davids, K., Chow, J. Y., Passos, P., & Raab, M. (2009). The development of decision making skill in sport: An ecological dynamics perspective. In D. Araújo & H. Ripoll (Eds.), *Perspectives on cognition and action in sport* (pp. 157–169). Suffolk, USA: Nova Science Publishers, Inc.
- Araújo, D., Hristovski, R., Seifert, L., Carvalho, J., & Davids, K. (2017). Ecological condition: expert decision-making behaviour in sport. *International Review of Sport and Exercise Psychology*. 1–25.
- Arellano, R. (1999). Vortices and propulsion. In R. Sanders & J. Linsten (Eds.), *XVII International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 53–65). Perth, Australia: Edith Cowan University.
- Astrand, P. O., & Englesson, S. (1972). A swimming flume. *Journal of Applied Physiology*, 33(4), 514.
- Ajouannet, Y. A. (2004). Effets d'un exercice intense sur les paramètres cinématiques du cycle de nage en crawl. [Effects of high-intensity exercises on kinematics of the stroke cycle in front crawl swimming]. Unpublished PhD Thesis, Université de Savoie, Chambéry, France.
- Ajouannet, Y. A., Bonifazi, M., Hintzy, F., Vuillerme, N., & Rouard, A. (2006). Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 31(2), 150–158.

B

- Bachmann, E. R., Yun, X., & Brumfield, A. (2007). Limitations of attitude estimation algorithms for Inertial/Magnetic sensor modules. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, *14*, 76–87.
- Barber, M. V., & Barden, J. M. (2014). The effects of breathing on hip roll asymmetry in competitive front crawl swimming. In B. R. Mason (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming XII* (pp. 84–89). Canberra, Australia: Australian Institute of Sport.
- Barbosa, A. C., De Souza Castro, F., Dopsaj, M., Cunha, S. A., & Júnior, O. A. (2013). Acute responses of biomechanical parameters to different sizes of hand paddles in front-crawl stroke. *Journal of Sports Sciences*, *31*(9), 1015–1023.
- Barbosa, T. M., Silva, A. J., Marinho, D. A., & Costa, M. J. (2011). Biomechanics of competitive swimming strokes. In V. Klika (Ed.), *Biomechanics in applications* (pp. 367–388). Rijeka, Croatia: InTech.
- Barbosa, T. M., Bragada, J. A., Reis, V. M., Marinho, D. A., Carvalho, C., & Silva, A. J. (2010). Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: updating the state of the art. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(2), 262–269. doi:10.1016/j.jsams.2009.01.003
- Barela, J. A., Whittall, J., Black, P., & Clark, J. E. (2000). An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Human Movement Science*, *19*(2), 251–273. doi:10.1016/S0167-9457(00)00014-2
- Barris, S., Davids, K., & Farrow, D. (2013). Representative learning design in springboard diving: is dry-land training representative of a pool dive? *European Journal of Sport Science*, *13*(6), 638–645. doi:10.1080/17461391.2013.770923
- Bartlett, R. M., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomechanics*, *6*(2), 224–243. doi:10.1080/14763140701322994
- Batschelet, E. (1981). *Circular Statistics in Biology*. Academic Press.
- Bächlin, M., & Tröster, G. (2011). Swimming performance and technique evaluation with wearable acceleration sensors. *Pervasive and Mobile Computing*, *8*(1), 68–81. doi:10.1016/j.pmcj.2011.05.003
- Beanland, E., Main, L. C., Aisbett, B., Gastin, P., & Netto, K. (2013). Validation of GPS and accelerometer technology in swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *17*(2), 234–238.
- Beek, P. J., & Beek, W. J. (1988). Tools for constructing dynamical models of rhythmic movement. *Human Movement Science*, *7*(2-4), 301–342. doi:10.1016/0167-9457(88)90015-2
- Belokovsky, V. (1971). An analysis of pulling motion in the crawl arm stroke. In J. Lewillie & J. P. Clarys (Eds.), *Swimming I* (pp. 217–222). Brussels, Belgium: Free University of Brussels.
- Berger, M. A., Hollander, A. P., & de Groot, G. (1997). Technique and energy losses in front crawl swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *29*(11), 1491–1498.
- Berger, M. A., de Groot, G., & Hollander, A. P. (1995). Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *Journal of Biomechanics*, *28*(2), 125–133.
- Bernstein, N. A. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. London: Bergamon Press.
- Bideault, G., Herault, R., & Seifert, L. (2013). Data modelling reveals inter-individual variability of front crawl swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *16*(3), 281–285. doi:10.1016/j.jsams.2012.08.001
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, *7*(9), 691–699. doi:10.1002/mus.880070902

- Bilinauskaite, M., Mantha, V. R., Rouboa, A. I., Ziliukas, P., & Silva, A. J. (2013). Computational fluid dynamics study of swimmer's hand velocity, orientation, and shape: contributions to hydrodynamics. *BioMed Research International*, 2013, 1–14. doi:10.1155/2013/140487
- Bixler, B. (1999). The computational fluid dynamics analysis of a swimmer's hand and arm. *Report for the Sports Medicine Committee of USA Swimming*. Colorado Springs, USA.
- Bixler, B. (2005). Resistance and propulsion. In J. M. Stager & D. A. Tanner (Eds.), *Handbook of sports medicine and science, swimming (2nd Edition)* (pp. 59–101). New York, USA: John Wiley & Sons.
- Bixler, B., & Schloder, M. (1996). Computational fluid dynamics: an analytical tool for the 21st century swimming scientist. *Journal of Swimming Research*, 11, 4–22.
- Bixler, B., Pease, D., & Fairhurst, F. (2007). The accuracy of computational fluid dynamics analysis of the passive drag of a male swimmer. *Sports Biomechanics*, 6(1), 81–98. doi:10.1080/14763140601058581
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307–310.
- Bonifazi, M., Martelli, G., Marugo, L., Sardella, F., & Carli, G. (1993). Blood lactate accumulation in top level swimmers following competition. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 33(1), 13–18.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14(5), 377–381.
- Bravi, A., Longtin, A., & Seely, A. J. E. (2011). Review and classification of variability analysis techniques with clinical applications. *Biomedical Engineering Online*, 10, 90. doi:10.1186/1475-925X-10-90
- Briggs, J., & Peat, F. D. (1989). *Turbulent mirror: an illustrated guide to chaos theory and the science of wholeness*. Canada: HarperCollins Publishers.
- Bril, B., Rein, R., Nonaka, T., Wenban-Smith, F., & Dietrich, G. (2010). The role of expertise in tool use: skill differences in functional action adaptations to task constraints. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 36(4), 825–839.
- Brookner, E. (1998). *Tracking and Kalman filtering made easy*. New York, USA: John Wiley & Sons.
- Brunswik, E. (1956). *Perception and the representative design of psychological experiments (2nd Edition)*. Los angeles, USA: University of California Press.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., & Neal, R. J. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91–94.
- ## C
- Callaway, A. J., Cobb, J. E., & Jones, I. (2009). A comparison of video and accelerometer based approaches applied to performance monitoring in swimming. *International Journal of Sports Science and Coaching*, 4(1), 139–153.
- Callaway, A. J. (2015). Measuring kinematic variables in front crawl swimming using accelerometers: a validation study. *Sensors*, 15(5), 11363–11386. doi:10.3390/s150511363
- Cardelli, C., Lerda, R., & Chollet, D. (2000). Analysis of breathing in the crawl as a function of skill and stroke characteristics. *Perceptual and Motor Skills*, 90(3), 979–987. doi:10.2466/pms.2000.90.3.979
- Carse, B., Meadows, B., Bowers, R., & Rowe, P. (2013). Affordable clinical gait analysis: an assessment of the marker tracking accuracy of a new low-cost optical 3D motion analysis system. *Physiotherapy*, 99(4), 347–351. doi:10.1016/j.physio.2013.03.001

- Cesarini, D., Calvaresi, D., Farnesi, C., Taddei, D., Frediani, S., Ungerechts, B. E., & Hermann, T. (2016). MEDIATION: an eMBeddeD system for auditory feedback of hand-water InterACTiON while swimming. *Procedia Engineering*, *147*, 324–329.
- Chakravorti, N., Le Sage, T., Slawson, S. E., Conway, P., & West, A. (2013). Design and implementation of an integrated performance monitoring tool for swimming to extract stroke information in real time. *Human-Machine Systems IEEE Transactions*, *43*(2), 199–213.
- Chang, R., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2008). Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. *Journal of Biomechanics*, *41*(14), 3101–3105. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.07.024
- Chardonens, J., Favre, J., Le Callennec, B., Cuendet, F., Gremion, G., & Aminian, K. (2012). Automatic measurement of key ski jumping phases and temporal events with a wearable system. *Journal of Sports Sciences*, *30*(1), 53–61. doi:10.1080/02640414.2011.624538
- Charrier, R., Corson, N., Seifert, L., & Komar, J. (2014). Arm and leg oscillation modelling in swimming. *Proceedings of ICCSA 2014*. (pp. 1–7). Le Havre, France: Université du Havre.
- Charrier, R., Corson, N., Seifert, L., Komar, J., & Bertelle, C. (2013). Swimming like oscillators? The question of modelling and identifying parameters. *Proceedings of the European Conference on Complex Systems*. (pp. 1–8). Barcelona, Spain: University of Barcelona.
- Chen, H.-H., Liu, Y.-T., Mayer-Kress, G., & Newell, K. M. (2005). Learning the pedalo locomotion task. *Journal of Motor Behavior*, *37*(3), 247–256. doi:10.3200/JMBR.37.3.247-256
- Chiari, L., Croce, Della, U., Leardini, A., & Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: part 2: instrumental errors. *Gait & Posture*, *21*(2), 197–211.
- Chollet, D., & Seifert, L. (2011). Inter-limb coordination in the four competitive strokes. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.), *World book of swimming: from science to performance* (pp. 153–172). New York, USA: Nova Science Publishers, Inc.
- Chollet, D., Madani, M., & Micallef, J. P. (1992). Effects of two types of biomechanical biofeedback on crawl performance. In D. P. MacLaren, T. Reilly, & A. Lees (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming science VI* (pp. 57–62). Liverpool, UK: E & FN Spon.
- Chollet, D., Chabies, S., & Chatard, J.-C. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, *20*, 54–59.
- Chow, J. Y., Davids, K., Button, C., & Koh, M. (2007). Variation in coordination of a discrete multiarticular action as a function of skill level. *Journal of Motor Behavior*, *39*(6), 463–479. doi:10.3200/JMBR.39.6.463-480
- Clark, J. E. (1995). On becoming skillful: patterns and constraints. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *66*(3), 173–183. doi:10.1080/02701367.1995.10608831
- Clergue, G. (1997). *L'apprentissage de la complexité*. Paris: Hermes.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd Edition)*. Hillsdale, USA: Lawrence Erlbaum Associates.
- Cohen, R. C. Z., Cleary, P. W., & Mason, B. R. (2012). Simulations of dolphin kick swimming using smoothed particle hydrodynamics. *Human Movement Science*, *31*(3), 604–619. doi:10.1016/j.humov.2011.06.008
- Cohen, R. C. Z., Cleary, P. W., Mason, B. R., & Pease, D. L. (2015). The role of the hand during freestyle swimming. *Journal of Biomechanical Engineering*, *137*(11), 111007–111007–10.

- Colwin, C. M. (1999). *Swimming dynamics-winning techniques and strategies*. Chicago, USA: Lincolnwood: Masters Press.
- Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., et al. (2009). Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics*, 42(16), 2678–2685. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.08.004
- Cornus, S., Montagne, G., & Laurent, M. (1999). Perception of a stepping-across affordance. *Ecological Psychology*, 11(4), 249–267. doi:10.1207/s15326969eco1104_1
- Costa, L., Mantha, V. R., Silva, A. J., Fernandes, R. J., Marinho, D. A., Vilas-Boas, J. P., et al. (2015). Computational fluid dynamics vs. inverse dynamics methods to determine passive drag in two breaststroke glide positions. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2221–2226. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.03.005
- Costill, D. L., Maglischo, E. W., & Richardson, A. B. (1992). *Swimming*. Oxford, UK: Blackwell Science Publications.
- Costill, D. L., Kovaleski, J., Porter, D., Kirwan, J., Fielding, R., & King, D. (1985). Energy expenditure during front crawl swimming: predicting success in middle-distance events. *International Journal of Sports Medicine*, 6(5), 266–270. doi:10.1055/s-2008-1025849
- Counsilman, J. E. (1968). *The science of swimming*. Englewood Cliffs, UK: Prentice Hall.
- Counsilman, J. E. (1971). The application of Bernoulli's principle to human propulsion in water. In J. Lewillie & J. P. Clarys (Eds.), *Swimming I* (pp. 59–71). Brussels, Belgium: Free University of Brussels.
- Cutti, A. G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., & Ferrari, A. (2010). “Outwalk”: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(1), 17–25. doi:10.1007/s11517-009-0545-x

D

- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., Seifert, L., Komar, J., & Aminian, K. (2011). Frontcrawl propulsive phase detection using inertial sensors. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 11, 855–858.
- Dadashi, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2013a). Gaussian process framework for pervasive estimation of swimming velocity with body-worn IMU. *Electronics Letters*, 49(1), 44–46.
- Dadashi, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2014). Approaching on-line estimation of swimming instantaneous velocity using a wearable IMU. In *proceedings of the international symposium on 3D analysis of human movement* (pp. 176–179). Lausanne, Switzerland.
- Dadashi, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2015). A Bayesian approach for pervasive estimation of breaststroke velocity using a wearable IMU. *Pervasive and Mobile Computing*, 19, 37–46.
- Dadashi, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2016). Front-crawl stroke descriptors variability assessment for skill characterisation. *Journal of Sports Sciences*, 14(15), 1405–1412.
- Dadashi, F., Aminian, K., Crettenand, F., & Millet, G. P. (2013). Towards estimation of front-crawl energy expenditure using the Wearable Aquatic Movement Analysis System (WAMAS). In *proceedings of the international conference on Body Sensor Networks* (pp. 1–6). Cambridge, USA: IEEE.
- Dadashi, F., Arami, A., Crettenand, F., Millet, G. P., Komar, J., Seifert, L., & Aminian, K. (2013). A hidden Markov model of the breaststroke swimming temporal phases using wearable inertial measurement units. In *proceedings of the international conference on Body Sensor Networks* (pp. 1–6). Cambridge, USA: IEEE.
- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2012). Front-crawl instantaneous velocity estimation using a wearable inertial measurement unit. *Sensors*, 12(10), 12927–12939. doi:10.3390/s121012927

- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., Seifert, L., Komar, J., & Aminian, K. (2013). Automatic front-crawl temporal phase detection using adaptive filtering of inertial signals. *Journal of Sports Sciences*, *31*(11), 1251–1260.
- Dadashi, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2013b). Inertial measurement unit and biomechanical analysis of swimming: an update. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, *61*(3), 28–33.
- Daukantas, S., Marozas, V., & Lukosevicius, A. (2008). Inertial sensor for objective evaluation of swimmer performance. In *proceedings of the XIth international biennial Baltic electronics conference* (pp. 321–324). Tallinn, Estonia: University of Technology.
- Davey, N. P., & James, D. A. (2008). Swimming stroke analysis using multiple accelerometer devices and tethered systems. In F. K. Fuss, A. J. Subic, & S. Ujihashi (Eds.), *The impact of technology on sport II* (pp. 577–582). London, UK: Taylor & Francis Group.
- Davey, N. P., Anderson, M., & James, D. A. (2008). Validation trial of an accelerometer-based sensor platform for swimming. *Sports Technology*, *1*, 202–207.
- Davids, K., & Seifert, L. (2014). Functional Variability. In R. C. Eklund & G. Tenenbaum (Eds.), *Encyclopedia of sport and exercise psychology* (pp. 301–303). California, USA: Sage Publication Inc.
- Davids, K., & Glazier, P. (2010). Deconstructing neurobiological coordination: the role of the biomechanics-motor control nexus. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *38*(2), 86–90. doi:10.1097/JES.0b013e3181d4968b
- Davids, K., Button, C., & Bennett, S. J. (2008). *Dynamics of skill acquisition*. Champaign, USA: Human Kinetics.
- Davids, K., Araújo, D., Seifert, L., & Orth, D. (2015). Expert performance in sport: an ecological dynamics perspective. In J. Baker & D. Farrow (Eds.), *Handbook of sport expertise* (pp. 273–303). London, UK: Taylor & Francis.
- Davids, K., Araújo, D., Vilar, L., Renshaw, I., & Pinder, R. (2013). An ecological dynamics approach to skill acquisition: implications for development of talent in sport. *Talent Development & Excellence*, *5*(1), 21–34.
- Davids, K., Araújo, D., Hristovski, R., Passos, P., & Chow, J. Y. (2012). Ecological dynamics and motor learning design in sport. In N. J. Hodges & A. M. Williams (Eds.), *Skill acquisition in sport. Research, theory and practice (2nd Edition)* (pp. 112–130). New York, USA: Routledge.
- Davids, K., Renshaw, I., Pinder, R., Greenwood, D., & Barris, S. (2015). The role of psychology in enhancing skill acquisition and expertise in high performance programmes. In S. T. Cotterill, G. Breslin, & N. Weston (Eds.), *Applied sport and exercise psychology: practitioner case studies*. London, UK: Wiley-Blackwell.
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R. M. (2003). Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Medicine*, *33*(4), 245–260.
- Davids, K., Hristovski, R., Araújo, D., Balagué Serre, N., Button, C., & Passos, P. (2013). *Complex systems in sport*. London, UK: Routledge.
- de Jesus, K., de Jesus, K., Figueiredo, P., Vilas-Boas, J. P., Fernandes, R. J., & Machado, L. J. (2015). Reconstruction accuracy assessment of surface and underwater 3D motion analysis: a new approach. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, *2015*, 269264. doi:10.1155/2015/269264
- de Jesus, K., Sanders, R., de Jesus, K., Ribeiro, J., Figueiredo, P., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2016). The effect of intensity on 3-dimensional kinematics and coordination in front-crawl swimming. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11*(6), 768–775. doi:10.1123/ijsp.2015-0465

- de Magalhaes, F. A., Vannozzi, G., Gatta, G., & Fantozzi, S. (2015). Wearable inertial sensors in swimming motion analysis: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 33(7), 732–745. doi:10.1080/02640414.2014.962574
- de Vries, W. H. K., Veeger, H. E. J., Baten, C. T. M., & van der Helm, F. C. T. (2009). Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait & Posture*, 29(4), 535–541. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.12.004
- Delignières, D., Nourrit, D., Sioud, R., Leroyer, P., Zattarab, M., & Micallef, J. P. (1998). Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill. *Human Movement Science*, 17(2), 221–241.
- Denny, M. W. (1993). *Air and water*. Princeton, USA: Princeton University Press.
- Deschodt, V. J., Arzac, L. M., & Rouard, A. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front-crawl swimming. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(3), 192–199.
- Diedrich, F. J., & Warren, W. H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21(1), 183–202. doi:10.1037/0096-1523.21.1.183
- Dominguez-Castells, R., & Arellano, R. (2012). Effect of different loads on stroke and coordination parameters during freestyle semi-tethered swimming. *Journal of Human Kinetics*, 32, 33–41. doi:10.2478/v10078-012-0021-9
- Donker, S. F., Beek, P. J., Wagenaar, R. C., & Mulder, T. (2001). Coordination between arm and leg movements during locomotion. *Journal of Motor Behavior*, 33(1), 86–102. doi:10.1080/00222890109601905

E

- Ebert, D., Rassler, B., & Hefter, H. (2000). Coordination between breathing and forearm movements during sinusoidal tracking. *European Journal of Applied Physiology*, 81(4), 288–296. doi:10.1007/s004210050045
- Edelman, G. M., & Gally, J. A. (2001). Degeneracy and complexity in biological systems. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 98(24), 13763–13768. doi:10.1073/pnas.231499798
- Elipot, M., Hellard, P., Taiar, R., Boissière, E., Rey, J. L., Lecat, S., & Houel, N. (2009). Analysis of swimmers' velocity during the underwater gliding motion following grab start. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1367–1370. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.032
- Enoka, R. M., Enoka, R. M., Stuart, D. G., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72(5), 1631–1648.
- Ericsson, K. A., Krampe, R. T., & Tesch-Römer, C. (1993). The role of deliberate practice in the acquisition of expert performance. *Psychological Review*, 100(3), 363–406.
- Espinosa, H. G., Nordsborg, N. B., & Thiel, D. V. (2015). Front crawl swimming analysis using accelerometers: a preliminary comparison between pool and flume. *Procedia Engineering*, 112, 497–501.

F

- Fajen, B. R., Riley, M. A., & Turvey, M. T. (2008). Information, affordances, and the control of action in sport. *International Journal of Sport Psychology*, 40, 79–107.
- Fantozzi, S., Giovanardi, A., Magalhães, F. A., Di Michele, R., Cortesi, M., & Gatta, G. (2016). Assessment of three-dimensional joint kinematics of the upper limb during simulated swimming using wearable inertial-magnetic measurement units. *Journal of Sports Sciences*, 34(11), 1073–1080. doi:10.1080/02640414.2015.1088659
- Favre, J., Jolles, B. M., Siegrist, O., & Aminian, K. (2006). Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electronics Letters*, 42(11), 612–614.

- Favre, J., Jolles, B. M., Aissaoui, R., & Aminian, K. (2008). Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics*, *41*(5), 1029–1035. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.12.003
- Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., & Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, *42*(14), 2330–2335. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.025
- Ferrari, A., Cutti, A. G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., & Davalli, A. (2010). First in vivo assessment of “Outwalk”: a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *48*(1), 1–15. doi:10.1007/s11517-009-0544-y
- Ferziger, J. H., & Perić, M. (2002). *Computational methods for fluid dynamics*. Berlin, Germany: Springer Verlag.
- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS Statistics*. Los Angeles, USA: SAGE.
- Figueiredo, P., Seifert, L., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2012). Individual profiles of spatio-temporal coordination in high intensity swimming. *Human Movement Science*, *31*, 1200–1212.
- Figueiredo, P., Zamparo, P., Sousa, A., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2011). An energy balance of the 200 m front crawl race. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(5), 767–777. doi:10.1007/s00421-010-1696-z
- Figueiredo, P., Morais, P., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2013). Changes in arm coordination and stroke parameters on transition through the lactate threshold. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *113*(8), 1957–1964. doi:10.1007/s00421-013-2617-8
- Fong, D. T.-P., & Chan, Y.-Y. (2010). The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review. *Sensors*, *10*(12), 11556–11565. doi:10.3390/s101211556
- Formosa, D. P., Sayers, M. G. L., & Burkett, B. (2014). Quantifying stroke coordination during the breathing action in front-crawl swimming using an instantaneous net drag force profile. *Journal of Sports Sciences*, *32*(18), 1729–1737. doi:10.1080/02640414.2014.915424
- Fritsch, F. N., & Carlson, R. E. (1980). Monotone piecewise cubic interpolation. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, *17*(2), 238–246. doi:10.1137/0717021
- Fuchs, A., & Jirsa, V. K. (2007). *Coordination: neural, behavioral and social dynamics*. Berlin, Germany: Springer Science & Business Media.
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., & Burkett, B. (2009a). Quantifying freestyle kick-count and kick-rate patterns in Paralympic swimming. *Journal of Sports Sciences*, *27*(13), 1455–1461.
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., & Burkett, B. (2009b). Validity and reliability of kick count and rate in freestyle using inertial sensor technology. *Journal of Sports Sciences*, *27*(10), 1051–1058.
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., & Burkett, B. (2011). Optimizing kick rate and amplitude for Paralympic swimmers via net force measures. *Journal of Sports Sciences*, *29*(4), 381–387.

G

- Gibson, J. J. (1979). *The ecological approach to visual perception*. Boston, USA: Houghton Mifflin.
- Glazier, P. S., & Davids, K. (2009a). Constraints on the complete optimization of human motion. *Sports Medicine*, *39*(1), 15–28.
- Glazier, P. S., & Davids, K. (2009b). On analysing and interpreting variability in motor output. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *12*(4), e2–3. doi:10.1016/j.jsams.2009.03.010

- Glazier, P. S., Wheat, J. S., Pease, D. L., & Bartlett, R. M. (2006). The interface of biomechanics and motor control. In K. Davids, S. J. Bennett, & K. M. Newell (Eds.), *Movement System Variability* (pp. 49–72). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Gobet, F. (2015). *Understanding expertise. A multi-disciplinary approach*. London, UK: Palgrave Macmillan.
- Gomes, L. E., & Loss, J. F. (2015). Effects of unsteady conditions on propulsion generated by the hand's motion in swimming: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 33(16), 1641–1648.
- González Hernández, M. A., Moreno López, A. I., Jarzabek, A. A., Perales Perales, J. M., Wu, Y., & Xiaoxiao, S. (2013). Design methodology for a quick and low-cost wind tunnel. In N. A. Ahmed (Ed.), *Wind tunnel designs and their diverse engineering applications* (pp. 3–28). Rijeka, Croatia: InTech.
- Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Vezos, N., Antoniou, P., & Mavromatis, G. (2008). Hand orientation in hand paddle swimming. *International Journal of Sports Medicine*, 29(5), 429–434. doi:10.1055/s-2007-965570
- Gourgoulis, V., Antoniou, P., Aggeloussis, N., Mavridis, G., Kasimatis, P., Vezos, N., et al. (2010). Kinematic characteristics of the stroke and orientation of the hand during front crawl resisted swimming. *Journal of Sports Sciences*, 28(11), 1165–1173.
- Gourgoulis, V., Boli, A., Aggeloussis, N., Toubekis, A., Antoniou, P., Kasimatis, P., et al. (2014). The effect of leg kick on sprint front crawl swimming. *Journal of Sports Sciences*, 32(3), 278–289. doi:10.1080/02640414.2013.823224
- Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Kasimatis, P., Vezos, N., Antoniou, P., & Mavromatis, G. (2009). The influence of hand paddles on the arm coordination in female front crawl swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3), 735–740. doi:10.1519/JSC.0b013e3181a07357
- Gustafsson, F. (2000). *Adaptive filtering and change detection*. New York, USA: John Wiley & Sons, LTD.

H

- Haddad, J. M., van Emmerik, R. E. A., Whittlesey, S. N., & Hamill, J. (2006). Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait & Posture*, 23, 429–434.
- Hafer, J. F., Freedman Silvernail, J., Hillstrom, H. J., & Boyer, K. A. (2015). Changes in coordination and its variability with an increase in running cadence. *Journal of Sports Sciences*, 34(15), 1388–1395. doi:10.1080/02640414.2015.1112021
- Hagem, R. M., Thiel, D. V., O'Keeffe, S., & Fickenscher, T. (2013). Real-time swimmers' feedback based on smart infrared (SSIR) optical wireless sensor. *Electronics Letters*, 49(5), 340–341.
- Haken, H. (1983). *Advanced synergetics: instability hierarchies of self-organizing systems and devices*. Berlin, Germany: Springer-Verlag.
- Haken, H., Kelso, J. A. S., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, 51(5), 347–356.
- Hamill, J., van Emmerik, R. E. A., Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical biomechanics*, 14(5), 297–308.
- Hamill, J., Haddad, J. M., & McDermott, W. J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 407–418.
- Hay, J. G. (1988). The status of research on biomechanics of swimming. In B. E. Ungerechts, K. Wilke, & K. Reischle (Eds.), *Swimming science V*. (pp. 3–14). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Hay, J. G. (2002). Cycle rate, length, and speed of progression in human locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, 18, 257–270.

- Hay, J. G., & Thayer, A. M. (1989). Flow visualization of competitive swimming techniques: the tufts method. *Journal of Biomechanics*, 22(1), 11–19.
- Hay, J. G. (1978). *The biomechanics of sports techniques*. Upper Saddle River, USA: Prentice Hall.
- Heiderscheit, B. C., Hamill, J., & van Emmerik, R. E. A. (1999). Q-angle influences on the variability of lower extremity coordination during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(9), 1313–1319.
- Hein, T., Schmeltzpfenning, T., Krauss, I., Maiwald, C., Horstmann, T., & Grau, S. (2012). Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. *Human Movement Science*, 31(3), 683–694. doi:10.1016/j.humov.2011.07.008
- Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J., & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 21(1), 110–114.
- Higgins, J. R. (1977). *Human movement: an integrated approach*. St. Louis, USA: Mosby.
- Hochstein, S., Pacholak, S., Brücker, C., & Blickhan, R. (2012). Experimental and numerical investigation of the unsteady flow around a human underwater undulating swimmer. In C. Tropea & H. Bleckmann (Eds.), *Nature-inspired fluid mechanics* (pp. 293–308). Berlin, Germany: Springer Verlag.
- Hochstein, S., & Blickhan, R. (2011). Vortex re-capturing and kinematics in human underwater undulatory swimming. *Human Movement Science*, 30(5), 998–1007. doi:10.1016/j.humov.2010.07.002
- Hoffmann, C. P., & Bardy, B. G. (2015). Dynamics of the locomotor-respiratory coupling at different frequencies. *Experimental Brain Research*, 233(5), 1551–1561. doi:10.1007/s00221-015-4229-5
- Hoffmann, C. P., Torregrosa, G., & Bardy, B. G. (2012). Sound stabilizes locomotor-respiratory coupling and reduces energy cost. *PLoS ONE*, 7(9), e45206. doi:10.1371/journal.pone.0045206
- Hollander, A. P., de Groot, G., van Ingen Schenau, G. J., Toussaint, H., de Best, H., Peeters, W., et al. (1986). Measurement of active drag during crawl arm stroke swimming. *Journal of Sports Sciences*, 4(1), 21–30.
- Hollander, A. P., de Groot, G., van Ingen Schenau, G. J., Kahman, R., & Toussaint, H. (1987). Contribution of the legs to propulsion in front crawl swimming. In *Swimming Science V* (pp. 17–29). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Holmer, I. (1978). Analysis of acceleration as a measure of swimming proficiency. In J. Terauds & E. W. Bedingfield (Eds.), *Swimming III* (pp. 118–124). Baltimore, USA: University Park Press.
- Holt, K. J., Jeng, S. F., RR, R. R., & Hamill, J. (1995). Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride velocity. *Journal of Motor Behavior*, 27(2), 164–178. doi:10.1080/00222895.1995.9941708
- Hoyt, D. F., & Taylor, C. R. (1981). Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature*, 292, 239–240.
- Hue, O., Benavente, H., & Chollet, D. (2003). The effect of wet suit use by triathletes: an analysis of the different phases of arm movement. *Journal of Sports Sciences*, 21(12), 1025–1030. doi:10.1080/0264041031000140419
- Huys, R., & Jirsa, V. K. (2010). *Nonlinear dynamics in human behavior*. Berlin, Germany: Springer Verlag.

I

- Ichikawa, H., Ohgi, Y., & Miyaji, C. (1998). Analysis of stroke of the freestyle swimming using an accelerometer. In K. L. Keskinen, P. V. Komi, & A. P. Hollander (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII* (pp. 159–164). Jyväskylä, Finland: University of Jyväskylä.
- Ichikawa, H., Ohgi, Y., Miyaji, C., & Nomura, T. (2003). Estimation of arm motion in front crawl swimming using accelerometer. In J.-C. Chatard (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming Science IX* (pp. 133–138). Saint Etienne, France: University of Saint Etienne.
- Irwin, G., & Kerwin, D. G. (2007). Inter-segmental coordination in progressions for the longswing on high bar. *Sports Biomechanics*, 6(2), 131–144. doi:10.1080/14763140701323117

J

- Jacobs, D. M., & Michaels, C. F. (2007). Direct learning. *Ecological Psychology*, 19(4), 321–349. doi:10.1080/10407410701432337
- James, D. A., Davey, N. P., & Rice, T. (2004). An accelerometer based sensor platform for insitu elite athlete performance analysis. In H. T. Nagle (Ed.), *proceedings of IEEE sensors conference* (pp. 1373–1376). Vienna, Austria: IEEE.
- James, D. A., Leadbetter, R. I., Neeli, M. R., Burkett, B. J., Thiel, D. V., & Lee, J. B. (2011). An integrated swimming monitoring system for the biomechanical analysis of swimming stroke. *Sports Technology*, 4(3), 141–150.
- Jantzen, K. J., Oullier, O., & Scott Kelso, J. A. (2008). Neuroimaging coordination dynamics in the sport sciences. *Methods*, 45(4), 325–335. doi:10.1016/j.ymeth.2008.06.001
- Jeka, J. J., & Kelso, J. A. S. (1989). The dynamic pattern approach to coordinated behavior: a tutorial review. In S. A. Wallace (Ed.), *Perspectives on the coordination of movement* (pp. 3–45). North Holland, Netherlands: Elsevier Science Publishers B. V.
- Jensen, U., Prade, F., & Eskofier, B. M. (2013). Classification of kinematic swimming data with emphasis on resource consumption. In *proceedings of the international conference on Body Sensor Networks* (pp. 1–5). Cambridge, USA: IEEE.
- Jonsson, P. R., van Duren, L. A., Amielh, M., Asmus, R., Aspden, R. J., Daunys, D., et al. (2006). Making water flow: a comparison of the hydrodynamic characteristics of 12 different benthic biological flumes. *Aquatic Ecology*, 40, 409–438.

K

- Kalman, R. E. (1960). A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Basic Engineering*, 82, 35–45.
- Kamata, E., Miwa, T., Matsuuchi, K., Shintami, H., & Nomura, T. (2006). Analysis of sculling propulsion mechanism using two-components particle image velocimetry. In J. P. Vilas-Boas, F. B. Alves, & A. Marques (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming X* (pp. 50–52). Porto, Portugal: University of Porto.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., & Brüggemann, G.-P. (2003). Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(6), 1009–1016. doi:10.1249/01.MSS.0000069337.49567.F0
- Kay, B. A., Kelso, J. A. S., Saltzman, E. L., & Schoner, G. (1987). Space–time behavior of single and bimanual rhythmical movements: data and limit cycle model. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 13(2), 178–192. doi:10.1037/0096-1523.13.2.178

- Kelso, J. A. S. (1994). Elementary coordination dynamics. In S. P. Swinnen, H. Heuer, J. Massion, & P. Casaer (Eds.), *Interlimb coordination: neural, dynamical, and cognitive constraints* (pp. 301–318). San Diego, USA: Academic Press.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior*. MIT Press.
- Kelso, J. A. S. (2009). Coordination dynamics. In R. A. Meyers (Ed.), *Encyclopedia of complexity and system science* (pp. 1537–1564). Heidelberg, Germany: Springer.
- Kelso, J. A. S. (2012). Multistability and metastability: understanding dynamic coordination in the brain. *Philosophical Transactions of the Royal Society B*, *367*, 906–918.
- Keskinen, K. L., & Komi, P. V. (1993). Stroking characteristics of front crawl swimming during exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, *9*(3), 219–226.
- Khoo, B. H., Lee, B. K. J., Arosha Senanayake, S. M. N., & Wilson, B. D. (2013). System for determining Within-stroke variations of Speed in Swimming (SWiSS). In *proceedings of the IEEE/ASME international conference on advanced intelligent mechatronics* (pp. 1927–1932). Singapore: Monash University.
- Kjendlie, P.-L., & Olstad, B. H. (2012). Automatic 3D motion capture of swimming: marker resistance. In W. Kohrt & S. Blair (Eds.), *proceedings of the 59th annual meeting of American College of Sports Medicine*. San Francisco, USA: Wolters Kluwer.
- Komar, J., Chow, J. Y., Chollet, D., & Seifert, L. (2015). Neurobiological degeneracy: supporting stability, flexibility and pluripotentiality in complex motor skill. *Acta Psychologica*, *154*, 26–35. doi:10.1016/j.actpsy.2014.11.002
- Komar, J., Leprêtre, P. M., Alberty, M., Vantorre, J., Fernandes, R. J., Hellard, P., et al. (2012). Effect of increasing energy cost on arm coordination in elite sprint swimmers. *Human Movement Science*, *31*(3), 620–629. doi:10.1016/j.humov.2011.07.011
- Kovacs, A. J., & Shea, C. H. (2011). The learning of 90° continuous relative phase with and without Lissajous feedback: external and internally generated bimanual coordination. *Acta Psychologica*, *136*(3), 311–320. doi:10.1016/j.actpsy.2010.12.004
- Kovacs, A. J., Buchanan, J. J., & Shea, C. H. (2008). Bimanual 1:1 with 90° continuous relative phase: difficult or easy! *Experimental Brain Research*, *193*(1), 129–136. doi:10.1007/s00221-008-1676-2
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. theoretical lines of convergence. *Advances in Psychology*, *1*, 3–47. doi:10.1016/S0166-4115(08)61936-6
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1982). On the control and co-ordination of naturally developing systems. In J. A. S. Kelso & J. E. Clark (Eds.), *The development of movement control and co-ordination* (pp. 5–78). London, UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Kugler, P. N., & Turvey, M. T. (1987). *Information, natural law, and the self-assembly of rhythmic movement*. New Jersey, USA: Lawrence Erlbaum Associates.
- Kundu, P. K., Cohen, I. M., & Dowling, D. R. (2012). *Fluid mechanics (2nd Edition)*. San Diego, USA: Academic Press.
- Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2002). Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, *35*(3), 369–374.
- Kwon, Y. H. (1999). A camera calibration algorithm for the underwater motion analysis. In R. H. Sanders, & B. J. Gibson (Eds.), *proceedings of the XVIIth International Symposium on Biomechanics in Sports (ISBS)* (pp. 257–260). Perth, Australia: Edith Cowan University.
- L**
- Lamb, P. F., & Stöckl, M. (2014). On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. *Clinical biomechanics*, *29*(5), 484–493. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.03.008

- Lauer, J., Figueiredo, P., Vilas-Boas, J. P., Fernandes, R. J., & Rouard, A. (2013). Phase-dependence of elbow muscle coactivation in front crawl swimming. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 820–825. doi:10.1016/j.jelekin.2013.02.004
- Lay, B. S., Sparrow, W. A., Hughes, K. M., & O'Dwyer, N. J. (2002). Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Human Movement Science*, 21(5-6), 807–830.
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P., Justham, L., Slawson, S. E., & West, A. (2010a). Development of a real time system for monitoring of swimming performance. *Procedia Engineering*, 2, 2707–2712.
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P., Justham, L., Slawson, S. E., & West, A. (2010b). Kalman filter design for application to an INS analysing swimmer performance. In B. Kleijn, & J. Larsen (Eds.), *proceedings of the XVIIIth European signal processing conference* (pp. 1723–1727). Aalborg, Denmark: Aalborg University.
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P., Justham, L., Slawson, S. E., & West, A. (2011). Embedded programming and real-time signal processing of swimming strokes. *Sports Engineering*, 14, 1–14.
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P., Justham, L., Slawson, S. E., Webster, J. M., & West, A. (2012). A multi-sensor system for monitoring the performance of elite swimmers. In M. S. Obaidat, G. A. Tsihrantzis, & J. Filipe (Eds.), *Communications in computer and information science* (pp. 350–362). Berlin, Germany: Springer Verlag.
- Leblanc, H., Seifert, L., & Chollet, D. (2009). Arm-leg coordination in recreational and competitive breaststroke swimmers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(3), 352–356. doi:10.1016/j.jsams.2008.01.001
- Lecoutere, J., & Puers, R. (2014). Wireless communication with miniaturized sensor devices in swimming. *Procedia Engineering*, 72, 398–403.
- Lee, J. B., Burkett, B. J., Thiel, D. V., & James, D. A. (2011). Inertial sensor, 3D and 2D assessment of stroke phases in freestyle swimming. *Procedia Engineering*, 13, 148–153.
- Lee, J. B., Leadbetter, R. I., Ohgi, Y., Thiel, D. V., Burkett, B. J., & James, D. A. (2011). Quantifying and assessing biomechanical differences in swim turn using wearable sensors. *Sports Technology*, 4, 128–133.
- Lerda, R., & Cardelli, C. (2003). Breathing and propelling in crawl as a function of skill and swim velocity. *International Journal of Sports Medicine*, 24(1), 75–80. doi:10.1055/s-2003-37195
- Lerda, R., Cardelli, C., & Chollet, D. (2001). Analysis of the interactions between breathing and arm actions in the front crawl. *Journal of Human Movement Studies*, 40, 129–144.
- Li, L., van den Bogert, E. C. H., Caldwell, G. E., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Human Movement Science*, 18(1), 67–85. doi:10.1016/S0167-9457(98)00034-7
- Luinge, H. J., & Veltink, P. H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(2), 273–282.
- Luyat, M., & Regia-Corte, T. (2009). Les affordances : de James Jerome Gibson aux formalisations récentes du concept. *L'année Psychologique*, 109(2), 297–332.

M

- Madgwick, S. O. H., Harrison, A. J. L., & Vaidyanathan, A. (2011). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE international conference on rehabilitation robotics, 2011*, 5975346. doi:10.1109/ICORR.2011.5975346
- Maglischo, C. W., Maglischo, E. W., Higgins, J. R., Hinrichs, R. N., Luedtke, D., Schleihauf, R. E., & Thayer, A. L. (1986). A biomechanical analysis of the 1984 U.S. Olympic swimming team: the distance freestylers. *Journal of Swimming Research*, 2(3), 12–16.

- Maglischo, C. W., Maglischo, E. W., Sharp, R. L., Zier, D. J., & Katz, A. (1984). Tethered and non tethered crawl swimming. In J. Terauds, K. Barthels, E. Kreighbaum, R. Mann, & J. Crakes (Eds.), *Sports Biomechanics* (Vol. 1, pp. 163–176). Del Mar: Academic Publisher.
- Maglischo, E. W. (1982). *Swimming faster*. Houston, USA: Mayfield Publishing Company.
- Maglischo, E. W. (2003). *Swimming fastest*. Champaign, USA: Human Kinetics.
- Marinho, D. A., Rouboa, A. I., Alves, F. B., Vilas-Boas, J. P., Machado, L., Reis, V. M., & Silva, A. J. (2009). Hydrodynamic analysis of different thumb positions in swimming. *Journal of Sports Sciences and Medicine*, 8(1), 58–66.
- Marinho, D. A., Rouboa, A. I., Barbosa, T. M., & Silva, A. J. (2010). Modelling swimming hydrodynamics to enhance performance. *The Open Sports Sciences Journal*, 3, 43–46.
- Marinho, D. A., Barbosa, T. M., Mantripragada, N., Vilas-Boas, J. P., Rouard, A., Mantha, V., et al. (2010). The gliding phase in swimming: the effect of water depth. In P.-L. Kjendlie, R. K. Stallman, & J. Cabri (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 122–124). Oslo, Norway: Norwegian School of Sport Sciences.
- Marinho, D. A., Barbosa, T. M., Reis, V. M., Kjendlie, P.-L., Alves, F. B., Vilas-Boas, J. P., et al. (2010). Swimming propulsion forces are enhanced by a small finger spread. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(1), 87–92.
- Mason, B. R., & Formosa, D. P. (2011). Competition analysis. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.), *World book of swimming: from science to performance* (pp. 411–424). New York, USA: Nova Science Publishers, Inc.
- Mason, P. H. (2010). Degeneracy at multiple levels of complexity. *Biological Theory*, 5(3), 277–288.
- Mason, P. H., Domínguez D, J. F., Winter, B., & Grignolio, A. (2015). Hidden in plain view: degeneracy in complex systems. *Bio Systems*, 128, 1–8. doi:10.1016/j.biosystems.2014.12.003
- Mason, P. H. (2015). Degeneracy: Demystifying and destigmatizing a core concept in systems biology. *Complexity*, 20(3), 12–21.
- Massey, B. S., & Ward-Smith, J. (2006). *Mechanics of fluids (8th Edition)*. Boca Raton, USA: CRC Press.
- Matsuuchi, K., Miwa, T., Nomura, T., Sakakibara, J., Shintani, H., & Ungerechts, B. E. (2009). Unsteady flow field around a human hand and propulsive force in swimming. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 42–47. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.009
- McDermott, W. J., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2003). Running training and adaptive strategies of locomotor-respiratory coordination. *European Journal of Applied Physiology*, 89(5), 435–444. doi:10.1007/s00421-003-0831-5
- Merayo, J., Brauer, P., Primdahl, F., Petersen, J. R., & Nielsen, O. V. (2000). Scalar calibration of vector magnetometers. *Measurement Science and Technology*, 11(2), 120–132.
- Miller, R. H., Chang, R., Baird, J. L., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2010). Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, 43(13), 2554–2560. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.05.014
- Miller, R. H., Meardon, S. A., Derrick, T. R., & Gillette, J. C. (2008). Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 262–270.
- Millet, G. P., Chollet, D., Chaliès, S., & Chatard, J.-C. (2002). Coordination in front crawl in elite triathletes and elite swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 23, 99–104.

- Mills, P. M., Morrison, S., Lloyd, D. G., & Barrett, R. S. (2007). Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion. *Journal of Biomechanics*, *40*(7), 1504–1511. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.06.017
- Minetti, A. E., Machtsiras, G., & Masters, J. C. (2009). The optimum finger spacing in human swimming. *Journal of Biomechanics*, *42*(13), 2188–2190. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.012
- Miyashita, M. (1975). Arm action in the crawl stroke. In J. Lewillie & J. P. Clarys (Eds.), *Swimming II* (pp. 167–173). Baltimore, USA: University Park Press.
- Mokhtarinia, H. R., Sanjari, M. A., Chehrerazi, M., Kahrizi, S., & Parnianpour, M. (2016). Trunk coordination in healthy and chronic nonspecific low back pain subjects during repetitive flexion-extension tasks: effects of movement asymmetry, velocity and load. *Human Movement Science*, *45*, 182–192. doi:10.1016/j.humov.2015.11.007
- Monnet, T., Samson, M., Bernard, A., David, L., & Lacouture, P. (2014). Measurement of three dimensional hand kinematics during swimming with a motion capture system: a feasibility study. *Sports Engineering*, *17*(3), 171–181.
- Monteil, K. M. (1992). Analyse biomécanique du nageur de crawl lors d'un test conduisant à épuisement: études des paramètres cinématiques, cinétiques et électromyographiques. [Biomechanical analysis of front crawl swimmer during exhausting test: study about kinematic, kinetic and electromyographic parameters]. Unpublished PhD Thesis, University Claude Bernard Lyon I, Lyon, France.
- Monteil, K. M., Rouard, A., Dufour, A. B., Cappaert, J., & Troup, J. P. (1996). Front crawl stroke phases: discriminating kinematic and kinetic parameters. In J. P. Troup, A. P. Hollander, D. Strasse, S. W. Trappe, J. Cappaert, & T. A. Trappe (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VII* (pp. 40–47). London, UK: Taylor & Francis.
- Monteil, K. M., Rouard, A., & Troup, J. P. (1994). Etude des paramètres cinétiques du nageur de crawl au cours d'un exercice maximal dans un flume. *Revue EPS*, *33*, 57–68.
- Mooney, R., Corley, G., Godfrey, A., Osborough, C., Quinlan, L. R., & ÓLaighin, G. (2015). Application of video-based methods for competitive swimming analysis: a systematic review. *Sports and Exercise Medicine Open Journal*, *1*(5), 133–150.
- Mooney, R., Corley, G., Godfrey, A., Quinlan, L. R., & ÓLaighin, G. (2015). Inertial sensor technology for elite swimming performance analysis: a systematic review. *Sensors*, *16*(1). doi:10.3390/s16010018
- Morouço, P., Keskinen, K. L., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2011). Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *Journal of Applied Biomechanics*, *27*(2), 161–169.
- Mujika, I., Busso, T., Lacoste, L., Barale, F., Geysant, A., & Chatard, J.-C. (1996). Modeled responses to training and taper in competitive swimmers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *28*(2), 251–258.
- Mullineaux, D. R., Bartlett, R. M., & Bennett, S. J. (2001). Research design and statistics in biomechanics and motor control. *Journal of Sports Sciences*, *19*(10), 739–760. doi:10.1080/026404101317015410

N

- Naemi, R., Easson, W. J., & Sanders, R. H. (2010). Hydrodynamic glide efficiency in swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(4), 444–451. doi:10.1016/j.jsams.2009.04.009
- Nakashima, M., Maeda, T., Miwa, T., & Ichikawa, H. (2012). Optimizing simulation of the arm stroke in crawl swimming considering muscle strength characteristics of athlete swimmers. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, *7*(2), 102–117.

- Nakashima, M., Ohgi, Y., Akiyama, E., & Kazami, N. (2010). Development of a swimming motion display system for athlete swimmers' training using a wristwatch-style acceleration and gyroscopic sensor device. *Procedia Engineering*, 2, 3035–3040.
- Needham, R., Naemi, R., & Chockalingam, N. (2014). Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. *Journal of Biomechanics*, 47(5), 1020–1026. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.12.032
- Newell, K. M. (1985). Coordination, control and skill. In D. Goodman, R. B. Wilberg, & I. M. Franks (Eds.), *Differing perspectives in motor learning, memory, and control* (pp. 295–317). North-Holland, Netherlands: Elsevier Science Publishers B.V.
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: aspects of coordination and control* (pp. 341–360). Boston, USA: Martinus Nijhoff Publishers.
- Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*, 42(1), 213–237. doi:10.1146/annurev.ps.42.020191.001241
- Newell, K. M., & Slifkin, A. B. (1998). The nature of movement variability. In J. P. Piek (Ed.), *Motor behavior and human skill: a multidisciplinary approach* (pp. 143–160). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Newell, K. M., Deutsch, K. M., Sosnoff, J. J., & Mayer-Kress, G. (2006). Variability in motor output as noise: a default and erroneous proposition? In K. Davids, S. J. Bennett, & K. M. Newell (Eds.), *Movement system variability* (pp. 3–23). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Newell, K. M., Kugler, P. N., van Emmerik, R. E. A., & McDonald, P. V. (1989). Search strategies and the acquisition of coordination. In S. A. Wallace (Ed.), *Perspectives on the coordination of movement* (pp. 85–122). North-Holland, Netherlands: Elsevier Science Publishers B. V. doi:10.1016/S0166-4115(08)60019-9
- Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). *Variability and motor control*. Champaign, USA: Human Kinetics.
- Nikodelis, T., Kollias, I., & Hatzitaki, V. (2005). Bilateral inter-arm coordination in freestyle swimming: effect of skill level and swimming speed. *Journal of Sports Sciences*, 23(7), 737–745. doi:10.1080/02640410400021955
- Nourrit, D., Delignières, D., Caillou, N., Deschamps, T., & Lauriot, B. (2003). On discontinuities in motor learning: a longitudinal study of complex skill acquisition on a ski-simulator. *Journal of Motor Behavior*, 35(2), 151–170. doi:10.1080/00222890309602130
- Novais, M. L., Silva, A. J., Mantha, V. R., Ramos, R. J., Rouboa, A. I., Vilas-Boas, J. P., et al. (2012). The effect of depth on drag during the streamlined glide: a three-dimensional CFD analysis. *Journal of Human Kinetics*, 33, 55–62. doi:10.2478/v10078-012-0044-2
- O**
- O'Donovan, K. J., Kamnik, R., O'Keefe, D. T., & Lyons, G. M. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of Biomechanics*, 40(12), 2604–2611. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.12.010
- O'Halloran, J., Hamill, J., McDermott, W. J., Remelius, J. G., & van Emmerik, R. E. A. (2012). Locomotor-respiratory coupling patterns and oxygen consumption during walking above and below preferred stride frequency. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 112(3), 929–940. doi:10.1007/s00421-011-2040-y
- Ohgi, Y. (2002). Microcomputer-based acceleration sensor device for sports biomechanics - stroke evaluation by using swimmer's wrist acceleration. In *proceedings of the international conference on Body Sensor Networks* (pp. 699–704). Orlando, USA: IEEE.

- Ohgi, Y., & Ichikawa, H. (2003). Fatigue evaluation by using microcomputer-based acceleration data logger for swimming research. In J.-C. Chatard (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming science IX* (pp. 463–468). Saint Etienne, France: University of Saint Etienne.
- Ohgi, Y., Ichikawa, H., Homma, M., & Miyaji, C. (2003). Stroke phase discrimination in breaststroke swimming using a tri-axial acceleration sensor device. *Sports Engineering*, 6, 113–123.
- Ohgi, Y., Kaneda, K., & Takakura, A. (2014). Sensor data mining on the kinematical characteristics of the competitive swimming. *Procedia Engineering*, 72, 829–834.
- Ohgi, Y., Yasumura, M., Ichikawa, H., & Miyaji, C. (2000). Analysis of stroke technique using acceleration sensor IC in freestyle swimming. *Engineering of Sports*, 7, 503–511.
- Olstad, B. H., Zinner, C., Haakonsen, D., Cabri, J., & Kjendlie, P.-L. (2012). 3D automatic motion tracking in water for measuring intra cyclic velocity variations in breaststroke swimming. In R. Meeusen, J. Duchateau, B. Roelands, M. Klass, B. De Geus, S. Baudry, & E. Tsolakidis (Eds.) *proceedings of the XVIIth annual congress of the European College of Sport Science (ECSS)* (pp. 22–22). Bruges, Belgium: University of Brussels.
- Osborough, C., Daly, D. J., & Payton, C. J. (2015). Effect of swim speed on leg-to-arm coordination in unilateral arm amputee front crawl swimmers. *Journal of Sports Sciences*, 33(14), 1523–1531. doi:10.1080/02640414.2014.996181
- Osborough, C., Payton, C. J., & Daly, D. J. (2010). Influence of swimming speed on inter-arm coordination in competitive unilateral arm amputee front crawl swimmers. *Human Movement Science*, 29(6), 921–931. doi:10.1016/j.humov.2010.05.009
- Oudejans, R. R., Michaels, C. F., Bakker, F. C., & Dolné, M. A. (1996). The relevance of action in perceiving affordances: perception of catchableness of fly balls. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22(4), 879–891.
- ## P
- Palut, Y., & Zanone, P.-G. (2005). A dynamical analysis of tennis: concepts and data. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1021–1032. doi:10.1080/02640410400021682
- Pansiot, J., Lo, B., & Guang-Zhong, Y. (2010). Swimming stroke kinematic analysis with BSN. In *proceedings of the international conference on Body Sensor Networks* (pp. 153–158). Singapore: IEEE.
- Payton, C. J., & Bartlett, R. M. (1995). Estimating propulsive forces in swimming from three-dimensional kinematic data. *Journal of Sports Sciences*, 13(6), 447–454. doi:10.1080/02640419508732261
- Pelayo, P., Maillard, D., Rozier, D., & Chollet, D. (1999). *Natation au collège et au lycée*. Paris, France: Editions Revue EPS.
- Pelayo, P., Mujika, I., Sidney, M., & Chatard, J.-C. (1996). Blood lactate recovery measurements, training, and performance during a 23-week period of competitive swimming. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(1-2), 107–113.
- Pelayo, P., Alberty, M., Sidney, M., Potdevin, F., & Dekerle, J. (2007). Aerobic potential, stroke parameters, and coordination in swimming front-crawl performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2(4), 347–359.
- Pendergast, D. R., Mollendorf, J. C., Zamparo, P., Termin, A. C., Bushnell, D., & Paschke, D. (2005). The influence of drag on human locomotion in water. *Journal of the Undersea and Hyperbaric Medical Society*, 32(1), 45–57.
- Pendergast, D. R., Zamparo, P., di Prampero, P. E., Capelli, C., Cerretelli, P., Termin, A. C., et al. (2003). Energy balance of human locomotion in water. *European Journal of Applied Physiology*, 90(3-4), 377–386. doi:10.1007/s00421-003-0919-y

- Peper, C. E., Beek, P. J., & van Wieringen, P. C. W. (1995). Multifrequency coordination in bimanual tapping: asymmetrical coupling and signs of supercriticality. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, *21*(5), 1117–1138. doi:10.1037/0096-1523.21.5.1117
- Persyn, U., Daly, D. J., Vervaecke, H., Van Tilborgh, L., & Verhetsel, H. (1983). Profiles of competitors using different patterns in front crawl events. In A. P. Hollander, P. A. Huijing, & G. de Groot (Eds.), *Swimming science IV* (pp. 323–328). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Persyn, U., Daly, D. J., Thewissen, M., & Vervaecke, H. (1976). The synchronisation problem in swimming evaluation. *Hermès (Leuven)*, *10*(5), 409–431.
- Peters, B. T., Haddad, J. M., Heiderscheit, B. C., van Emmerik, R. E. A., & Hamill, J. (2003). Limitations in the use and interpretation of continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, *36*(2), 271–274.
- Phillips, E., Davids, K., Renshaw, I., & Portus, M. (2010). Expert performance in sport and the dynamics of talent development. *Sports Medicine*, *40*(4), 271–283. doi:10.2165/11319430-000000000-00000
- Pinder, R. A., Renshaw, I., & Davids, K. (2009). Information-movement coupling in developing cricketers under changing ecological practice constraints. *Human Movement Science*, *28*(4), 468–479. doi:10.1016/j.humov.2009.02.003
- Pinder, R. A., Davids, K., Renshaw, I., & Araújo, D. (2011). Representative learning design and functionality of research and practice in sport. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, *33*(1), 146–155.
- Polk, J. D., Spencer-Smith, J., DiBerardino, L., Ellis, D., Downen, M., & Rosengren, K. S. (2008). Quantifying variability in phase portraits: application to gait ontogeny. *Infant Behavior and Development*, *31*(2), 302–306. doi:10.1016/j.infbeh.2007.10.005
- Potdevin, F., Bril, B., Sidney, M., & Pelayo, P. (2006). Stroke frequency and arm coordination in front crawl swimming. *International Journal of Sports Medicine*, *27*(3), 193–198. doi:10.1055/s-2005-837545
- Potdevin, F., Delignières, D., Dekerle, J., Alberty, M., Sidney, M., & Pelayo, P. (2003). Does stroke rate determine swimming velocity values and coordination? In J.-C. Chatard (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming science IX* (pp. 163–167). Saint Etienne, France: University of Saint Etienne.
- Price, C. J., & Friston, K. J. (2002). Degeneracy and cognitive anatomy. *Trends in Cognitive Sciences*, *6*(10), 416–421.
- Psycharakis, S. G. (2011). A longitudinal analysis on the validity and reliability of ratings of perceived exertion for elite swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(2), 420–426. doi:10.1519/JSC.0b013e3181bfff58c
- Psycharakis, S. G., & Sanders, R. H. (2008). Shoulder and hip roll changes during 200-m front crawl swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *40*(12), 2129–2136. doi:10.1249/MSS.0b013e31818160bc
- Puel, F., Seifert, L., & Hellard, P. (2014). Validation of an inertial measurement unit for the determination of the longitudinal speed of a swimmer. In B. R. Mason (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming XII* (pp. 484–489). Canberra, Australia: Australian Institute of Sport.

R

- Raffalt, P. C., Alkjær, T., & Simonsen, E. B. (2015). Intra- and inter-subject variation in lower limb coordination during countermovement jumps in children and adults. *Human Movement Science*, *46*, 63–77. doi:10.1016/j.humov.2015.12.004
- Raffel, M., Willert, C., & Kompenhans, J. (1998). *Particle image velocimetry: a practical guide*. Berlin, Germany: Springer-Verlag.

- Rein, R. (2012). Measurement methods to analyze changes in coordination during motor learning from a non-linear perspective. *The Open Sports Sciences Journal*, 5(1), 36–48.
- Ribeiro, J., Figueiredo, P., Morais, S., Alves, F. B., Toussaint, H., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2016). Biomechanics, energetics and coordination during extreme swimming intensity: effect of performance level. *Journal of Sports Sciences*, 1–8. doi:10.1080/02640414.2016.1227079
- Ribeiro, J., Morais, S., Figueiredo, P., de Jesus, K., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2014). Effect of fatigue in spatiotemporal parameters during 100 m front-crawl event monitored through 3D dual-media automatic tracking. In B. R. Mason (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming XII* (pp. 218–222). Canberra, Australia: Australian Institute of Sport.
- Rietveld, E., & Kiverstein, J. (2014). A rich landscape of affordances. *Ecological Psychology*, 26, 325–352.
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics (2nd Edition)*. Champaign, USA: Human Kinetics.
- Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10(4), 172–176.
- Rouard, A. (1987). Evolution mécanique du crawl: évolution des paramètres cinématiques et électromyographiques avec la vitesse. [Mechanics of front crawl: dynamics of kinematical and electromyographical parameters with speed increase]. Unpublished PhD Thesis, University of Grenoble, Grenoble, France.
- Rouard, A. (2011). Biomechanical evaluation of freestyle swimming. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.), *World book of swimming, from science to performance* (pp. 69–118). New York, USA: Nova Science Publishers, Inc.
- Ruiz-Teba, A., Arellano, R., & Lopez, G. (2015). Technical and physiological responses of swimming crawl- stroke using hand paddles, fins and snorkel in swimming flume: a pilot study. In *proceedings of the XXXIIIrd International Symposium on Biomechanics in Sports (ISBS)* (pp. 1183–1186). Poitiers, France: University of Poitiers.

S

- Sabatini, A. M. (2011). Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors*, 11(2), 1489–1525. doi:10.3390/s110201489
- Sanders, R., Psycharakis, S. G., McCabe, C., Naemi, R., Connaboy, C., Li, S., et al. (2006). Analysis of swimming technique: state of the art: applications and implications. In J. P. Vilas-Boas, F. B. Alves, & A. Marques (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming X* (pp. 20–24). Porto, Portugal: University of Porto.
- Sato, Y., & Hino, T. (2010). CFD simulation of flows around a swimmer in a prone glide position. *Japanese Journal of Sciences in Swimming and Water Exercise*, 13(1), 1–9.
- Sato, Y., & Hino, T. (2013). A computational fluid dynamics analysis of hydrodynamic force acting on a swimmer's hand in a swimming competition. *Journal of Sports Sciences and Medicine*, 12(4), 679–689.
- Schiefer, C., Ellegast, R. P., Hermanns, I., Kraus, T., Ochsmann, E., Larue, C., & Plamondon, A. (2014). Optimization of inertial sensor-based motion capturing for magnetically distorted field applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(12), 121008. doi:10.1115/1.4028822
- Schleihauf, R. E. (1978). Hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In J. Teraud & E. W. Bedingfield (Eds.), *Swimming III* (pp. 70–109). Baltimore, USA: University Park Press.

- Schleihauf, R. E., Gray, L., & DeRose, J. (1983). Three-dimensional analysis of hand propulsion in the sprint front crawl stroke. In A. P. Hollander, P. A. Huijing, & G. de Groot (Eds.), *Swimming science IV* (pp. 173–183). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Schnitzler, C., Seifert, L., Chollet, D., & Toussaint, H. (2014). Effect of aerobic training on inter-arm coordination in highly trained swimmers. *Human Movement Science*, *33*, 43–53. doi:10.1016/j.humov.2013.12.004
- Schnitzler, C., Brazier, T., Button, C., Seifert, L., & Chollet, D. (2011). Effect of velocity and added resistance on selected coordination and force parameters in front crawl. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(10), 2681–2690.
- Schnitzler, C., Seifert, L., Alberty, M., & Chollet, D. (2010). Hip velocity and arm coordination in front crawl swimming. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(12), 875–881. doi:10.1055/s-0030-1265149
- Scholz, J. P., Kelso, J. A. S., & Schoner, G. (1987). Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: critical slowing down and switching time. *Physics Letters A*, *123*(8), 390–394.
- Schöner, G., & Kelso, J. A. S. (1988). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science*, *239*(4847), 1513–20.
- Schöner, G., Jiang, W. Y., & Kelso, J. A. S. (1990). A synergetic theory of quadrupedal gaits and gait transition. *Journal of Theoretical Biology*, *142*(3), 359–391.
- Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors*, *14*(4), 6891–6909. doi:10.3390/s140406891
- Seifert, L., Chehensse, A., Tourny-Chollet, C., Lemaitre, F., & Chollet, D. (2008). Effect of breathing pattern on arm coordination symmetry in front crawl. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(5), 1670–1676. doi:10.1519/JSC.0b013e318182029d
- Seifert, L., & Chollet, D. (2008). Inter-limb co-ordination and constraints in swimming: a review. In N. P. Beaulieu (Ed.), *Physical activity and children: new research* (pp. 65–93). New York, USA: Nova Science Publishers, Inc.
- Seifert, L., & Chollet, D. (2009). Modelling spatial-temporal and coordinative parameters in swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *12*(4), 495–499. doi:10.1016/j.jsams.2008.03.002
- Seifert, L., Button, C., & Davids, K. (2013). Key properties of expert movement systems in sport. *Sports Medicine*, *43*(3), 167–178. doi:10.1007/s40279-012-0011-z
- Seifert, L., Button, C., & Brazier, T. (2010). Interacting constraints and inter-limb co-ordination in swimming. In I. Renshaw, K. Davids, & G. J. P. Savelsbergh (Eds.), *Motor learning in practice: a constraints-led approach* (pp. 83–98). London, UK: Routledge.
- Seifert, L., Schnitzler, C., Komar, J., Dovgalecs, V., & Button, C. (2014). How competitive swimmers adapt their inter-limb coordination to drag perturbation. In B. R. Mason (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming XII* (pp. 230–235). Canberra, Australia: Australian Institute of Sport.
- Seifert, L., Delignières, D., Boulesteix, L., & Chollet, D. (2007). Effect of expertise on butterfly stroke coordination. *Journal of Sports Sciences*, *25*(2), 131–141. doi:10.1080/02640410600598471
- Seifert, L., Chollet, D., & Rouard, A. (2007). Swimming constraints and arm coordination. *Human Movement Science*, *26*, 68–86.
- Seifert, L., Chollet, D., & Bardy, B. G. (2004). Effect of swimming velocity on arm coordination in the front crawl: a dynamic analysis. *Journal of Sports Sciences*, *22*(7), 651–660. doi:10.1080/02640410310001655787
- Seifert, L., Chollet, D., & Allard, P. (2005). Arm coordination symmetry and breathing effect in front crawl. *Human Movement Science*, *24*(2), 234–256. doi:10.1016/j.humov.2005.05.003

- Seifert, L., Leblanc, H., Héroult, R., Komar, J., Button, C., & Chollet, D. (2011). Inter-individual variability in the upper-lower limb breaststroke coordination. *Human Movement Science, 30*(3), 550–565. doi:10.1016/j.humov.2010.12.003
- Seifert, L., Komar, J., Crettenand, F., Dadashi, F., Aminian, K., & Millet, G. P. (2014). Inter-limb coordination and energy cost in swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport, 17*(4), 439–444. doi:10.1016/j.jsams.2013.07.003
- Seifert, L., Komar, J., Héroult, R., & Chollet, D. (2014). Using inertial measurement unit for coordination pattern detection and recognition in breaststroke. In B. R. Mason (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming XII* (pp. 235–242). Canberra, Australia: Australian Institute of Sport.
- Seifert, L., Vantorre, J., Lemaitre, F., Chollet, D., Toussaint, H., & Vilas-Boas, J. P. (2010). Different profiles of the aerial start phase in front crawl. *Journal of Strength and Conditioning Research, 24*(2), 507–516. doi:10.1519/JSC.0b013e3181c06a0e
- Seifert, L., Komar, J., Barbosa, T. M., Toussaint, H., Millet, G., & Davids, K. (2014). Coordination pattern variability provides functional adaptations to constraints in swimming performance. *Sports Medicine, 44*(10), 1333–1345. doi:10.1007/s40279-014-0210-x
- Seifert, L., Boulesteix, L., & Chollet, D. (2004). Effect of gender on the adaptation of arm coordination in front crawl. *International Journal of Sports Medicine, 25*(3), 217–223. doi:10.1055/s-2003-45253
- Seifert, L., Boulesteix, L., Carter, M., & Chollet, D. (2005). The spatial-temporal and coordinative structures in elite male 100-m front crawl swimmers. *International Journal of Sports Medicine, 26*(4), 286–293. doi:10.1055/s-2004-821010
- Seifert, L., Wattedled, L., Orth, D., L'Hermette, M., Boulanger, J., & Davids, K. (2016). Skill transfer specificity shapes perception and action under varying environmental constraints. *Human Movement Science, 48*, 132–141. doi:10.1016/j.humov.2016.05.004
- Seifert, L., L'Hermette, M., Komar, J., Orth, D., Mell, F., Merriaux, P., et al. (2014). Pattern recognition in cyclic and discrete skills performance from inertial measurement units. *Procedia Engineering, 72*, 196–201.
- Seifert, L., Barbosa, T. M., & Kjendlie, P.-L. (2010). Biophysical approach in swimming: gender effect. In S. A. Davies (Ed.), *Gender gap: causes, experiences and effects* (pp. 59–80). New York, USA: Nova Science Publishers, Inc.
- Seifert, L., Schnitzler, C., Bideault, G., Alberty, M., Chollet, D., & Toussaint, H. (2015). Relationships between coordination, active drag and propelling efficiency in crawl. *Human Movement Science, 39*, 55–64.
- Serrien, D. J., & Swinnen, S. P. (1997). Coordination constraints induced by effector combination under isofrequency and multifrequency conditions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 23*(5), 1493–1510.
- Shannon, C. E. (1949). Communication in the presence of noise. *Proceedings of IRE, 37*, 10–21.
- Shaw, R., & Turvey, M. T. (1999). Ecological foundations of cognition: II. Degrees of freedom and conserved quantities in animal-environment system. *Journal of Consciousness Studies, 6*(11-12), 111–123.
- Siirtola, P., Laurinen, P., Röning, J., & Kinnunen, H. (2011). Efficient Accelerometer-Based Swimming Exercise Tracking. In *proceedings of the IEEE symposium on Computational Intelligence and Data Mining (CIDM)* (pp. 156–161). Paris, France: IEEE.
- Silva, A. J., Rouboa, A. I., Moreira, A., Reis, V. M., Alves, F. B., Vilas-Boas, J. P., & Marinho, D. A. (2008). Analysis of drafting effects in swimming using computational fluid dynamics. *Journal of Sports Sciences and Medicine, 7*(1), 60–66.

- Silvatti, A. P., Dias, F. A. S., Cerveri, P., & Barros, R. M. L. (2012). Comparison of different camera calibration approaches for underwater applications. *Journal of Biomechanics*, *45*(6), 1112–1116. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.01.004
- Silvatti, A. P., Cerveri, P., Telles, T., Dias, F. A. S., Baroni, G., & Barros, R. M. L. (2013). Quantitative underwater 3D motion analysis using submerged video cameras: accuracy analysis and trajectory reconstruction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *16*(11), 1240–1248.
- Slawson, S. E., Justham, L., West, A., Conway, P., Caine, M. P., & Harrison, R. (2008). Accelerometer profile recognition of swimming strokes. In M. Estivalet & P. Brisson (Eds.), *The engineering of sport 7* (pp. 81–87). Paris, France: Springer. doi:10.1007/978-2-287-99054-0_10
- Slawson, S. E., Justham, L., & Conway, P. (2012). Characterizing the swimming tumble turn using acceleration data. *Journal of Sports Engineering and Technology*, *226*, 3–15. doi:10.1177/1754337111428395
- Sparrow, W. A., Donovan, E., van Emmerik, R. E. A., & Barry, E. B. (1987). Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *Journal of Motor Behavior*, *19*(1), 115–129. doi:10.1080/00222895.1987.10735403
- Stamm, A., & Thiel, D. V. (2015). Investigating forward velocity and symmetry in freestyle swimming using inertial sensors. *Procedia Engineering*, (112), 522–527.
- Stamm, A., James, D. A., & Thiel, D. V. (2013). Velocity profiling using inertial sensors for freestyle swimming. *Sports Engineering*, *16*, 1–11.
- Stamm, A., James, D. A., Burkett, B., Hagem, R. M., & Thiel, D. V. (2013). Determining maximum push-off velocity in swimming using accelerometers. *Procedia Engineering*, *60*, 201–207.
- Stamm, A., James, D. A., Hagem, R. M., & Thiel, D. V. (2012). Investigating arm symmetry in swimming using inertial sensors. In *proceedings of the international conference on Body Sensor Networks* (pp. 1–4). Taipei, Taiwan: IEEE.
- Stamm, A., Thiel, D. V., Burkett, B., & James, D. A. (2011). Towards determining absolute velocity of freestyle swimming using 3-axis accelerometers. *Procedia Engineering*, *13*, 120–125.
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human Movement Science*, *30*(5), 869–888. doi:10.1016/j.humov.2011.06.002
- Stoffregen, T. A. (2003). Affordances as properties of the animal-environment system. *Ecological Psychology*, *15*(2), 115–134.
- ## T
- Takagi, H., & Wilson, B. D. (1998). Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming. In K. L. Keskinen, P. V. Komi, & A. P. Hollander (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII* (pp. 101–106). Jyväskylä, Finland: University of Jyväskylä.
- Takagi, H., Nakashima, M., Ozaki, T., & Matsuuchi, K. (2013). Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic hand and its flow field. *Journal of Biomechanics*, *46*(11), 1825–1832. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.05.006
- Takagi, H., Nakashima, M., Ozaki, T., & Matsuuchi, K. (2014). Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic arm and its flow field: application to the crawl stroke. *Journal of Biomechanics*, *47*(6), 1401–1408. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.046
- Takagi, H., Nakashima, M., Sato, Y., Matsuuchi, K., & Sanders, R. H. (2016). Numerical and experimental investigations of human swimming motions. *Journal of Sports Sciences*, *34*(16), 1564–1580. doi:10.1080/02640414.2015.1123284

- Takagi, H., Shimada, S., Miwa, T., Kudo, S., Sanders, R., & Matsuuchi, K. (2014). Unsteady hydrodynamic forces acting on a hand and its flow field during sculling motion. *Human Movement Science*, 38, 133–142. doi:10.1016/j.humov.2014.09.003
- Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2486–2494. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.07.016
- Tavernese, E., Paoloni, M., Mangone, M., Castelli, E., & Santilli, V. (2015). Coordination between pelvis and shoulder girdle during walking in bilateral cerebral palsy. *Clinical biomechanics*, 32, 142–149. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.11.020
- Telles, T., Barbosa, A. C., Campos, M. H., & Júnior, O. A. (2011). Effect of hand paddles and parachute on the index of coordination of competitive crawl-strokers. *Journal of Sports Sciences*, 29(4), 431–438.
- Temprado, J.-J., & Montagne, G. (2001). *Les coordinations perceptivo-motrices*. Armand Colin.
- Teulier, C., Nourrit, D., & Delignières, D. (2006). The evolution of oscillatory behavior during learning on a ski simulator. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(4), 464–475. doi:10.1080/02701367.2006.10599381
- Thewlis, D., Bishop, C., Daniell, N., & Paul, G. (2013). Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(1), 112–117.
- Toussaint, H. (2002). Biomechanics of propulsion and drag in front crawl swimming. In K. Gianikellis (Ed.), *proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports (ISBS)* (pp. 13–22). Cáceres: University of Extremadura.
- Toussaint, H., Hollander, A. P., van den Berg, C., & Vorontsov, A. (2000). Biomechanics of swimming. In W. E. Garrett & D. T. Kirkendall (Eds.), *Exercise and sport science* (pp. 639–660). Philadelphia, USA: Lippincott, Williams & Wilkins.
- Toussaint, H., & Truijens, M. J. (2005). Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Animal Biology*, 55(1), 17–40.
- Toussaint, H., & Beek, P. J. (1992). Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sports Medicine*, 13(1), 8–24.
- Toussaint, H., van den Berg, C., & Beek, W. J. (2002). “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(2), 314–319.
- Treffner, P. J., & Turvey, M. T. (1993). Resonance constraints on rhythmic movement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 19(6), 1221–1237. doi:10.1037/0096-1523.19.6.1221
- Turvey, M. T. (1992). Affordances and prospective control: an outline of the ontology. *Ecological Psychology*, 4(3), 173–187.
- Turvey, M. T. (2007). Action and perception at the level of synergies. *Human Movement Science*, 26(4), 657–697. doi:10.1016/j.humov.2007.04.002
- Turvey, M. T., & Shaw, R. (1999). Ecological foundations of cognition. I: symmetry and specificity of animal-environment systems. *Journal of Consciousness Studies*, 6(11), 95–110.

U

- Ungerechts, B. E., & Klauck, J. (2006). Consequences of unsteady flow effects for functional attribution of swimming strokes. *Portuguese Journal of Sport Sciences*, 6, 109–116.
- Ungerechts, B. E., & Arellano, R. (2011). Hydrodynamics in swimming. In L. Seifert, D. Chollet, & I. Mujika (Eds.), *World book of swimming: from science to performance* (pp. 21–41). New York, USA: Nova Science Publishers, Inc.

Ungerechts, B. E., Cesarini, D., Hamann, M., Ritter, Y., Weidner, S., Haldorn, T., & Hermann, T. (2016). Patterns of flow pressure due to hand-water-interaction of skilled breaststroke swimmers – a preliminary study. *Procedia Engineering*, *147*, 330–335.

V

- Vaday, M., & Nemessuri, N. (1971). Motor pattern of freestyle swimming. In J. Lewillie & J. P. Clarys (Eds.), *Swimming I* (pp. 167–173). Brussels, Belgium: Free University of Brussels.
- van der Kruk, E., Schwab, A. L., van der Helm, F. C. T., & Veeger, H. E. J. (2016). Getting the angles straight in speed skating: a validation study on an IMU filter design to measure the lean angle of the skate on the straights. *Procedia Engineering*, *147*, 590–595.
- van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, *29*(9), 1175–1184.
- Vannozzi, G., Donati, M., Gatta, G., & Cappozzo, A. (2010). Analysis of swim turning, underwater gliding and stroke resumption phases in top division swimmers using a wearable inertial sensor device. In P. L. Kjendlie, R. K. Stallman, & J. Cabri (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming XI* (pp. 178–180). Oslo, Norway: Norwegian School of Sport Sciences.
- Vantorre, J., Seifert, L., Fernandes, R. J., Vilas-Boas, J. P., & Chollet, D. (2010). Kinematical profiling of the front crawl start. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(1), 16–21. doi:10.1055/s-0029-1241208
- Varlet, M., & Richardson, M. J. (2011). Computation of continuous relative phase and modulation of frequency of human movement. *Journal of Biomechanics*, *44*(6), 1200–1204. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.02.001
- Vennell, R., Pease, D., & Wilson, B. (2006). Wave drag on human swimmers. *Journal of Biomechanics*, *39*(4), 664–671. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.01.023
- Vescovi, J. D., Falenchuk, O., & Wells, G. D. (2011). Blood lactate concentration and clearance in elite swimmers during competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *6*(1), 106–117.
- Vilas-Boas, J. P., Ramos, R. J., Fernandes, R. J., Silva, A. J., Rouboa, A. I., Machado, L., et al. (2015). Hydrodynamic analysis of different finger positions in swimming: a computational fluid dynamics approach. *Journal of Applied Biomechanics*, *31*(1), 48–55.
- von Holst, E. (1939). Die relative koordination als phänomen und als methode zentralnervöser funktionsanalyse. *Ergebnisse der Physiologie, biologischen Chemie und experimentellen Pharmakologie*, *42*(1), 228–306.
- von Holst, E. (1973). *The behavioural physiology of animals and man*. Coral Gables, USA: University of Miami Press.
- von Loebbecke, A., Mittal, R., Fish, F. E., & Mark, R. (2009). Propulsive efficiency of the underwater dolphin kick in humans. *Journal of Biomechanical Engineering*, *131*(5), 054504. doi:10.1115/1.3116150
- von Loebbecke, A., Mittal, R., Mark, R., & Hahn, J. (2009). A computational method for analysis of underwater dolphin kick hydrodynamics in human swimming. *Sports Biomechanics*, *8*(1), 60–77. doi:10.1080/14763140802629982
- Vorontsov, A., & Rumyantsev, V. A. (2000). Resistive forces in swimming. In V. M. Zatsiorsky (Ed.), *Biomechanics in sports: performance enhancement and injury prevention* (pp. 184–204). Oxford, UK: Blackwell Science.

W

Wagenaar, R. C., & van Emmerik, R. E. A. (2000). Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics*, *33*(7), 853–861.

- Wagenaar, R. C., & van Emmerik, R. E. A. (1994). Dynamics of pathological gait. *Human Movement Science*, 13(3-4), 441–471. doi:10.1016/0167-9457(94)90049-3
- Wannier, T., Bastiaanse, C., Colombo, G., & Dietz, V. (2001). Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. *Experimental Brain Research*, 141, 375–379.
- Warren, W. H. (1984). Perceiving affordances: visual guidance of stair climbing. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 10(5), 683–703.
- Warren, W. H. (2006). The dynamics of perception and action. *Psychological Review*, 113(2), 358–389. doi:10.1037/0033-295X.113.2.358
- Watkins, J., & Gordon, A. T. (1983). The effects of leg action on performance in the sprint front crawl stroke. In A. P. Hollander, P. A. Huijing, & G. de Groot (Eds.), *Swimming science IV* (pp. 310–314). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Wei, T., Mark, R., & Hutchison, S. (2014). The fluid dynamics of competitive swimming. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 46(1), 547–565. doi:10.1146/annurev-fluid-011212-140658
- Wheat, J. S., & Glazier, P. S. (2006). Measuring coordination and variability in coordination. In K. Davids, S. J. Bennett, & K. M. Newell (Eds.), *Movement system variability* (pp. 167–181). Champaign, USA: Human Kinetics.
- Wheat, J. S., Bartlett, R. M., & Milner, C. (2003). Continuous relative phase calculation: phase angle definition. *Journal of Sports Sciences*, 21(4), 253–254.
- Whitacre, J. M. (2010). Degeneracy: a link between evolvability, robustness and complexity in biological systems. *Theoretical Biology & Medical Modelling*, 7(6), 1–12. doi:10.1186/1742-4682-7-6
- Wiegand, K., Wuensch, D., & Jaehnig, W. (1975). The division of swimming strokes into phases, based upon kinematics parameters. In J. Lewillie & J. P. Clarys (Eds.), *Swimming II* (pp. 70–79). Baltimore, USA: University Park Press.
- Wilson, B. D., Takagi, H., & Pease, D. L. (1998). Technique comparison of pool and flume swimming. In K. L. Keskinen, P. V. Komi, & A. P. Hollander (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII* (pp. 181–184). Jyväskylä, Finland: University of Jyväskylä.
- Wilson, D. J., Smith, B. K., Gibson, J. K., Choe, B. K., Gaba, B. C., & Voelz, J. T. (1999). Accuracy of digitization using automated and manual methods. *Physical Therapy*, 79(6), 558–566.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Chichester, UK: John Wiley & Sons.
- Winter, E. M., Eston, R. G., & Lamb, K. L. (2001). Statistical analyses in the physiology of exercise and kinanthropometry. *Journal of Sports Sciences*, 19(10), 761–775. doi:10.1080/026404101317015429
- Withagen, R., de Poel, H. J., Araújo, D., & Pepping, G.-J. (2012). Affordances can invite behavior: reconsidering the relationship between affordances and agency. *New Ideas in Psychology*, 30, 250–258.
- Woyano, F., Lee, S., & Park, S. (2016). Evaluation and comparison of performance analysis of indoor inertial navigation system based on foot mounted IMU. In *proceedings of the XVIIIth International Conference on Advanced Communication Technology (ICACT)* (pp. 792–798). Pyeongchang, South Korea: IEEE.
- Y**
- Yanai, T. (2001). Rotational effect of buoyancy in frontcrawl: does it really cause the legs to sink? *Journal of Biomechanics*, 34(2), 235–243.
- Yanai, T. (2003). Stroke frequency in front crawl: its mechanical link to the fluid forces required in non-propulsive directions. *Journal of Biomechanics*, 36(1), 53–62. doi:10.1016/S0021-9290(02)00299-3

Yang, S., & Li, Q. (2012). Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: a systematic review. *Sensors*, *12*, 6102–6116.

Z

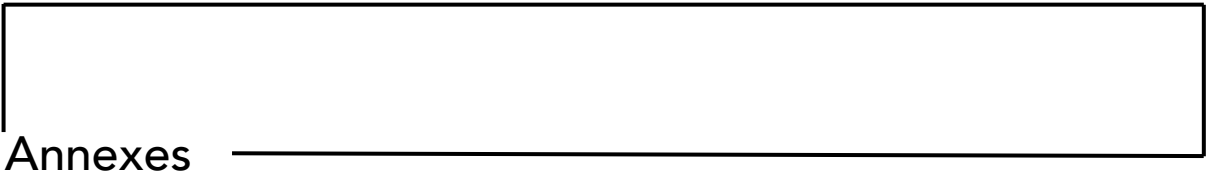
Zaidi, H., Taiar, R., Fohanno, S., & Polidori, G. (2008). Analysis of the effect of swimmer's head position on swimming performance using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics*, *41*(6), 1350–1358. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.005

Zaidi, H., Fohanno, S., Taiar, R., & Polidori, G. (2010). Turbulence model choice for the calculation of drag forces when using the CFD method. *Journal of Biomechanics*, *43*(3), 405–411. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.10.010

Zamparo, P., Pendergast, D. R., Termin, B., & Minetti, A. E. (2002). How fins affect the economy and efficiency of human swimming. *The Journal of Experimental Biology*, *205*, 2665–2676.

Zhu, R., & Zhou, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *12*(2), 295–302.

Zwirn, H. (2006). *Les systèmes complexes*. Paris, France: Odile Jacob.

Annexes 

Manuscript No: SPOA-D-16-00280R1

TITLE: Individual–environment interactions in swimming: The smallest unit for analysing the emergence of coordination dynamics in performance?

RUNNING HEAD: Individual–environment interactions in swimming

AUTHORS:

Brice Guignard^{1,2}, Annie Rouard², Didier Chollet¹, John Hart³, Keith Davids³, Ludovic Seifert¹

¹ Normandie Univ, UNIROUEN, Centre d’Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives (CETAPS), 76000 Rouen, France.

² Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité (LIBM), University Savoie Mont Blanc, 73376 Le Bourget du Lac Cedex, France.

³ Centre for Sports Engineering Research, Sheffield Hallam University, Room S001 Chestnut Court, Collegiate Crescent, Sheffield S10 2BP, UK.

Corresponding author:

B. Guignard

Normandie Univ, UNIROUEN, Centre d’Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives (CETAPS), 76000 Rouen, France. Tel: +33 235 14 67 92. e-mail: brice.guignard@univ-rouen.fr

Compliance with Ethical Standards

This project received the support of High Network of Research CPER–LMN ‘*Logistics, Mobility and Numerical data*’ 2016–2019 and European funding of FEDER XTerM (ID: XTerM 1880). The funders had no role in the study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.

Abstract

1
2
3 Displacement in competitive swimming is highly dependent on fluid characteristics,
4 since athletes use these properties to propel themselves. It is essential for sport
5 scientists and practitioners to clearly identify the *interactions* that emerge between
6 each individual swimmer and properties of an aquatic environment. Traditionally, the
7 two protagonists in these interactions have been studied separately. Determining the
8 impact of each swimmer's movements on fluid flow, and vice versa, is a major
9 challenge. Classic biomechanical research approaches have focused on swimmers'
10 actions, decomposing stroke characteristics for analysis, without exploring
11 perturbations to fluid flows. Conversely, fluid mechanics research has sought to
12 record fluid behaviours, isolated from the constraints of competitive swimming
13 environments (e.g. analyses in two-dimensions, fluid flows passively studied on
14 mannequins or robot effectors). With improvements in technology, however, recent
15 investigations have focused on the emergent circular couplings between swimmers'
16 movements and fluid dynamics. Here, we provide insights into concepts and tools that
17 can explain these on-going dynamical interactions in competitive swimming within
18 the theoretical framework of ecological dynamics.
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Key points

- Swimming movements are characterised by continuous interactions between individuals and the aquatic environment: water is essential to progression, yet it also acts as a brake on swimmers' displacement.
- Ecological dynamics is a theoretical framework that provides concepts and tools to investigate the continuous coupling of performers and the performance environment in swimming, providing an indivisible entity for analysis.
- Key ideas in ecological dynamics (constraints and affordances) are highlighted to help coaches to design representative practice contexts for athletes that simulate competitive performance environments in swimming.

1. Introduction

In swimming, complex multi-articular actions must be coordinated in an aquatic environment that highly constrains locomotion (water is 800 times denser than air [1]). Swimmers propel themselves forward by organising actions in an environment offering both support and resistance; hence, propulsion is created by applying forces to the water and negotiating its fluid properties like density and viscosity [2]. To investigate propulsion and, more broadly, human behaviours in aquatic locomotion, scientists have traditionally focused *separately* on biomechanical analyses of actions in swimmers (using kinematic, kinetic and EMG measures), or on fluid motion properties (with experimental or numerical flow visualisations). However, propulsion cannot be understood in terms of either swimmer movements or fluid motion in isolation because it always emerges from the *interactions* between an individual swimmer's behaviours and the fluid dynamics. Yet these person-environment interactions are rarely analysed, highlighting an ambiguity in our current understanding of human movements more generally. In swimming they prompt questions like: 'What is moved during swimming?' and 'Who moves what?'. Possible responses might be: 'The water' or 'The swimmer' is moved or even 'The swimmer moves the water' or 'The water moves the swimmer' [3]. Trying to understand a swimmer's locomotion, without considering the impacts on fluid motion, can be as pernicious for performance investigations as would be the study of 'optimal fluid motion' without taking into account the swimmer's movements [4].

Another important goal in competitive swimming research is to elucidate strategies that swimmers use to exploit fluid motion as it emerges throughout their progression in the water: 'We need to learn more about the way the water reacts when we swim' [5]. The functional, interactive relations between a performer and a performance environment have yet to be studied in aquatic environments, perhaps due to the lack of an appropriate theoretical framework for interpreting this relationship and its robustness/flexibility in ecological performance environments. In this paper, we discuss ecological dynamics as a theoretical framework for understanding the nature of the continuous interactions between a swimmer and an aquatic environment [6,7].

According to ecological dynamics, performer–environment relationships are the smallest, relevant unit of analysis for understanding coordination and control in human behaviour [8-10]. This multidimensional framework has been shaped by research in several fields, and the findings have been integrated to explain human behaviours in sport performance, with major contributions from the theory of constraints on dynamical systems [11-13], ecological psychology [14], and the complex systems approach in neurobiology [15-17]. In his theory of *direct perception*, Gibson [14] argued that animals (i.e. humans) perceive and act on substances (e.g. water), surfaces (e.g. swimming pool walls), places (e.g. a swimming pool), objects (e.g. fins) and events (e.g. an open-water competition) in the environment, without needing to integrate representations of the world to perceive it [8]. This theory suggests that perception guides an athlete's actions and, in turn, his/her actions shape on-going perceptions (i.e. leading to a coupling of perception and action to support performance behaviours [7]). While performing, athletes perceive information for *affordances* (opportunities for action), which are used to achieve task goals, leading to a tight, cyclical relationship between the information picked up in a performance environment and the organisation of action [14]. Indeed, the perception of information for affordances (functional properties of the

1 environment, specific to a performer's characteristics [18,19]) emerges as athletes
2 become attuned to a performance environment, which indicates how athletic skill and
3 expertise are enhanced in sport [20]. Affordances are predicated on the reciprocity of
4 perception and action [19] (i.e. affordances must be perceived, perception must guide
5 action, and actions are implicit in affordances [21]).

6 Behavioural transitions, and more broadly, the emergence, perturbation,
7 stability/loss of stability in complex adaptive systems have been extensively studied
8 in ecological dynamics [6,7,9]. This framework uses tools and concepts of dynamical
9 systems theory to understand phenomena at an ecological scale of analysis (i.e.
10 individual–environment interactions), supporting the idea that the way an individual
11 interacts with his/her environment leads him/her to actualize or reject certain
12 affordances in order to achieve a specific task goal [8]. At this level, laws of control
13 have been identified to describe and capture system behaviours [8]. The key challenge
14 of such an approach is to capture the most relevant *order parameter* that best
15 describes the collective system dynamics of a performer acting in a performance
16 environment [22]. The manipulation of *control parameters* –that is, nonspecific
17 parameter(s) moving the system through a variety of state changes [23]– is a primary
18 step in characterising the order parameters of a complex adaptive system [22]
19 displaying self-organising tendencies [24] under a set of interacting constraints [13].
20 In complex nonlinear neurobiological systems, self-organisation is the principle by
21 which “*temporal, spatial or spatial-temporal patterns evolve without being imposed*
22 *on the system from the outside*” (p. 56) [11]. Thus, such an open system, composed of
23 a multitude of elements (i.e. bones, muscles, joints, limb segments, etc.), will tend
24 towards self-organisation to reduce its dimensionality and act functionally in
25 performance environments for which it has evolved [25]. The emergence of
26 functional behaviours is continuously shaped by three categories of constraints that
27 can influence control parameters, which in turn can act on the system order
28 parameters: organismic (i.e. relative to the individual characteristics of a performer),
29 environmental (i.e. external physical and social constraints surrounding a performer)
30 and task (i.e. relative to the specific goals of an activity) [13]. These constraints
31 continually reduce the number of configurations that a complex adaptive system can
32 adopt in a performance environment [26,27]. Consequently, appropriate
33 manipulations of these constraints may prepare a performer to functionally respond to
34 events in a competitive performance environment by exhibiting properties of
35 *adaptability* [6]. Adaptability refers to the subtle blend between behavioural *stability*
36 and *flexibility*, in the sense that stability is the robustness of behaviour under
37 conditions of perturbation, and flexibility is the superficial refinement of behaviours
38 to adjust to constraints [28]. In dynamical systems, a slight modification in
39 surroundings might lead to a substantial change in behaviours, called a bifurcation
40 [11], exhibiting a transient *loss of system stability* that foreshadows the possible
41 emergence of a new motor pattern. Because performers are sensitive to information
42 surrounding them (for affordances under constraints), they can continuously adapt to
43 coordinate actions [29].

44 In aquatic locomotion, each action that an athlete performs induces continuous
45 specific fluid motions, and at the same time fluid motions constrain each athlete's on-
46 going behaviours (i.e. due to the strong coupling between individuals and their
47 environment). Since the information in the surrounding environment includes the
48 swimmer's movements, an important challenge is to understand how modifications in
49 a perceptual-motor landscape can perturb (or support) a swimmer's behaviour. These
50 ideas suggest the complexity and usefulness of studying human behaviours during
51

1 swimming locomotion from an ecological dynamics perspective. Sport biomechanics
2 and fluid mechanics have provided fundamental knowledge that can be integrated
3 within the ecological dynamics theoretical framework, warranting a critical literature
4 analysis, focusing on: (i) the sensorimotor organisation of swimmers in aquatic
5 environments, and (ii), the perturbations in fluid flows due to the presence or
6 movements of swimmers. We consider key concepts of ecological dynamics in
7 explaining coordination dynamics during human aquatic locomotion and demonstrate
8 how these ideas provide an appropriate theoretical rationale to investigate the
9 individual–environment system. Finally, practical implications for coaches and
10 swimmers are described, suggesting how they might functionally manipulate
11 constraints to facilitate the emergence of appropriate behaviours during interventions,
12 based on the principle of representative learning design [30]. This principle governs
13 the design of practice tasks that faithfully simulate the constraints of a competitive
14 performance environment [30,31].
15
16
17
18

19 **2. Swimmer’s sensorimotor organisation in aquatic environments**

21
22 It is generally agreed that the arm provides 70 to 85% of total propulsion in front
23 crawl swimming [32,33], which has led to extensive research on upper limb
24 kinematics and kinetics. When moving in the water, hands –and more generally the
25 swimmer’s body– encounter resistances caused by the differential in pressure between
26 the front and back portion of the hands (or body) [34]. These resistances, known as
27 *drag*, always emerge in the direction opposite to the line of movement [34,35]. A
28 second force is applied to hands as they move through water: *lift*. This force is exerted
29 perpendicular to the direction of drag [34,35] and, like drag, lift is caused by the
30 pressure differential between the two sides of an object. When a hand progresses
31 through water, water molecules will generally flow at a lower velocity under the hand
32 than above it, creating the pressure differential that helps to raise the hand [2,35,36].
33 It is important to determine both drag and lift since the resultant force from these two
34 components is propulsion [34].
35
36
37

38 One approach to determining lift is to consider the hand as a hydrofoil, with
39 the dorsal side presenting a longer surface than the ventral side. This phenomenon has
40 been explained by Bernoulli’s theorem, which considers that pressure is inversely
41 proportional to velocity [2]. Therefore, it might explain how lift emerges in human
42 aquatic locomotion, since the tri-dimensional hand shape allows a pressure
43 differential from high to low (a force from the ventral side of the hand/foil to the
44 dorsal side). However, Bernoulli’s theorem has been exclusively applied to studies of
45 steady flows –that is, flows presenting an intact or attached boundary layer [34]. The
46 boundary layer is the quantity of water molecules that is moving in contact with an
47 object during its displacement. When the boundary layer separates (characteristic of
48 *unsteady* flows), the conditions necessary for Bernoulli’s theorem to suggest how lift
49 is produced are no longer present. Clearly, a swimmer’s passage will disturb fluid
50 flows, perturbing molecules and causing unsteady water flows [34,37]. This insight
51 emphasises the limitations of applying Bernoulli’s theorem to understand aquatic
52 locomotion, suggesting the need for further theoretical explanations of human
53 propulsion in water.
54
55
56

57 Miyashita proposed that the propulsive forces that drive the swimmer forward
58 are created by the swimmer’s arms as they push water backwards [32]: according to
59 Newton’s third law of motion, every action is compensated by an equal and opposite
60
61
62
63
64
65

1 reaction. To maximise forward motion, a swimmer should therefore produce high
2 forces directed backwards [38] (i.e. the stronger the action produced in a backward
3 direction, the higher the reaction obtained in a forward direction). Therefore, the best
4 strategy for human aquatic locomotion would be to maintain the arm in an extended
5 position throughout the underwater portion of the stroke (the paddle-wheel theory of
6 propulsion according to Maglischo [34]). However, Counsilman [39] and Silvia [40]
7 do not support a strict application of the action–reaction principle to enhance aquatic
8 propulsion [41], rather, they noted that swimmers’ hands followed an S-shaped
9 pattern underwater. Schleihaufl [42] provided videos of the arms three-dimensional
10 pattern during a single stroke cycle: the hand moved successively downward, upward,
11 under and beside the body. To measure propulsion differences generated during such
12 a diagonal underwater pattern and motion directed exclusively backwards, Bixler [43]
13 tested a hand/arm model. He demonstrated that the propulsive force swimmers
14 produce with such S-shaped patterns was only slightly lower (8N) than the propulsive
15 force they could produce during straight movements. These computer simulations
16 revealed that, although similar levels of propulsion emerge from the two patterns, the
17 distance covered by an arm underwater is greater for the diagonal action [43]. This
18 was justified by the need to push inert masses of water and extend the duration of
19 propulsive phases during the stroke [39].

20
21
22
23 Based on Bernoulli’s theorem and Newton’s third law of motion, researchers
24 have attempted to divide the arm stroke into different phases [44] using multiple
25 reference points such as arm/trunk angles, spatial parameters, and the angular velocity
26 of the arm. The main issue was to distinguish the propulsive and non-propulsive
27 phases of the arm stroke to establish the most effective propulsion when a swimmer
28 interacts with water, notably by functionally coordinating the propulsion of the two
29 arms [45,46]. To circumvent the indirect measurement of propulsion by using
30 kinematics, several devices have been developed. For instance, Hollander et al. [47]
31 proposed the measuring active drag (MAD) system, with swimmers pushing off from
32 pads positioned below the water surface. Force transducers registered the swimmers’
33 forces on the pads, but a major limitation of this analysis is that fluid behaviours were
34 not considered since the swimmers gained support from these artificial fixed pads.
35 Berger et al. [48] then evaluated the forces using an arm and hand model in a towing
36 tank. Force transducers were appropriately used to evaluate arm drag and lift forces,
37 but this passive assessment of propulsion still did not provide any information on the
38 flow configurations that emerge during action. Later, Takagi and Wilson [49]
39 investigated fluid pressures on a hand model and a real hand during a freestyle stroke
40 performed in a flume. Recently, the pressure of water acting on the swimmers’ hands
41 (i.e. the perception of fluid flow) [50,51] has been registered by sensors and this
42 signal was immediately transformed into sound played in a swimmer’s ears, providing
43 real-time auditory feedback. The sonar feedback system (pioneer work of Chollet et
44 al. [52]) fits the actions of the athlete, both during front crawl or breaststroke
45 swimming [50]. Consequently, it was possible to perceive from the sound that some
46 of the movements performed by the swimmers were less coordinated or less
47 symmetrical providing constructive insights for coaches to adapt future training
48 sessions and swimmers to adapt their actions. Although these devices provide
49 advanced methods to assess the generation of propulsion in water, they did not clearly
50 investigate fluid flows and focused mainly on hand and arm kinetics.

51
52 From these kinematic and kinetic analyses of propulsion, unsurprisingly, little
53 consensus has emerged on how swimmers should best place their arms and hands to
54 effectively propel themselves forward. Bernoulli’s theorem, although initially
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 promising for research in swimming propulsion, is too limited to explain motion in
2 dynamic aquatic environments. In addition, the applicability of Newton's third law of
3 motion alone has not been fully demonstrated in the study of actions in an ecological
4 performance context, suggesting a significant gap between theoretical analyses of
5 propulsion and the provision of information on fluid flows that swimmers can use to
6 organise their actions in water. The key point that bears repetition is that propulsive
7 actions of an individual athlete in water induce fluid perturbations that need to be
8 understood to optimise forward displacement in swimming.
9

10 11 **3. Fluid perturbations from swimmer's movement** 12 13

14 Due to its physical properties, a fluid will deform continuously [53] when a shear
15 force is applied (e.g. a foot kick or arm movement in swimming), even with a very
16 low magnitude [54,55]. Each action a swimmer performs will, therefore, perturb fluid
17 flows, which will in turn induce changes in surrounding energy flows, providing new
18 perceptual information about the performance environment. Similarly, a sudden
19 change in fluid dynamics may perturb a swimmer's movements or offer new
20 opportunities to interact (known as affordances in ecological dynamics) with the
21 surrounding environment (exploiting available forces from vortices, lift, drag, and
22 more generally intrinsic fluid properties, etc.). Since the relationship between an
23 athlete and an aquatic environment is currently difficult to assess, numerous studies
24 have manipulated the nonspecific *control parameters* of this system (e.g. flow speed
25 [56], swimming depth [57,58]) to facilitate the study of aquatic locomotive
26 behaviours.
27

28 For instance, an increase in flow velocity may cause transitions in fluid
29 behaviours from laminar to turbulent states. When fluid particles move at low
30 velocities, and in a constant straight-line trajectory, they can essentially be considered
31 as moving in distinct layers or laminae. No cross-layer macroscopic mixing occurs
32 [55], and the flow is considered laminar [53]. In contrast, *turbulent* flow has irregular
33 and chaotic motions, indicating macroscopic mixing displacements perpendicular to
34 flow direction [55]. Transitional flow behaviours occur between these two states and
35 the presence of a swimmer will, therefore, perturb the fluid flows in this unstable and
36 dynamic aquatic environment, inducing components of resistance, collectively termed
37 *drag*. This multi-component parameter is composed of friction drag (forces acting
38 tangential to the surface of the swimmer), form drag (dependent upon the shape or
39 form of the swimmer) and wave drag (attributable to wave formation around the
40 swimmer) [56]. It evolves as fluid velocity increases [56], and passive wave drag
41 accounts for more than 50% of the total resistance encountered by elite swimmers at
42 the water surface [57]. Vennell et al. [57] also emphasised the impact of swim depth
43 on wave drag generation: the deeper the swimmer, the lower the wave drag, with no
44 contribution at depths beneath 1 m (for the flow speeds under consideration in this
45 study). These data imply that manipulating a control parameter might induce
46 perturbations in fluid flows (i.e. creating frontal resistances at higher velocities and at
47 the surface), provoking adaptations in swimmer behaviours.
48

49 Numerous methods have been designed to understand how purposive human
50 movement might perturb fluids (for reviews, see [59] and [60]), ranging from
51 experiments (i.e. tufts methods) to robotics and mathematical modelling. Flow
52 visualisation was initially undertaken using the tufts method [35,61]. This consists of
53 positioning small, thin pieces of coloured plastic all over the swimmer's body [61],
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 indicating how flows encompass the swimmer's body in response to his/her actions
2 on the fluid. This method was an initial step in investigating the functioning of the
3 complex performer–environment system in water. For instance, during front crawl
4 glide, woollen tufts applied to the upper limbs described a backward alignment [35].
5 It is however difficult to understand the precise nature of fluid motions: do the
6 observed alignments refer to a constant flow speed or to flow accelerations in the
7 opposite direction to a swimmer's displacement? Consequently, this method is limited
8 to fluid visualisations at the *interface* of a swimmer's body and the fluid, but does not
9 provide possibilities for investigating other fluid perturbations. Secondly, the analyses
10 were performed frame by frame, and it is feasible that substantial tufts movements
11 might have occurred between two consecutive frames. Despite the value of the tufts
12 technique (i.e. affording observation of free swimming motions without perturbations
13 from intrusive recording equipment), no insights on overall fluid behaviour have been
14 provided.
15

16
17 An attempt to visualise such fluid behaviours over a length of time during
18 performance was made by injecting bubbles into a stretch of water to analyse their
19 motion when the swimmer passed through them [4]. A similar method is particle
20 image velocimetry (PIV), a technique that uses a laser to track illuminated particles
21 introduced into fluids (see [62]). This experimental approach has been used in
22 competitive swimming to identify fluid motions associated with an upper limb stroke
23 [63-65], a sculling sequence [66] and a dolphin kick [67]. A pioneer PIV work
24 focused on fluid perturbations occasioned by a front crawler's hand [63]. This two-
25 dimensional analysis revealed that adaptations in hand orientation were linked to the
26 emergence of a *starting vortex* on the dorsal aspect of the hand (the water particles
27 adopted a circular motion [4]). A second vortex was observed around the hand,
28 rotating in the opposite direction to the first vortex, creating changes in fluid
29 momentum. This interaction led to jet flows between the two vortices and a
30 modification in fluid hydrodynamics (lift force on the hand that contributes to thrust
31 production [63]). Such results were complemented with 2-D [64] and 3-D [65] PIV
32 studies to analyse the stroke of a robotic arm in water. In both approaches, the motion
33 resulted in the production of vortices [4], similar to those previously observed when
34 the hand adapted its orientation [63]. An important advantage of PIV is that it does
35 not disturb the swimmer's actions in experiments [59]. However, this method needs
36 further investigation since current studies are limited by issues of transfer to
37 competitive swimming conditions (i.e. 2-D analyses or on 'inanimate objects').
38

39
40 The next issue concerns the efficacy of mathematical modelling to investigate
41 fluid flows, such as computational fluid dynamics (CFD) [68]. This technique uses
42 computers to solve a series of equations that calculate, for any point in space around
43 an object, the relevant properties (i.e. velocity, pressure, turbulence, etc.) of the fluid
44 flowing around that object [69]. These analyses are performed inside a numerical flow
45 domain (i.e. an artificial flume discretised into a finite number of elements), upon
46 which the equations are iteratively solved, and have been used for a wide range of
47 applications in swimming research [69]. The pioneering work of Bixler and Schloder
48 [68] investigated effects of water flow against a disk with dimensions similar to those
49 of a human hand. By modifying disk orientation and flow characteristics (constant or
50 variable acceleration), they found that hand acceleration (from 2.84 to 5.84 m/s)
51 strongly increased propulsive drag by up to 40%. Following this study, interest turned
52 to evaluating water resistances during glide periods [58,70-73]. Investigators scanned
53 the swimmer's whole body and tested resistances as a function of position (arms
54 extended at the front or along the body) and depth. It appeared that passive drag
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 decreased when depth increased: water drag is maximum at 0.25 m depth, and
2 minimal around 0.75 m depth [72]. Thus, it became clear that swimmers' actions
3 induce different fluid behaviours and that therefore fluid behaviours and swimmer
4 actions need to be considered as an *interactive dynamical system* [7,9,10]. To
5 investigate the impacts of swimmer movements on fluid flows, more recent CFD/PIV
6 studies have tested models in different configurations (i.e. manipulation of head
7 position [74], or finger spread [75-79]) or in full dynamic mode (during the dolphin
8 kick [80-82] or the front crawl [83]). For instance, maintaining the streamlined head
9 position might decrease drag values by 20% at high swimming speeds during glide
10 [74]. Closer to actual swimming conditions, Cohen et al. [83], animated a numerical
11 model based on the kinematics of a swimmer performing a complete front crawl
12 stroke cycle (the swimmer was moving against the fluid flow, contrary to previous
13 studies). In this simulation, high-speed fluid motions were observed during the arm
14 pull and push sequences and likewise during the leg kick. The arms and hands
15 generated ring-shape vortices travelling towards the kicking legs. In addition, a wave
16 in front of the head could be visualised, as is typically observed in competitive
17 environments. Recent articles [83,84] are even closer to an ecological dynamics
18 perspective since they: (i) considered the swimmer moving at the surface of the water,
19 and (ii), offered a visualisation of vortices in three dimensions during unsteady fluid
20 conditions (i.e. competitive swimming [34,37]). Contrary to experimental methods,
21 mathematical modelling has offered a rapid evolution in fluid flow visualisation: from
22 the beginning (i.e. motions of a swimmer's body components tested in static
23 conditions and underwater) to the latest simulations (i.e. at the surface, in unsteady
24 conditions and including motion in the model). A considerable amount has been
25 learned about the constraints of fluid motions on actions from this body of work [69].

26 Nevertheless, the majority of these studies investigated situations with fluid
27 flows at the centre of analysis instead of investigating specific and continuous
28 individual–environment interactions. Here we highlight the need for research from an
29 ecological dynamics perspective to explain the interactions between swimmer
30 movements and changes in aquatic environments.

31 **4. Circular coupling between a swimmer's behaviour and fluid dynamics**

32 “Nowhere in sport is performance so dependent on the interaction of the athlete with
33 the surrounding medium than in competitive swimming” (p. 547) [60]. To properly
34 understand this interaction, ecological dynamics offers a theoretical framework quite
35 different from that of traditional theories of sport performance (which separately
36 focus on the performer and the environment) since it considers the individual–
37 environment system as the relevant scale of analysis [9,10,85]. Ecological dynamics
38 integrates key ideas from ecological psychology [14], according to which behaviour is
39 regulated by information that arises from an individual–environment complex to
40 continuously guide and shape the athlete's actions [86]. Through experience and
41 practice, the individual and the performance environment become more tightly
42 integrated as a self-organising and dynamical system coupled by information [8,24].
43 According to the theory of *direct perception* [14], perception is an active process.
44 Indeed, perceivers seek information and optimize it rather than passively receiving it
45 [21]. Both individual–environment and perception–action reciprocities are reflected
46 by the notion of *affordances* [21]. Affordances are invitations or opportunities for
47 action relative to an individual's own action capabilities and a specific performance
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 environment [20]. From this perspective, swimmers have opportunities to make action
2 choices in a whole *landscape of affordances* (accepting or rejecting them) as a
3 function of intentions and goals that may be continuously changing [14]. In this sense,
4 “the observer *may* or *may not* perceive or attend to the affordance, according to
5 his/her needs, but the affordance, being invariant, is always there to be perceived”
6 [14] (p.130). Accepting or rejecting affordances is a rapid and unreflective process
7 [87], in relation to the situation individuals are facing, and the future actions they will
8 generate. Selecting appropriate affordance(s) is an ubiquitous and continuous process
9 [20], culminating in goal-directed behaviours. *Direct perception* is mainly related to
10 haptic and visual sensory systems [14]. Haptic perception in swimming has enormous
11 significance, for instance the perception of gliding when fluid is rapidly flowing
12 between the fingers. Rather, the visual sensory system will be solicited to capture all
13 information that may emerge in the surrounding aquatic environment (e.g. localise the
14 T-line on the floor symbolising the 5-m when approaching the wall). With experience,
15 an individual becomes more attuned to specifying information for action [19]. This
16 means that expert swimmers tend to rely a range of perceptual variables that specify a
17 relevant property of a performance environment. In this respect, the term 'relevant'
18 signifies functionality as this property enables an individual performer to achieve a
19 specific task goal with efficacy. In other words expert swimmers exploit
20 environmental constraints with efficacy through perceptual attunement and calibration
21 to functional informational variables [19] (such as density and viscosity in relation to
22 depth of water, state and speed of the fluid flow) specifying effective actions. This is
23 the *education of intention* [88]. Education of intention is characterised by becoming
24 more efficient in detecting informational variables that are elementary for the
25 performance challenge individuals face. However, this particular intention–variable
26 relationship may change over time, and another variable may become more
27 appropriated to detect (e.g. when a swimmer’s intention is to decrease his/her active
28 drag, it may first consider the drag associated to a the wave created by a close
29 opponent as negative, before to consider that this event may conduct to a positive
30 drafting effect). In swimming, this idea implies that fluid motions will constrain
31 swimmers’ actions, which in turn will perturb fluid dynamics, creating a dynamical
32 and self-organised individual–environment system. These interactions are impossible
33 to assess directly during competition, and consequently recent studies have tried to
34 use new technologies (i.e. PIV or CFD) or training devices (e.g. flumes, fins and
35 paddles) to gain a general and indirect (i.e. *artificial*) overview of this coupling [59].

36 Ecological dynamics offers a new perspective for assessing these functional
37 interactions, requiring investigators to manipulate swimmers’ actions and/or flow
38 dynamics to measure the impact on the performer–environment system. Such an
39 interactive system exhibits properties of reciprocity between its constituents [21]:
40 acting on one or other constituent will influence the whole system. The underlying
41 idea is that interventions should be based on manipulations of a set of interacting
42 constraints [13,89] to facilitate the emergence of adaptive behaviours. Interacting
43 constraints both facilitate and bound the organisation of actions in neurobiological
44 systems [13]. Their manipulation may foster swimmers’ adaptability to better prepare
45 them to face challenges in novel performance contexts. Adaptability is a hitherto
46 understated aspect of competitive swimming performance since individuals need to
47 continuously adapt their motor coordination to the different sequences of a
48 competitive event. For example, at the start, during free swimming with opponents
49 moving around them, after the emergence of fatigue, in the turns, and at the final
50 touch on the pad to validate their mark. Stable behaviours correspond to the swimmer
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 resisting environmental perturbations, whereas flexibility is related to the exhibition
2 of functional behaviours emerging in specific environments. Adaptability is generally
3 associated with expertise [6], in that experts exhibit stable movements but are not
4 limited to these motor solutions. Rather, when a perturbation appears, they are able to
5 flexibly modify their behaviour to respond to the challenge. Swimmers' adaptability
6 corresponds to *adapted* interactions with a set of constraints (task, organism,
7 environment), but also *adapt-able* behaviours (i.e. evolvability and creativity [6]).
8 Evolvability and creativity behaviours have clearly been identified [90]. Investigators
9 have required swimmers to maximise the glide during front crawl performance at
10 constant velocities (1.16 m/s), measuring the leg kick per stroke that will result from
11 these specific instructions. They observed that some experts considerably increase the
12 number of leg kicks per stroke cycle, adopting an unusual 8 or even 10 leg kick
13 pattern. The constraint associated with the atypical glide led swimmers to increase the
14 contributions of the leg kick to maintain the required speed, demonstrating important
15 properties of adaptability. Assessing the adaptability of swimmers may be beneficial
16 for: (i) coaches to design training situations and guide swimmers toward *adapted* and
17 *adapt-able* behaviours to face unpredictable and dynamic situations they encounter in
18 competitions (e.g. a change in the resistances or support the water offers to the
19 swimmers), and (ii), scientists to scan the repertoire of stable system states *and*
20 examine the range of flexibility of each stable state, in order to maintain similar
21 performance output, whatever the constraints of an aquatic environment. Adaptability
22 may be a valuable indicator to investigate higher-order variables such as coordination.
23

24
25
26
27 In swimming, the manipulation of constraints (the constraint-led approach
28 [91]) aims to destabilise or perturb the coupled integration of a swimmer and an
29 aquatic environment (e.g. properties like flow, resistances, currents, vortices, eddies,
30 ripples). This strategy has been tested in swimming studies by increasing aquatic
31 resistance using a parachute (i.e. constant resistance attached to a swimmer during
32 movement) and manipulating speed to investigate stroke adaptations and coordination
33 parameters [92,93]. In these experimental conditions, aquatic resistance is higher than
34 traditionally encountered in free motion, since the parachute creates a bigger frontal
35 area opposed to displacement. In study by Telles et al. [92], the increased resistance
36 caused a change in inter-arm coordination (exemplified by a change in the Index of
37 Coordination [45]) from catch-up to opposition mode, or even to a superposition
38 mode [93]. This superposition mode is usually only exhibited by expert swimmers
39 suggesting that the use of the parachute may help sub-elite swimmers to better
40 coordinate actions against high resistances. These behavioural adaptations indicated
41 that sprinters displayed better continuity in their propulsive actions –that is, less
42 interruption between the propulsion of the two arms and lower intra-cyclic velocity
43 variations. Additionally, the parachute led to a shorter catch (i.e. non-propulsive
44 phase) and a longer push (propulsive), reinforced by increases of force impulses and
45 peak push forces. Tethered swimming [94-96] is another technique to manipulate the
46 swimmers' environment: individuals are attached to the pool wall by a non-extensible
47 cable and must maintain their swimming position [94]. This induces temporal
48 modifications in the aquatic stroke in comparison to classical swimming conditions:
49 pull and push durations increase, whereas the non-propulsive phase (recovery)
50 decreases, resulting in a global increase in the entire stroke time [94,96]. In both
51 parachute and tethered situations, the resistances' increase was such that any moment
52 without propulsion strongly affected velocity [92], leading to behavioural
53 modifications of the swimming stroke. These adaptations could be to: (i) increase the
54 time spent in propulsive phases, (ii) decrease their frontal projected area, (iii) increase
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 the continuity of their propulsive actions, or (iv), increase the force they developed to
2 progress against the artificial resistances. This constraint-led approach illustrates the
3 circular coupling between perception and action (in these conditions swimmers faced
4 greater resistances than in classic free swimming, so they adapted their behaviours),
5 illustrating how performance emerges from the on-going interactions between an
6 individual and his/her environment.

7 Mathematically, resistances are linked to swimming velocity, as suggested by
8 the formula: $R = \frac{1}{2} \rho S v^2$, with R the resistances, ρ the density, S the surface opposed
9 to displacement, and v the swimming velocity. It could be argued that swimming
10 velocity can act as a control parameter to reveal changes in the swimmer-aquatic
11 environment coupling: 'I-shaped' swimming path (i.e. straight motion of the arm
12 underwater) is associated with sprint events, facilitating a maximisation of propulsion
13 under these task constraints [97]. Conversely, during endurance events, the 'S-shaped'
14 pattern can be adopted to produce the most efficient stroke. An increase in velocity
15 may be associated with reduced medio-lateral amplitude of the swimming path to
16 produce the best propulsion in minimum time. Testing the impact of swimming speed
17 (from low to maximal) on coordination patterns revealed that the catch-up mode of
18 coordination disappeared near 1.8 m/s (pace for 200-m), with a superposition or
19 opposition mode emerging [98,99]. Swimmers' strategies are dependent on velocity:
20 at low paces, they favour movement patterns that reduce hydrodynamic resistances;
21 conversely, at sprint pace, they want to diminish the time between the successive
22 propulsive arms actions (i.e. maximise propulsion). Other components that might be
23 indirectly linked to a possible increase of swimming resistances are of relevance to
24 the constraints-led approach. For instance, if not well performed, breathing may
25 induce asymmetry, resulting in lower body streamlining [100]. Recording air passing
26 through the mouth with microphones [100,101] will help swimmers to better
27 synchronise their exhalation with the underwater push and their inhalation with the
28 first half of the recovery. Practising with such biofeedback will certainly lead
29 swimmers to rely more on specifying informational variables for action in
30 constraining competitive environments [88].

31 Another strategy is to increase swimmers' propulsive areas for modifying the
32 typical coupling between individuals and their aquatic environment. This is typically
33 achieved with swimming paddles [92,102-104] or fins [105,106], both of which are
34 conducive to higher thrust production than traditional swimming conditions.
35 Depending on the body surface exposed to water, new spatiotemporal strategies
36 emerge in swimmers, helping them to move larger masses of inert water: with large
37 paddles, they increase the time needed to complete one stroke cycle by increasing the
38 time spent in the entry, catch and recovery phases of the front crawl [104]. Such
39 'anthropometrical adjustments' can act as *organismic constraints*, similar to expertise,
40 age, gender, or psychological states (for a review, see [107]). The consideration of
41 such constraints is necessary for coaches and scientists to properly capture how
42 swimmers can exploit their own capabilities and attributes. For example, Seifert et al.
43 [108] reviewed the gender effect for swimming performance. Beyond obvious
44 differences in performance that may arise from lower stature exhibited by females
45 (i.e. 13 cm shorter, 15 to 18 kg lighter than males for North Americans),
46 hydrodynamics principles impacted differently on females and males. Indeed, it
47 seems that males, with a more central distribution of fat, have a worse static floating
48 position than females, revealing possible training situations based on floatability.

49 Instead of manipulating swimmer movements by adding resistances or
50 increasing propulsive areas, researchers might focus on fluid properties since these

1 modifications of the performance environment may lead to a reorganisation of system
2 degrees of freedom underpinning a swimmer's actions. For instance, testing
3 swimmers in a flume (i.e. where the fluid flows forward) will change their perception
4 of flows on propulsive areas, with a possible decrease in glide duration at the point of
5 hand enters the water [109-111]. This example illustrates how swimmers must attune
6 and calibrate to new information that emerges from changes in an aquatic
7 performance environment in order to utilise affordances that specify action [19].
8 There are many different types of constraints that might be manipulated to assess
9 impacts on motor behaviours that swimmers adopt during performance, as highlighted
10 by Seifert et al. [46,98].

11 A major challenge for the constraint-led approach remains in determining and
12 designing relevant practice tasks to ensure swimmers will extend or reinforce their
13 behavioural repertoire to be more adaptive in unpredictable and dynamical
14 competitive environments. Therefore, coaches and sport scientists need to design
15 representative practice tasks that simulate changes in competitive environments to
16 ensure adaptability and skill transfer. In the ecological dynamics framework, the
17 notion of *representative design* shapes experimental and practice environments so that
18 observations and acquired skills can be linked to emergent functional behaviours in a
19 specific performance context [31]. Pinder et al. [30] developed the concept of
20 *representative learning design* to help sport scientists and coaches to create learning
21 situations that integrate interacting constraints on movement behaviours. They
22 pointed to a need to “adequately sample informational variables from the specific
23 performance environments, and ensure the functional coupling between perception
24 and action processes” (p.151) [30]. The relevance of the concept was demonstrated in
25 sports [9,112], for instance during dry-land dives from a springboard (see [113]), or
26 for the ball striking action in cricket. Results demonstrated that hitting a cricket ball
27 projected from a machine does not afford the same information that cricketers face in
28 competition, when a ‘real’ opponent bowls the ball (in this situation, information from
29 a bowler’s actions before ball release may help the batter anticipate the ball’s
30 trajectory) [114].

31 **5. Representative learning design for human aquatic locomotion**

32 *Representative learning design* describes the composition of practice task constraints
33 that represent performance environment settings [30]. This conditions the acquisition
34 or reinforcement of multi-articular coordination patterns that becomes strongly
35 dependent on affordances design in practice tasks [115]. Aquatic locomotion is
36 performed in an environment offering both support to propel forward, and resistances,
37 from aquatic viscosity and density properties [2]. Researchers have the possibility to
38 design training environments with three main performance objectives: (i) maximise
39 propulsion, (ii) limit resistances, and (iii), develop propulsive efficiency. Indeed,
40 generation of propulsion in a fluid is always accompanied with loss of mechanical
41 energy (around 20 %), that is transferred to water moving backward instead of
42 moving the swimmer forward [116]. Accelerating small masses of water at high
43 velocity leads to lower efficiency than accelerating larger masses of water per unit of
44 time at a low velocity. From this perspective, the constraints-led approach may be
45 used to maximise swimmers’ efficiency, notably by *amplifying* their perceptions (e.g.,
46 drag can be artificially amplified by using fins, paddles or a swimming flume). The
47 main goal in using these experimental *perturbations* is to encourage swimmers of all
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

1 skill levels to transfer acquired skills from practice contexts to continuously changing
2 performance environments: they must be able to adapt their behaviours to all the
3 unexpected situations that can emerge in competition. For instance, open water
4 swimmers continuously face dynamic and unpredictable environments, since they
5 perform their competitions in natural contexts. It could be useful for them to train in a
6 flume that *artificially increases drag*. However, since the interactions between a
7 swimmer and an aquatic environment are unique, training will have a more powerful
8 impact when an *individualised* learning approach is taken.
9

10 Future research –to go beyond the constraints led approach– needs to model
11 the three-dimensional fluid flow around a swimmer in a fully unstable condition
12 (comparable to competitive swimming). Investigations could directly couple the
13 compliant behaviours of a swimmer's skin and body with local flow conditions,
14 revealing the resulting direct influence on vortex production during propulsion. This
15 approach seems hardly imaginable at this present time, despite numerical
16 advancements in Computational Fluid Dynamics, that make the technique an
17 interesting tool for the study of fluid motion in swimming.
18
19
20
21

22 **6. Conclusion**

23
24 Since swimmers' movements induce fluid flow modifications in the aquatic
25 environment, which, in turn, perturb swimming performance, the interactions between
26 each swimmer and a performance context need to be adequately captured during
27 practice. In this review, current understanding of human aquatic locomotion was
28 presented, followed by a discussion of the limitations of some investigative
29 approaches. Research ideas to consider performer–environment interactions as the
30 smallest scale of analysis were proposed through the theoretical framework of
31 ecological dynamics. Finally we addressed some useful ideas to enhance the
32 representativeness of practice contexts that could be used to identify the emergence of
33 typical behaviours as a function of fluid motion specificities. Among them, the
34 manipulation of resistive forces in swimming (i.e. swimming in a flume, tethered or
35 with a parachute) may be used by coaches during training sessions to guide
36 swimmers' adaptations to a dynamic range of situations that are likely to be
37 encountered in competitive performance environments.
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Acknowledgements

Brice Guignard, Annie Rouard, Didier Chollet, John Hart, Keith Davids and Ludovic Seifert declare no conflicts of interest. The authors thank Chris Hudson for his advice during the writing of this manuscript.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

References

1. di Prampero PE. The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med.* 1986; doi:10.1055/s-2008-1025736
2. Toussaint MH. Biomechanics of propulsion and drag in front crawl. In: Gianikellis KE, editor. *Proceedings of the XXth international symposium on biomechanics in sports.* Cáceres: ISBS; 2002. pp. 13–22.
3. Ungerechts BE, Klauck J. Consequences of unsteady flow effects for functional attribution of swimming strokes. *Port J Sport Sci.* 2006;18:109–16.
4. Arellano R. Vortices and propulsion. In: Sanders R, Linsten J, editors. *Proceedings of the XVIIth international symposium on biomechanics in sports.* Perth: Edith Cowan University; 1999. pp. 53–65.
5. Colwin CM. *Swimming dynamics: Winning techniques and strategies.* 1st ed. Chicago: Masters Press; 1999.
6. Seifert L, Button C, Davids K. Key properties of expert movement systems in sport. *Sports Med.* 2013; doi:10.1007/s40279-012-0011-z
7. Davids K, Araújo D, Seifert L, Orth D. Expert performance in sport: an ecological dynamics perspective. In: Baker J, Farrow D, editors. *Handbook of sport expertise.* London: Taylor & Francis; 2015. pp. 273–303.
8. Araújo D, Davids K, Hristovski R. The ecological dynamics of decision making in sport. *Psychol Sport Exerc.* 2006; doi:10.1016/j.psychsport.2006.07.002
9. Davids K, Araújo D, Hristovski R, Passos P, Chow JY. Ecological dynamics and motor learning design in sport. In: Hodges NJ, Williams AM, editors. *Skill acquisition in sport. Research, theory and practice.* 2nd ed. London: Routledge; 2012. pp. 112–30.
10. Davids K, Renshaw I, Pinder R, Greenwood D, Barris S. The role of psychology in enhancing skill acquisition and expertise in high performance programmes. In: Cotterill ST, Breslin G, Weston N, editors. *Applied sport and exercise psychology: practitioner case studies.* London: Wiley-Blackwell Series; 2015. pp. 241–60.
11. Haken H. *Advanced synergetics: instability hierarchies of self-organizing systems and devices.* Berlin: Springer-Verlag; 1983.
12. Kugler PN, Kelso JAS, Turvey MT. On the control and co-ordination of naturally developing systems. In: Kelso JAS, Clark JE, editors. *The development of movement control and co-ordination.* London: John Wiley & Sons, Ltd; 1982. pp. 5–78.
13. Newell KM. Constraints on the development of coordination. In: Wade MG, Whiting HTA, editors. *Motor development in children: aspects of coordination and control.* Boston: Martinus Nijhoff Publishers; 1986. pp. 340–60.
14. Gibson JJ. *The ecological approach to visual perception.* New York: Psychology Press; 1979.
15. Edelman GM, Gally JA. Degeneracy and complexity in biological systems. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2001; doi:10.1073/pnas.231499798
16. Price CJ, Friston KJ. Degeneracy and cognitive anatomy. *Trends Cogn Sci.* 2002; doi:10.1016/S1364-6613(02)01976-9
17. Whitacre JM. Degeneracy: a link between evolvability, robustness and complexity in biological systems. *Theor Biol Med Model.* 2010; doi:10.1186/1742-4682-7-6

18. Turvey MT, Shaw R. Ecological foundations of cognition. I: Symmetry and specificity of animal-environment systems. *J Consciousness Stud.* 1999;6:95–110.
19. Fajen BR, Riley MA, Turvey MT. Information, affordances, and the control of action in sport. *Int J Sport Psychol.* 2008;40:79–107.
20. Withagen R, de Poel HJ, Araújo D, Pepping G-J. Affordances can invite behavior: reconsidering the relationship between affordances and agency. *New Ideas Psychol.* 2012; doi:10.1016/j.newideapsych.2011.12.003
21. Adolph KE, Kretch, KS. Gibson's theory of perceptual learning. In: Wrih JD, editor. *International encyclopedia of the social and behavioral sciences.* New York: Elsevier; 2015. pp. 127–134.
22. Kelso JAS. *Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior.* Cambridge: MIT Press; 1995.
23. Jantzen KJ, Oullier O, Scott Kelso JA. Neuroimaging coordination dynamics in the sport sciences. *Methods.* 2008; doi:10.1016/j.ymeth.2008.06.001
24. Warren WH. The dynamics of perception and action. *Psychol Rev.* 2006; doi:10.1037/0033-295X.113.2.358
25. Davids K, Hristovski R, Araújo D, Balagué Serre N, Button C, Passos P. *Complex systems in sport.* London: Routledge; 2013.
26. Davids K, Araújo D, Vilar L, Renshaw I, Pinder R. An ecological dynamics approach to skill acquisition: implications for development of talent in sport. *Talent Dev Exc.* 2013;5:21–34.
27. Glazier PS, Davids K. Constraints on the complete optimization of human motion. *Sports Med.* 2009; doi:10.2165/00007256-200939010-00002
28. Seifert L, Schnitzler C, Komar J, Dovgalecs V, Button C. How competitive swimmers adapt their inter-limb coordination to drag perturbation. In: Mason BR, editor. *Proceedings of the XIIth international symposium on biomechanics and medicine in swimming.* Canberra: Australian Institute of Sport; 2014. pp. 230–5.
29. Araújo D, Davids K, Bennett SJ. Emergence of sport skills under constraints. In: Williams AM, Hodges NJ, editors. *Skill acquisition in sport: research, theory and practice.* London: Taylor and Francis; 2004. pp. 409–33.
30. Pinder RA, Davids K, Renshaw I, Araújo D. Representative learning design and functionality of research and practice in sport. *J Sport Exerc Psychol.* 2011;33:146–55.
31. Brunswik E. *Perception and the representative design of psychological experiments.* 2nd ed. Los Angeles: University of California Press; 1956.
32. Miyashita M. Arm action in the crawl stroke. In: Lewillie J, Clarys JP, editors. *Swimming II.* Baltimore: University Park Press; 1975. pp. 167–73.
33. Deschodt VJ, Arsac LM, Rouard AH. Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front-crawl swimming. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999;80:192–9.
34. Maglischo EW. *Swimming fastest.* Champaign: Human Kinetics; 2003.
35. Toussaint MH, van den Berg C, Beek WJ. “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34:314–9.
36. Toussaint MH, Beek PJ. Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sports Med.* 1992;13:8–24.
37. Gomes LE, Loss JF. Effects of unsteady conditions on propulsion generated by the hand's motion in swimming: A systematic review. *J Sports Sci.* 2015; doi:10.1080/02640414.2014.1003587

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
38. Bixler B. Resistance and propulsion. In: Stager JM, Tanner DA, editors. Handbook of sports medicine and science, Swimming. 2nd ed. London: John Wiley & Sons; 2008. pp. 59–101.
 39. Counsilman JE. The science of swimming. Englewood Cliffs: Prentice Hall; 1968.
 40. Silvia CE. Manual and lesson plans for basic swimming, water stunts, life-saving, springboard diving and scuba diving. Springfield, MA; 1970.
 41. Toussaint MH, Hollander AP, van den Berg C, Vorontsov A. Biomechanics of swimming. Exercise and sport science. In: Garrett WE, Kirkendall DT, editors. Philadelphia: Williams & Wilkins; 2000. pp. 639–60.
 42. Schleihauf RE. Hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In: Teraud J, Bedingfield EW, editors. Swimming III, International series of sport sciences. Baltimore: University Park Press; 1979. pp. 70–109.
 43. Bixler B. The computational fluid dynamics analysis of a swimmer's hand and arm. Report presented to the Sports Medicine Committee of USA Swimming. Colorado Springs; 1999.
 44. Persyn U, Daly D, Thewissen M, Vervaecke H. The synchronisation problem in swimming evaluation. *Hermès (Leuven)*. 1976;10:409–31.
 45. Chollet D, Chalias S, Chatard JC. A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *Int J Sports Med*. 2000; doi:10.1055/s-2000-8855
 46. Seifert L, Komar J, Barbosa TM, Toussaint H, Millet G, Davids K. Coordination pattern variability provides functional adaptations to constraints in swimming performance. *Sports Med*. 2014; doi:10.1007/s40279-014-0210-x
 47. Hollander AP, de Groot G, van Ingen Schenau GJ, Toussaint MH, de Best H, Peeters W, et al. Measurement of active drag during crawl arm stroke swimming. *J Sports Sci*. 1986;4:21–30.
 48. Berger MA, de Groot G, Hollander AP. Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *J Biomech*. 1995; doi:10.1016/0021-9290(94)00053-7
 49. Takagi H, Wilson BD. Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming. In: Keskinen KL, Komi PV, Hollander AP, editors. Proceedings of the VIIIth international symposium on biomechanics and medicine in swimming. Jyväskylä: University of Jyväskylä; 1998. pp. 101–6.
 50. Cesarini D, Calvaresi D, Farnesi C, Taddei D, Frediani S, Ungerechts BE, et al. MEDIATION: an eMbEddeD system for auditory feedback of hand-water InterAcTION while swimming. *Proc Eng*. 2016; doi:10.1016/j.proeng.2016.06.301
 51. Ungerechts BE, Cesarini D, Hamann M, Ritter Y, Weidner S, Haldorn T, et al. Patterns of flow pressure due to hand-water-interaction of skilled breaststroke swimmers – a preliminary study. *Proc Eng*. 2016; doi:10.1016/j.proeng.2016.06.303
 52. Chollet D, Madani M, Micallef JP. Effects of two types of biomechanical biofeedback on crawl performance. In: MacLaren DP, Reilly T, Lees A, editors. Proceedings of the VIth international symposium on biomechanics and medicine in swimming. Liverpool: University of Liverpool; 1992. pp. 57–62.
 53. Massey BS, Ward-Smith J. Mechanics of Fluids. 8th ed. London: CRC Press; 2006.
 54. Ferziger JH, Perić M. Computational methods for fluid dynamics. Berlin: Springer Verlag; 2002.
 55. Kundu PK, Cohen IM, Dowling DR. Fluid mechanics. 2nd ed. Oxford: Pergamon Press Plc; 2012.

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
56. Toussaint MH, de Groot G, Savelberg HH, Vervoorn K, Hollander AP, van Ingen Schenau GJ. Active drag related to velocity in male and female swimmers. *J Biomech.* 1988; doi:10.1016/0021-9290(88)90149-2
 57. Vennell R, Pease D, Wilson B. Wave drag on human swimmers. *J Biomech.* 2006; doi:10.1016/j.jbiomech.2005.01.023
 58. Marinho DA, Barbosa TM, Mantripragada N, Vilas-Boas JP, Rouard AH, Mantha V, et al. The gliding phase in swimming: the effect of water depth. In: Kjendlie PL, Stallman RK, Cabri J, editors. *Proceedings of the XIth international symposium on biomechanics and medicine in swimming.* Oslo: Norwegian School of Sport Science; 2010. pp. 122–4.
 59. Takagi H, Nakashima M, Sato Y, Matsuuchi K, Sanders RH. Numerical and experimental investigations of human swimming motions. *J Sports Sci.* 2015; doi:10.1080/02640414.2015.1123284
 60. Wei T, Mark R, Hutchison S. The fluid dynamics of competitive swimming. *Annu Rev Fluid Mech.* 2014; 10.1146/annurev-fluid-011212-140658
 61. Hay JG, Thayer AM. Flow visualization of competitive swimming techniques: the tufts method. *J Biomech.* 1989; doi:10.1016/0021-9290(89)90180-2
 62. Raffel M, Willert C, Kompenhans J. *Particle image velocimetry: A practical guide.* Berlin: Springer-Verlag; 1998.
 63. Matsuuchi K, Miwa T, Nomura T, Sakakibara J, Shintani H, Ungerechts BE. Unsteady flow field around a human hand and propulsive force in swimming. *J Biomech.* 2009; doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.009
 64. Takagi H, Nakashima M, Ozaki T, Matsuuchi K. Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic hand and its flow field. *J Biomech.* 2013; doi:10.1016/j.jbiomech.2013.05.006
 65. Takagi H, Nakashima M, Ozaki T, Matsuuchi K. Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic arm and its flow field: application to the crawl stroke. *J Biomech.* 2014; doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.046
 66. Takagi H, Shimada S, Miwa T, Kudo S, Sanders R, Matsuuchi K. Unsteady hydrodynamic forces acting on a hand and its flow field during sculling motion. *Hum Mov Sci.* 2014; doi:10.1016/j.humov.2014.09.003
 67. Hochstein S, Blickhan R. Vortex re-capturing and kinematics in human underwater undulatory swimming. *Hum Mov Sci.* 2011; doi:10.1016/j.humov.2010.07.002
 68. Bixler B, Schloder M. Computational fluid dynamics: an analytical tool for the 21st century swimming scientist. *J Swim Res.* 1996;11:4–22.
 69. Marinho DA, Rouboa AI, Barbosa TM, Silva AJ. Modelling swimming hydrodynamics to enhance performance. *Open Sports Sci J.* 2010; doi:10.2174/1875399X010030100043
 70. Bixler B, Pease D, Fairhurst F. The accuracy of computational fluid dynamics analysis of the passive drag of a male swimmer. *Sports Biomech.* 2007;6:81–98.
 71. Zaidi H, Fohanno S, Taiar R, Polidori G. Turbulence model choice for the calculation of drag forces when using the CFD method. *J Biomech.* 2010; doi:10.1016/j.jbiomech.2009.10.010
 72. Novais ML, Silva AJ, Mantha VR, Ramos RJ, Rouboa AI, Vilas-Boas JP, et al. The effect of depth on drag during the streamlined glide: a three-dimensional CFD analysis. *J Hum Kin.* 2012; doi:10.2478/v10078-012-0044-2

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
73. Costa L, Mantha VR, Silva AJ, Fernandes RJ, Marinho DA, Vilas-Boas JP, et al. Computational fluid dynamics vs. inverse dynamics methods to determine passive drag in two breaststroke glide positions. *J Biomech.* 2015; doi:10.1016/j.jbiomech.2015.03.005
 74. Zaidi H, Taiar R, Fohanno S, Polidori G. Analysis of the effect of swimmer's head position on swimming performance using computational fluid dynamics. *J Biomech.* 2008; doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.005
 75. Marinho DA, Rouboa AI, Alves FB, Vilas-Boas JP, Machado L, Reis VM, et al. Hydrodynamic analysis of different thumb positions in swimming. *J Sports Sci Med.* 2009;8:58–66.
 76. Marinho DA, Barbosa TM, Reis VM, Kjendlie PL, Alves FB, Vilas-Boas JP, et al. Swimming propulsion forces are enhanced by a small finger spread. *J Appl Biomech.* 2010;26:87–92.
 77. Bilinauskaite M, Mantha VR, Rouboa AI, Ziliukas P, Silva AJ. Computational fluid dynamics study of swimmer's hand velocity, orientation, and shape: contributions to hydrodynamics. *Biomed Res Int.* 2013; doi:10.1155/2013/140487
 78. Vilas-Boas JP, Ramos RJ, Fernandes RJ, Silva AJ, Rouboa AI, Machado L, et al. Hydrodynamic analysis of different finger positions in swimming: a computational fluid dynamics approach. *J Appl Biomech.* 2015; doi:10.1123/jab.2013-0296
 79. Minetti AE, Machtsiras G, Masters JC. The optimum finger spacing in human swimming. *J Biomech.* 2009; doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.012
 80. Loebbecke von A, Mittal R, Mark R, Hahn J. A computational method for analysis of underwater dolphin kick hydrodynamics in human swimming. *Sports Biomech.* 2009; doi:10.1080/14763140802629982
 81. Loebbecke von A, Mittal R, Fish FE, Mark R. Propulsive efficiency of the underwater dolphin kick in humans. *J Biomech Eng.* 2009; doi:10.1115/1.3116150
 82. Cohen RCZ, Cleary PW, Mason BR. Simulations of dolphin kick swimming using smoothed particle hydrodynamics. *Hum Mov Sci.* 2012; doi:10.1016/j.humov.2011.06.008
 83. Cohen RCZ, Cleary PW, Mason BR, Pease DL. The role of the hand during freestyle swimming. *J Biomech Eng.* 2015; doi: 10.1115/1.4031586
 84. Sato Y, Hino T. CFD simulation of flows around a swimmer in a prone glide position. *Jap J Sci Swim Water Exer.* 2010; doi:10.2479/swex.13.1
 85. Araújo D, Davids KW, Chow JY, Passos P, Raab M. The development of decision making skill in sport: An ecological dynamics perspective. In: Araújo D, Davids K, editors. *Perspectives on cognition and action in sport.* New York: Nova Science Publishers, Inc; 2009. pp. 157–169.
 86. Araújo D, Davids K. Ecological approaches to cognition and action in sport and exercise: ask not only what you do, but where you do it. *Int J Sport Psychol.* 2009;40:5–37.
 87. Rietveld E, Kiverstein J. A rich landscape of affordances. *Ecol Psychol.* 2014; doi:10.1080/10407413.2014.958035
 88. Jacobs DM, Michaels CF. Direct Learning. *Ecol Psychol.* 2007; doi:10.1080/10407410701432337
 89. Davids K, Button C, Bennett S. *Dynamics of skill acquisition: a constraints-led approach.* Champaign: Human Kinetics; 2008.

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
90. Seifert LM, Komar J, Crettenand F, Dadashi F, Aminian K, Millet GP. Inter-limb coordination and energy cost in swimming. *J Sci Med Sport*. 2014; doi:10.1016/j.jsams.2013.07.003
 91. Seifert LM, Button C, Brazier T. Interacting constraints and inter-limb coordination in swimming. In: Renshaw I, Davids K, Savelsbergh GJP, editors. *Motor learning in practice: a constraints-led approach*. London: Routledge; 2010. pp. 83–98.
 92. Telles T, Barbosa AC, Campos MH, Júnior OA. Effect of hand paddles and parachute on the index of coordination of competitive crawl-strokers. *J Sports Sci*. 2011; doi:10.1080/02640414.2010.523086
 93. Schnitzler C, Brazier T, Button C, Seifert LM, Chollet D. Effect of velocity and added resistance on selected coordination and force parameters in front crawl. *J Strength Cond Res*. 2011; doi:10.1519/JSC.0b013e318207ef5e
 94. Maglischo CW, Maglischo EW, Sharp RL, Zier DJ, Katz A. Tethered and non tethered crawl swimming. In: Terauds J, Barthels K, Kreighbaum E, Mann R, Crakes J, editors. *Colorado Springs: Academic Publisher*; 1984. pp. 163–76.
 95. Morouço P, Keskinen KL, Vilas-Boas JP, Fernandes RJ. Relationship between tethered forces and the four swimming techniques performance. *J Appl Biomech*. 2011;27:161–9.
 96. Gourgoulis V, Antoniou P, Aggeloussis N, Mavridis G, Kasimatis P, Vezos N, et al. Kinematic characteristics of the stroke and orientation of the hand during front crawl resisted swimming. *J Sports Sci*. 2010; doi:10.1080/02640414.2010.507251
 97. Nakashima M, Maeda T, Miwa T, Ichikawa H. Optimizing simulation of the arm stroke in crawl swimming considering muscle strength characteristics of athlete swimmers. *J Biomech Sci Eng*. 2012; doi:10.1299/jbse.7.102
 98. Seifert LM, Chollet D, Rouard AH. Swimming constraints and arm coordination. *Hum Mov Sci*. 2007; doi:10.1016/j.humov.2006.09.003
 99. Seifert LM, Chollet D, Bardy BG. Effect of swimming velocity on arm coordination in the front crawl: a dynamic analysis. *J Sports Sci*. 2004; doi:10.1080/02640410310001655787
 100. Lerda R, Cardelli C, Chollet D. Analysis of the interactions between breathing and arm actions in the front crawl. *J Hum Movement Stud*. 2001;40:129–44.
 101. Cardelli C, Lerda R, Chollet D. Analysis of breathing in the crawl as a function of skill and stroke characteristics. *Percept Motor Skill*. 2000; doi:10.2466/pms.2000.90.3.979
 102. Barbosa AC, De Souza Castro F, Dopsaj M, Cunha SA, Júnior OA. Acute responses of biomechanical parameters to different sizes of hand paddles in front-crawl stroke. *J Sports Sci*. 2013; doi:10.1080/02640414.2012.762597
 103. Gourgoulis V, Aggeloussis N, Kasimatis P, Vezos N, Antoniou P, Mavromatis G. The influence of hand paddles on the arm coordination in female front crawl swimmers. *J Strength Cond Res*. 2009; doi:10.1519/JSC.0b013e3181a07357
 104. Gourgoulis V, Aggeloussis N, Vezos N, Antoniou P, Mavromatis G. Hand orientation in hand paddle swimming. *Int J Sports Med*. 2008; doi:10.1055/s-2007-965570
 105. Zamparo P, Pendergast DR, Termin B, Minetti AE. How fins affect the economy and efficiency of human swimming. *J Exp Biol*. 2002;205:2665–76.

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
106. Ruiz-Teba A, Arellano R, Lopez G. Technical and physiological responses of swimming crawl-stroke using hand paddles, fins and snorkel in swimming flume: A pilot study. In: Colloud F, Domalain M, Monnet T, editors. Proceedings of the 33rd international conference on biomechanics in sports. Poitiers: University of Poitiers; 2015. pp. 1183–6.
 107. Seifert LM, Chollet D. Inter-limb co-ordination and constraints in swimming: a review. In: Beaulieu NP, editor. Physical activity and children: new research. New York: Nova Science Publishers, Inc; 2008. pp. 65–93.
 108. Seifert LM, Barbosa TM, Kjendlie PL. Biophysical approach in swimming: gender effect. In: Davies SA, editor. Gender gap: causes, experiences and effects. New York: Nova Science Publishers, Inc; 2010. pp. 59–80.
 109. Wilson BD, Takagi H, Pease DL. Technique comparison of pool and flume swimming. In: Keskinen KL, Komi PV, Hollander AP, editors. Proceedings of the VIIIth international symposium on biomechanics and medicine in swimming. Jyväskylä: University of Jyväskylä; 1998. pp. 181–4.
 110. Espinosa HG, Nordsborg NB, Thiel DV. Front crawl swimming analysis using accelerometers: A preliminary comparison between pool and flume. Proc Eng. 2015; doi:10.1016/j.proeng.2015.07.231
 111. Monteil KM, Rouard AH, Troup JP. Etude des paramètres cinétiques du nageur de crawl au cours d'un exercice maximal dans un flume. [Study about kinetic parameters of the front crawl swimmer during exhausting test performed in a flume.] Revue EPS. 1994;33:57–68.
 112. Araújo D, Davids K, Passos P. Ecological validity, representative design and correspondence between experimental task constraints and behavioral settings: comment on Rogers, Kadar, and Costall (2005). Ecol Psychol. 2007;19:69–78.
 113. Barris S, Davids K, Farrow D. Representative learning design in springboard diving: is dry-land training representative of a pool dive? Eur J Sport Sci. 2013; doi:10.1080/17461391.2013.770923
 114. Pinder RA, Renshaw I, Davids K. Information-movement coupling in developing cricketers under changing ecological practice constraints. Hum Mov Sci. 2009; doi:10.1016/j.humov.2009.02.003
 115. Seifert LM, Wattedled L, Orth D, L'Hermette M, Boulanger J, Davids K. Skill transfer specificity shapes perception and action under varying environmental constraints. Hum Mov Sci. 2016; doi:10.1016/j.humov.2016.05.004
 116. Toussaint H, Truijens MJ. Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. Anim Biol. 2005;55:17–40.

2. Behavioral dynamics in swimming: the appropriate use of inertial measurement units.

–Revue critique de la littérature scientifique publiée en mars 2017, s’appliquant à caractériser les comportements moteurs d’individus évoluant dans le milieu aquatique, en se basant sur les grandes variétés d’analyses offertes par les centrales inertielles–



Behavioral Dynamics in Swimming: The Appropriate Use of Inertial Measurement Units

Brice Guignard^{1,2}, Annie Rouard², Didier Chollet^{1,2} and Ludovic Seifert^{1*}

¹ Centre d'Etudes des Transformations des Activités Physiques et Sportives (CETAPS EA3832), Faculty of Sport Sciences, University of Rouen Normandy, Mont Saint Aignan, France, ² Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité (LIBM), Department Sciences and Mountain (SceM), University Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac, France

OPEN ACCESS

Edited by:

Kylie Ann Steel,
Western Sydney University, Australia

Reviewed by:

Howard N. Zelaznik,
Purdue University, USA
David Sherwood,
University of Colorado Boulder, USA

*Correspondence:

Ludovic Seifert
ludovic.seifert@univ-rouen.fr

Specialty section:

This article was submitted to
Movement Science and Sport
Psychology,
a section of the journal
Frontiers in Psychology

Received: 26 November 2016

Accepted: 28 February 2017

Published: 14 March 2017

Citation:

Guignard B, Rouard A, Chollet D and
Seifert L (2017) Behavioral Dynamics
in Swimming: The Appropriate Use
of Inertial Measurement Units.
Front. Psychol. 8:383.
doi: 10.3389/fpsyg.2017.00383

Motor control in swimming can be analyzed using low- and high-order parameters of behavior. Low-order parameters generally refer to the superficial aspects of movement (i.e., position, velocity, acceleration), whereas high-order parameters capture the dynamics of movement coordination. To assess human aquatic behavior, both types have usually been investigated with multi-camera systems, as they offer high three-dimensional spatial accuracy. Research in ecological dynamics has shown that movement system variability can be viewed as a functional property of skilled performers, helping them adapt their movements to the surrounding constraints. Yet to determine the variability of swimming behavior, a large number of stroke cycles (i.e., inter-cyclic variability) has to be analyzed, which is impossible with camera-based systems as they simply record behaviors over restricted volumes of water. Inertial measurement units (IMUs) were designed to explore the parameters and variability of coordination dynamics. These light, transportable and easy-to-use devices offer new perspectives for swimming research because they can record low- to high-order behavioral parameters over long periods. We first review how the low-order behavioral parameters (i.e., speed, stroke length, stroke rate) of human aquatic locomotion and their variability can be assessed using IMUs. We then review the way high-order parameters are assessed and the adaptive role of movement and coordination variability in swimming. We give special focus to the circumstances in which determining the variability between stroke cycles provides insight into how behavior oscillates between stable and flexible states to functionally respond to environmental and task constraints. The last section of the review is dedicated to practical recommendations for coaches on using IMUs to monitor swimming performance. We therefore highlight the need for rigor in dealing with these sensors appropriately in water. We explain the fundamental and mandatory steps to follow for accurate results with IMUs, from data acquisition (e.g., waterproofing procedures) to interpretation (e.g., drift correction).

Keywords: human swimming behavior, coordination variability, behavioral adaptability, inertial measurement units, aquatic environment, swimming monitoring

INTRODUCTION

Research on human swimming has been extensive in part because of one of the unique properties of water: its high density, which causes great resistance to movement. Many of the studies have been in the fields of physiology (Berger et al., 1997; Pendergast et al., 2003), biomechanics (Payton and Bartlett, 1995; Nikodelis et al., 2005; Gourgoulis et al., 2008), and motor control (Chollet and Seifert, 2011), and have helped coaches to monitor and manage training sessions. Motor control investigations follow the principles of coordination dynamics within the theoretical framework of ecological dynamics (Seifert et al., 2013; Davids et al., 2015), an approach used to study the continuous interactions between an individual and his/her environment. Applied to swimming, this framework takes the continuous swimmer–aquatic environment interaction as the most relevant scale of analysis for understanding human behavior in an ecological context of performance (Seifert et al., 2014a). According to Wei et al. (2014, p. 547), “nowhere in sport is performance so dependent on the interaction of the athlete with the surrounding medium than in competitive swimming.” In this sense, swimming provides a valuable and interesting vehicle for studying emergent behaviors from a coordination dynamics and ecological point of view. In his ecological theory of *direct perception*, Gibson (1979) argued that animals (i.e., human swimmers) perceive and act on substances (e.g., water), surfaces (e.g., swimming block), places (e.g., a swimming pool), objects (e.g., paddles) and events (e.g., a 400-m front crawl competition) in the environment, without integrating representations of the world to perceive it (Araújo et al., 2006). This theory suggests that perception guides an athlete’s actions and, in turn, his/her actions shape on-going perceptions (i.e., leading to a coupling of perception and action to support performance behaviors; Davids et al., 2015). In competitive swimming, swimmers’ actions impact the motion of water particles in a circular and tight manner since fluid motion will, in turn, impact the swimmer’s future perceptions and actions. The circular causality between perception and action, and therefore the emergence of functional behaviors, is continuously shaped by three categories of constraints: organismic (i.e., the individual characteristics of a performer), environmental (i.e., external physical and social constraints surrounding a performer), and task (i.e., the specific goals of an activity) (Newell, 1986). These constraints continually reduce the number of configurations that a complex adaptive system can adopt in a performance environment (Glazier and Davids, 2009; Davids et al., 2013). Consequently, appropriate manipulations of these constraints may prepare the swimmer to functionally respond to the competitive context of performance through adaptive behavior (Seifert et al., 2013). Adaptability refers to the subtle blend of behavioral stability and flexibility, in the sense that stability is the robustness of behavior under conditions of perturbation (e.g., waves) and flexibility is the superficial refinement of behaviors to adjust to constraints (e.g., approaching the wall to turn) (Seifert et al., 2014e). Because movement behavior emerges from the surrounding constraints that an individual must continuously cope with, we need to understand the mechanisms underlying behavioral stability,

loss of stability and flexibility. Such changes in coordination dynamics are strongly dependent on the *magnitude* of the perturbation from constraints on the individual–environment system and may be related to *low-* and *high-*order parameters of behavior. Low-order parameters are generally related to common biomechanical parameters (e.g., positions, velocities, accelerations), reflecting simple inherent mechanisms (i.e., over space or time) that lead to the emergence of behavior (Haddad et al., 2006). This first level of analysis should be complemented, however, by capturing the true dynamics of the task, as doing so provides a better characterization of the rich complexity of the system (Haddad et al., 2006). High-order parameters combine multiple lower-order components, like, for example, *position* and *velocity* to obtain the relative phase between limbs, which can be used to capture the system coordination dynamics.

In swimming, low-order behavioral parameters are generally measured through two-dimensional video analyses. This method has become the gold standard (e.g., Nikodelis et al., 2005; Sanders et al., 2006; Elipot et al., 2009; Naemi et al., 2010; Mason and Formosa, 2011; Callaway, 2015) to collect kinematic data (i.e., prerequisite data for assessing behavior). First, two-dimensional analyses were “designed to identify where, why and how swimmers performed better than others” (Mason and Formosa, 2011, p. 413). The temporal parameters of events (i.e., duration of start, turn and finish segments) or stroke length (SL; i.e., distance traveled by the body during a complete stroke), stroke rate (SR; i.e., number of stroke cycles per minute), and mean stroke velocity are assessed by a digitization procedure using two-dimensional camera-based analysis. It should be noted, however, that simple manual digitization of anatomical landmarks is error-prone and the data processing is long (Wilson et al., 1999; Mooney et al., 2015a) (27 h to digitize four stroke cycles, according to Psycharakis and Sanders, 2008). In addition, Dadashi et al. (2012, p. 12928) have stated, “the biomechanical analysis of swimming remains inadequately explored due to complications of kinematic measurements in water,” leading to an increase in error reconstruction up to 42% compared with similar on-land analyses (Silvatti et al., 2013). The parallax effect at the water–air interface (Kwon, 1999), water clarity and light reflection, distortion problems and pixel contrast between the swimmer and background (Ichikawa et al., 1998), and turbulence or bubble formation (Mooney et al., 2015a) are all factors that hamper continuity in the recorded data. Despite these difficulties, however, interesting data have emerged on the spatial or temporal characteristics of the swimming path (Callaway et al., 2009), swimmers’ mechanical energy (Berger et al., 1997; Pendergast et al., 2003), and hand force production (Schleihauf, 1979; Toussaint and Beek, 1992). Yet these analyses remain limited for evaluating *higher-order* parameters, which require another level of investigation (Callaway et al., 2009; de Magalhães et al., 2014). For this purpose, researchers turned to three-dimensional optoelectronic analyses (Chiari et al., 2005) based on the automatic detection of reflective markers positioned on swimmers’ joints to properly track their motion (Callaway et al., 2009; Dadashi et al., 2013c). For an example in breaststroke, consider the real-time data collected in a calibrated volume by Olstad et al. (2012). The camera setup, position, resolution and

calibration determine a *volume* within which movement will be analyzed: the more cameras used and the closer the calibration volume, the greater the measurement accuracy will be (de Jesus et al., 2015). This method is the gold standard in laboratory conditions, but remains relatively rare outdoors or in constrained environments, such as underwater (Silvatti et al., 2012; de Jesus et al., 2015). Another major issue in swimming is that the analyses are performed over a restricted area (Cecon et al., 2013) of only three or four stroke cycles (Dadashi et al., 2013c; Callaway, 2015). This means that, although multi-camera systems can be used for inter-individual or intra-cyclic analyses of high-order movement parameters, they are of limited use for investigating behavioral dynamics.

The limitations inherent to both two- and three-dimensional video-based technologies have prompted investigators to look for new ways (de Magalhães et al., 2014) to dynamically monitor swimming training and better investigate human behavioral adaptations to surrounding swimming constraints. The *accelerometer-based data logger* (Silvatti et al., 2012; Callaway, 2015) may be one of the first devices to respond to the requirements of research in coordination dynamics. By incorporating a gyroscope (to measure angular velocities) and a magnetometer (sensitive to magnetization; for a technical complement see Dadashi, 2013; Barber, 2014; Vannozzi, 2014), a wider range of measurement opportunities is offered. This device is also called an inertial measurement unit (IMU), a wearable motion sensor (WMS) or a microelectromechanical system (MEMS) (Callaway et al., 2009), but we will refer to it as an IMU in this review. IMUs were recently validated for studying the “readily observable factors” (Glazier et al., 2006, p. 61; i.e., swimming speed, stroke length, stroke frequency) of swimming performance during *training* sessions, although equipping swimmers with sensors during competition is unauthorized (Mooney et al., 2015b). Once they are scrupulously waterproofed, IMUs offer distinct advantages to investigate swimmers’ behavior dynamics (Dadashi et al., 2013e): first, they can record a high volume (e.g., 5981 cycles recorded by Dadashi et al., 2016) of continuous data over an entire swimming training event. Second, they do not require digitization procedures (de Magalhães et al., 2014), and they are user-centric (i.e., no interference between two swimmers wearing them), low cost, and portable for easy use in field conditions (Favre et al., 2006; Dadashi et al., 2013c, 2015). Not least, the results are rapidly available for simple analyses (Dadashi et al., 2013c) once complete data processing has been performed one time (i.e., data processing depend on the quantity and complexity of the investigated parameters).

Inertial measurement units thus open new perspectives on coordination dynamics by enabling the investigation of inter-cyclic *variability* in performance, movement and coordination patterns (i.e., variability of both low- and high-order parameters). The data can then be used to build swimmer profiles and to more deeply explore swimmers’ *adaptability* to the constraints surrounding them (Newell, 1986). Seifert et al. (2014a), for example, demonstrated that there is no single and ideal pattern of coordination in swimming. Instead, these authors showed that the coordination variability observed in neurobiological systems is essential to produce (i) new behaviors that are highly adapted

to the situations that arise, (ii) stable behavior despite external disturbances, and (iii) flexible behavior as a function of the constraints that continuously surround individuals (Bartlett et al., 2007; Davids and Glazier, 2010). The analysis of coordination dynamics and its functional variability provides insight into the processes by which swimmers adapt to the continuous changes in the constraining and unpredictable water environment (Bartlett et al., 2007).

In this critical review, we examine two key aspects of swimming research: (i) the characterization of human behavior in the highly resistive aquatic environment (e.g., behavior emergence, stability or flexibility) and (ii) the evaluation of inter-cyclic variability as a way to gain insight into the *coordination dynamics* of swimming behavior. Such investigations are facilitated by focusing on both low- and high-order movement parameters in order to precisely reveal the rich complexity of the swimmer-aquatic environment system. Yet although video-based analyses have been quite popular in swimming research, they do not offer the possibility of characterizing these parameters over long periods, and some researchers have thus turned to IMUs as a solution. Therefore, this critical review presents how IMUs can be used to characterize swimming behavior, providing valuable insights for both researchers and coaches. IMUs have undergone rapid development, with steadily increasing use in swimming studies (e.g., 87 references included in the review of Mooney et al., 2015b, with 62 published since 2010). To deal with this expanded literature, the present review goes beyond the technical researches performed by de Magalhães et al. (2014) and Mooney et al. (2015b), relating the research question driving each analysis to the appropriate *signal processing* from studies that have used accelerometers and IMUs. In the first section, we review the IMU-based investigations of low-order behavioral parameters and their variability. The second and main section is devoted to the assessment of *high-order* behavioral parameters (i.e., movement coordination) in swimming and inter-cycle variability. IMUs are particularly well suited to explore the functional role of variability (especially between cycles) through numerous and long time-series analyses performed in an ecological context of performance. As assessing these parameters in swimming depends greatly on sensor use in the constraining aquatic environment, the last section provides practical recommendations ranging from sensor positioning to data processing.

Journal and conference articles referencing the assessment of coordination dynamics in swimming with accelerometers or IMUs were selected from the major scientific databases: PubMed, Science Direct, IEEE Xplore, Scopus and Google Scholar. The searching keywords were “human behavior in swimming” or “swimming biomechanics” investigations for “performance” or “motion/movement analysis” or “stroke analysis” or “angle determination” or “coordination dynamics” or “sensorimotor control” purposes, analyzed with “IMUs” or “WMS” or “MEMS” or “inertial sensors” or “accelerometers” or “gyroscopes.” The inclusion criterion was the relevance of the article/conference proceeding to assessing low- to high-order parameters of human swimming behavior with the use of accelerometers, and/or gyroscopes, and/or magnetometers. Fifty articles and conference

proceedings (published before 2016) were identified for review. Eleven other papers on terrestrial cyclical activities were also included for their relevance to determining sensor position and assessing joint angles in swimming. Finally, 23 other articles on the functional and adaptive roles of performance and movement variability were included for their relevance to examining within- and between-cycle and inter-individual variability. These additional references demonstrate that measurements that were generally limited to on-land conditions in the past (e.g., building dynamical biomechanical and motor control models of swimming) are now available in the aquatic environment thanks to advances in IMU technology.

DETERMINING LOW-ORDER PARAMETERS: A FIRST LEVEL OF ANALYSIS TO CHARACTERIZE HUMAN BEHAVIOR IN SWIMMING

One of the first and simplest ways to characterize human swimming behavior is to analyze the circumstances in which one swimmer performs better than another despite similar environmental constraints. These parameters, generally referred to as the simple mechanisms of swimming motion—or more broadly, performance-related parameters—are swimming speed, SR, SL and even segment positions throughout the stroke cycle.

Race components and stroking parameters have traditionally been assessed with stopwatches, despite inconsistencies due to athlete bias or human error (Beanland et al., 2013) and the limited number of athletes that coaches can follow at a given time (Lecoutere and Puers, 2014). The raw data from accelerometers provide the swimming time, which is the major component in swimming performance (Mooney et al., 2015b). To compute it, the beginning and end of the swimming event are recorded. Generally, the start of a swimming event is characterized by high acceleration along the longitudinal axis (Davey et al., 2008; Bächlin and Tröster, 2011; Stamm et al., 2011; Ohgi et al., 2014), decreasing to values close to zero at the end of the event. The average velocity can also be computed if the event duration and the distance covered by the swimmer are known (Bächlin and Tröster, 2011; Stamm et al., 2011; Beanland et al., 2013). This first level of analysis, which is a simple examination of the raw data when the accelerometer-based information is known (e.g., sampling frequency, reference axes), provides rapid and useful information on swimming performance. In a further step to characterize swimmers' accelerations for a given distance, scientists can focus on the signal within the starting and ending bounds of the swimming event. In this portion of the acquired signal, the cyclical nature of the swimming activity is quite useful for determining parameters like SR, which is the time between similar acceleration peaks in the data (Ichikawa et al., 2003; James et al., 2004; Daukantas et al., 2008; Davey et al., 2008; Slawson et al., 2008; Bächlin and Tröster, 2011; Hagem et al., 2013; Khoo et al., 2013; Lecoutere and Puers, 2014; Callaway, 2015; Stamm and Thiel, 2015). SR can easily be obtained by positioning a sensor on the back or at the sacral level (Figure 1) (Pansiot

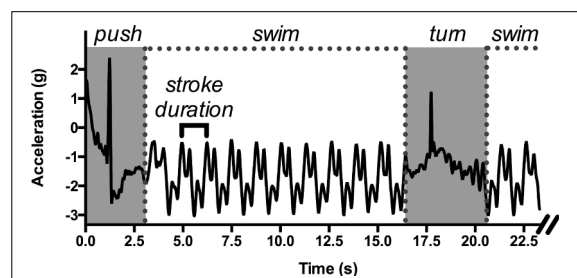


FIGURE 1 | An example of raw acceleration data (longitudinal axis) obtained with a sensor positioned on the swimmer's lower back during a 50-m front crawl performed in a 25-m swimming pool. Simple parameters can be identified: the duration of the wall start and the tumble turn (in gray), the swimming sequences, and the duration of one stroke cycle, allowing the computation of the average velocity and the stroke length.

et al., 2010; de Magalhães et al., 2014). The ratio of SR to the average velocity of the swimming lap can then give approximate values of SL and stroke index (SI, the product of velocity and SL, according to Costill et al., 1985). Additionally, in order to characterize the dynamics of performance-related parameters, scientists may now use IMUs to register data over *long periods*. The recent data loggers, which are small and able to collect data autonomously, can record up to 200 h at a sampling frequency of 100 Hz (James et al., 2011) and up to 8 h between two consecutive battery charges. This allows for a wide range of measurement contexts, from a normal training session to a complete day of data acquisition. These sensors therefore provide information on the variability in performance-related parameters—that is, for a detailed degree of swimming monitoring—that was not possible with classical video-based methods. For example, by manipulating swimming velocity or inducing fatigue, swimmers can be prompted to adapt their SR and/or SL, which can then be analyzed dynamically with IMUs. These investigations at the scale of the swimming event can be completed by the assessment of the data on temporal and/or spatial *characteristics* over restricted portions of the swimming event (e.g., a stroke cycle, start or turn sequences), which provide evidence of finer behavioral adaptations as a function of surrounding constraints.

The use, positioning and number of sensors selected for these analyses are highly dependent on the research question the scientists intend to address. Competitive swimming is aquatic locomotion involving motions of both the upper and lower limbs. Hand dynamics might be determined by a single sensor positioned on the dorsal side to detect water entry. As highlighted by Mooney et al. (2015b), detection of hand entry is *highly dependent on the swimmer's technique*: a flatter hand entry is associated with high palmar-dorsal acceleration (Ohgi et al., 2000) or sagittal acceleration near zero (Ichikawa et al., 2003), whereas hand entry with a sharper pitch angle is associated with palmar-dorsal acceleration near 0 m/s² (Ohgi et al., 2000). To investigate the dynamics of the lower limbs during training, a similar procedure is adopted, with sensors generally placed on the calf of the dominant leg (Fulton et al., 2009a,b, 2011).

These results can be considered as a first level of analysis in swimming investigations, in that the movement indications are available from the *raw sensor data*. Determining the upper and lower limb oscillations offers insights into the strategies that swimmers use to create propulsion (it is generally considered that the upper limbs create nearly 90% of the total body propulsion; Deschodt et al., 1999), which can be approached by measuring their instantaneous velocity. To compute this velocity, which is considered the best parameter for estimating swimming performance (Barbosa et al., 2011; Dadashi et al., 2015), a supplementary level of analysis is needed, since velocity is not directly obtained from accelerometer or IMUs recordings. To our knowledge, Holmér (1978) was the first to assess this parameter from a single accelerometer positioned on the swimmer's lower back. With simple instantaneous acceleration data integration, he obtained velocity curves for front crawl and breaststroke, and this pioneering investigation prompted the recent studies focused on instantaneous hip (Puel et al., 2014) and whole body (Dadashi et al., 2012, 2013a,b,d; Stamm et al., 2013a,b) velocity estimation following the same computational process. However, this transformation is sometimes subject to drift and needs additional processing to correct it (Dadashi et al., 2015), as described in the practical implications section. Dadashi et al. (2012, 2014) assumed that the average trend of instantaneous velocity peaks is quasi-constant due to the steady regime of front crawl swimming. They therefore extracted the cycle minimum and maximum peaks of instantaneous velocity and fit them with a shape preserving spline (Fritsch and Carlson, 1980). Then, they assessed the instantaneous velocity by expressing the data into an external reference frame (e.g., as a function of the gravity vector) to obtain a general overview of the swimmer's velocity profile. Thus, only the component collinear with the swimmer's displacement axis was needed to estimate swimming performance (Barbosa et al., 2011; Dadashi et al., 2015). In contrast, Stamm et al. (2013a,b) did not correct the integration error during the instantaneous velocity estimation of a push-off and swimming lap, considering noise as insignificant for such brief events. Their results showed an acceptable difference (bias of -0.15 m/s) between the values obtained with the IMU and the gold standard (i.e., tethered optical velocity meter: description in Davey and James, 2008) for both push-off and swimming lap instantaneous velocity. Some authors were even able to characterize the variability in instantaneous swimming velocity over different time-scales, showing that swimmers functionally adapt to surrounding constraints (Newell, 1986). To do so, they computed the so-called *intra-cyclic velocity variations* (IVV; Dadashi et al., 2013a) and *cycle velocity variation* (Dadashi et al., 2016) from the values of instantaneous velocity.

All the aforementioned parameters, which are listed in **Table 1**, offer a first level of analysis for investigating human swimming behavior, essentially based on temporal parameters (acceleration and its first integration). These analyses can be completed by investigations focusing on the spatial parameters of the swimming stroke.

Kinematic analyses provide clear insight into swimmers' continuous functional adaptations to the changes in their

dynamic and unpredictable aquatic environment. Indeed, by determining the different limb positions in the swimming event (i.e., movement phases) and connecting them to propulsion, researchers can show how swimmers act on their environment to create or at least maintain their instantaneous velocity. Determining instantaneous velocity *variations* as a function of limb position is accomplished by coupling accelerometers or IMUs with video-analyses. For example, phases of the start (Chakravorti et al., 2013), turn (Vannozzi et al., 2010; Lee et al., 2011b; Le Sage et al., 2012; Slawson et al., 2012; Stamm et al., 2013a) (the procedures are summarized by Mooney et al., 2015b) and stroke cycle (Ohgi et al., 2000, 2003, 2014; Ohgi, 2002; Nakashima et al., 2010; James et al., 2011; Lee et al., 2011a; Callaway, 2015) have been detected, based on acceleration data. Ohgi et al. (2000, 2003) were the first to present a case study of the movement phases in the stroke cycle in both freestyle and breaststroke swimming from a single two-dimensional accelerometer. In the breaststroke and butterfly, propulsive phases are systematically followed by non-propulsive phases, as the two upper and two lower limbs make similar and simultaneous movements, causing considerable velocity fluctuations throughout the stroke cycle. For example, velocity during the breaststroke glide decreases greatly in preparation for the strong re-acceleration in the following propulsive phases of the stroke. It is thus essential to determine limb position to ensure that leg propulsion is not concomitant to upper limb propulsion, which is generally a beginner's error (i.e., "accordion" propulsion mode; Leblanc et al., 2009). In freestyle, these fluctuations are subtler, since propulsion is created by the continuous actions of both upper and lower limbs. In the pioneering study of Ohgi et al. (2000), the authors positioned a sensor on the wrist to detect acceleration peaks, in line with the stroke phases described by Maglischo (1982), and recorded swimmers' actions with bottom- and side-view cameras. The changes in the acceleration profile were linked to changes in forearm position, thereby defining the different stroke phases. The minimum values of sagittal hand acceleration were observed when the hand entered the water. Similarly, the maximum acceleration values were noted after the catch point at the beginning of the insweep movement. On the longitudinal axis, the values decreased to nearly zero at the beginning of the underwater sequence, since hand acceleration was greatly reduced along this axis during the entry and stretch (i.e., extension of the arm forward). High acceleration was then recorded at the beginning of the downsweep. Following this sequence, the upsweep started with vertical hand acceleration. The authors concluded that a single sensor positioned on the wrist was sufficient to detect most of the swimmer's upper limb swimming phases (except the hand release from the water), which greatly reduced the processing time generally associated with similar video analyses (Ohgi et al., 2000). Propulsion was mainly accomplished by the completion of an efficient insweep movement, where the highest acceleration levels were recorded. Also, the acceleration curves offered insights into those instants when propulsion might be increased and thus provided indications to further adapt the swimming stroke. Nevertheless, this work must be viewed as the first step in automatically detecting the stroke phases of

TABLE 1 | Studies focusing on the temporal low-order parameters of swimming behavior.

Authors	Measured parameters	Sensor type	Participant
Bächlin and Tröster, 2011	Wall push-off, end of the laps, average velocity, SL and SR	3D accelerometer	18 swimmers
Beanland et al., 2013	Stroke count, mid-pool velocity	3D accelerometer	21 swimmers
Callaway, 2015	Lap time, average velocity, stroke count, stroke duration, SR	3D accelerometer	12 swimmers
Dadashi et al., 2012, 2014	Instantaneous swimming velocity	3D accelerometer, 3D gyroscope	20 and 8 swimmers
Dadashi et al., 2013a	Instantaneous swimming velocity, intra-cyclic velocity variations	3D accelerometer, 3D gyroscope	12 swimmers
Dadashi et al., 2013d	Instantaneous swimming velocity, cycle mean velocity	3D accelerometer, 3D gyroscope	20 swimmers
Dadashi et al., 2015	Breaststroke cycle mean velocity	3D accelerometer, 3D gyroscope	15 swimmers
Daukantas et al., 2008	Lap count, instantaneous SR	3D accelerometer	4 swimmers
Davey et al., 2008	Wall push-off, turns, lap time, stroke count and SR	3D accelerometer	6 swimmers
Fulton et al., 2009a,b	Kick count and kick rate	3D accelerometer, 1D gyroscope	14 and 12 Paralympic swimmers
Fulton et al., 2011	Kick count and kick rate	3D accelerometer, 1D gyroscope	12 Paralympic swimmers
Hagem et al., 2013	SL, SR, lap time	3D accelerometer	1 swimmer
Ichikawa et al., 2003	Stroke frequency, hand water entry and exit	3D accelerometer	4 swimmers
James et al., 2004	Wall push-off, stroke style and stroke count metrics	3D accelerometer	Selection of swimmers
Jensen et al., 2013	Rest and swimming phases, swimming style and turn detection	3D accelerometer, 3D gyroscope	12 swimmers
Khoo et al., 2013	Acceleration profiles, stroke duration, breathing pattern	3D accelerometer	2 swimmers
Lecoutere and Puers, 2014	Split times, stroke frequencies, breathing patterns and distance per stroke	3D accelerometer, 3D gyroscope	1 swimmer
Le Sage et al., 2010a	Turns, stroke duration	3D accelerometer, 2D gyroscope	1 swimmer
Le Sage et al., 2010b	Lap time, turn detection	3D accelerometer, 3D gyroscope	1 swimmer
Ohgi et al., 2014	Rest and swimming phases, start, turns, goal touch events, swimming style	3D accelerometer	45 swimmers
Pansiot et al., 2010	Swimming style, wall push-off, lap counts	3D accelerometer	1 swimmer
Puel et al., 2014	Rotational speeds and translational accelerations, hip longitudinal speeds in breaststroke and crawl	3D accelerometer, 3D gyroscope, 3D magnetometer	Sample of swimmers
Siirtola et al., 2011	Swimming style, turns, number of strokes	3D accelerometer	11 swimmers
Slawson et al., 2008	Stroke count, stroke duration	3D accelerometer	1 triathlete
Stamm et al., 2011	Start and end swimming times, stroke frequency, average velocity	3D accelerometer	1 swimmer
Stamm et al., 2013a	Instantaneous push-off and glide velocities	3D accelerometer	7 swimmers
Stamm et al., 2013b	Instantaneous swimming velocity, SR	3D accelerometer, 3D gyroscope	17 swimmers
Stamm and Thiel, 2015	Lap velocity and acceleration, SR, arm symmetry	3D accelerometer, 3D gyroscope	8 swimmers
Vannozi et al., 2010	Gliding phase, stroke phase and turn phase durations	3D accelerometer, 2D gyroscope	8 swimmers

For each work, the measured parameters are included alongside the sensor type. SL, stroke length; SR, stroke rate; 1D, one-dimensional; 2D, two-dimensional; 3D three-dimensional.

front crawl swimming, since it involved only one swimmer and an additional camera system. It also had to be personalized for the subject (Callaway, 2015) in terms of sensor fixation, location and orientation, the swimmer's technique, and signal processing (e.g., low-pass filtering cutoff frequencies). Currently, coupling three-dimensional accelerometers and video systems is considered appropriate for investigating the motion phases of swimming training (as recently confirmed by Callaway, 2015, for front crawl phase determination). In other studies, a second

data source (i.e., three-dimensional gyroscope) was added to the accelerometer-video couple to obtain angular velocities, further improving phase detection accuracy and validity. IMU data alone may indeed be too imprecise since these sensors provide only *estimations*; systematic control with video may thus be essential. For Ohgi (2002) and Lee et al. (2011a), the gyroscope complemented the accelerometer (positioned at the wrist) and provided additional data on the front crawl phases. Specifically, these author's distinguished local maximum and minimum values

TABLE 2 | Studies focusing on the spatial low-order parameters of swimming behavior.

Authors	Measured parameters	Sensor type	Participant
Callaway, 2015	Discrimination of stroke phases	3D accelerometer	12 swimmers
Chakravorti et al., 2013	Detection of glide phase, first stroke initiation and turn initiation	3D accelerometer, 2D gyroscope	2 swimmers
Dadashi et al., 2013b	Detection of breaststroke phases	3D accelerometer, 3D gyroscope	7 swimmers
James et al., 2011	Arm stroke identification	3D accelerometer, 3D gyroscope	1 swimmer
Lee et al., 2011a	Hand water entry and exit, discrimination of stroke phases	3D accelerometer, 3D gyroscope	6 swimmers
Lee et al., 2011b	Discrimination of tumble turn phases	3D accelerometer	2 swimmers
Le Sage et al., 2012	Turn phases, stroke count, stroke duration	3D accelerometer	12 swimmers
Nakashima et al., 2010	Wrist trajectory	3D accelerometer, 3D gyroscope	1 swimmer
Ohgi et al., 2000	Discrimination of stroke phases	2D accelerometer	2 swimmers
Ohgi, 2002	Discrimination of stroke phases	3D accelerometer (prototype I); 3D accelerometer, 3D gyroscope (prototype II)	2 swimmers
Ohgi et al., 2003	Discrimination of breaststroke phases	2D accelerometer	2 swimmers
Ohgi et al., 2014	Discrimination of stroke phases	3D accelerometer	45 swimmers
Slawson et al., 2012	Tumble turn phases	3D accelerometer, 2D gyroscope	1 triathlete

For each work, the measured parameters are included alongside the sensor type. 2D, two-dimensional; 3D, three-dimensional.

for the angular velocity profiles corresponding to the entry, catch and exit points of the hand trajectory (Lee et al., 2011a). Dadashi et al. (2013b) used another method based on the hidden Markov model (HMM) to determine breaststroke phases. These authors hypothesized that the phases of arm and leg movement during the breaststroke possess statistical properties that can be used to supervise learning based on the HMM. For example, the breaststroke arm recovery takes place before gliding with arms fully extended. Such an event can be (i) detected and (ii) fully automated using the HMM, as can the other two stroke phases, the glide and propulsion, which, when connected to the swimming velocity, reveal swimmers' propulsion strategies.

The discrimination of stroke phases has become feasible with IMUs (Daukantas et al., 2008; results presented in **Table 2**) and doing so reveals how swimmers are able to continuously act on their environment to minimize instantaneous velocity variations. Using IMUs *with* video, however, runs counter to the primary intention of using an *independent* system that does not have the inherent limitations of video systems, which record data over a restricted volume of analysis (Callaway et al., 2009). New investigations, mainly focusing on the assessment of higher-order parameters of swimming behavior, have therefore been conducted using only accelerometers and IMUs, which can record over long periods of time.

INVESTIGATION OF HIGH-ORDER PARAMETERS TO CHARACTERIZE COORDINATION DYNAMICS AND BEHAVIORAL VARIABILITY IN SWIMMING: NEW PERSPECTIVES USING IMUS

Combining spatial and temporal data (i.e., mixing low-order parameters) is one way to investigate the interaction of the components of the swimmer-aquatic environment system at a behavioral level. Computing the so-called spatial-temporal

coordination between two or more segments (or joints) starts with the determination of the angular times series of the segments (or joints) under consideration (Wheat and Glazier, 2006). When these angles are determined using IMUs, the data processing should take into account drift, offset, sensor synchronization and three-dimensional position determination, all of which implies complex steps compared with the procedures for determining low-order parameters. These investigations are made possible by considering the orientation of the sensors in the tridimensional domain, without any further help from video systems. Sensor orientation is determined by fusing the data from the acceleration integration and angular velocity (assessed by gyroscopes). As noted, this operation has to deal with the problem of drift, whose negative effects can be limited by using a magnetometer coupled to the accelerometer and gyroscope. The magnetometer compensates for the baseline drift in the other two devices (Callaway et al., 2009). The studies on this problem are very recent, but already they point to new ways to better characterize the spatial-temporal coordination of human swimming behavior and its variability over time (works on this topic are summarized in **Table 3**).

Dadashi et al. (2011, 2013c) computed the inter-arm spatial-temporal coordination in front crawl swimming by assessing the Index of Coordination (IdC; Chollet et al., 2000). The IdC "measures the coordination of arm stroking, with precise quantification of the lag between the start of the propulsion by one arm and the end of propulsion by the other" (Chollet et al., 2000, p. 54). It combines inputs from both the position of the swimmer's segments and the temporal parameters to detect each stroke phase computed using an experimental setup composed of three IMUs positioned on the swimmer's forearms and sacrum. The IdC is computed by detecting the beginning of the pull (i.e., start of the propulsive sequence, when the forearm begins its backward motion), the beginning of the push (i.e., transition between the two propulsive phases, when the forearm passes the shoulder), and the end of the push or the beginning of the recovery (i.e., end of the propulsion, when the forearm is alongside the body) for each upper limb (Chollet et al., 2000).

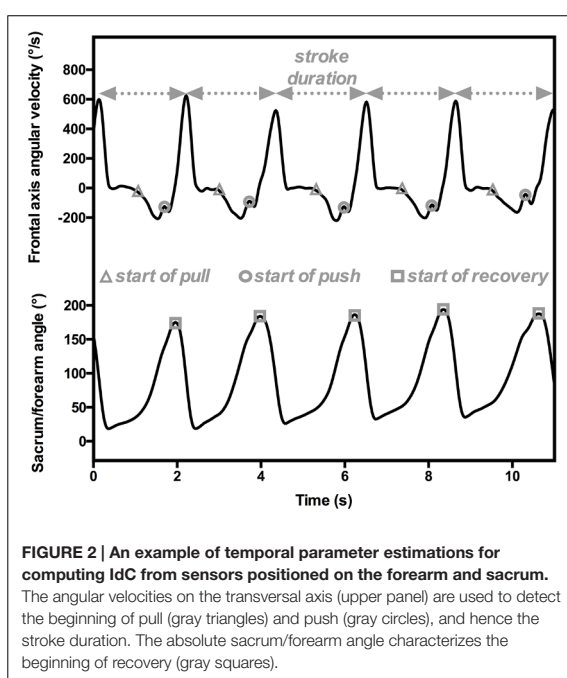
TABLE 3 | Studies focusing on the high-order parameters of swimming behavior.

Authors	Measured parameters	Sensor type	Participant
Dadashi et al., 2011	Propulsive phases, coordination index	3D accelerometer, 3D gyroscope	7 swimmers
Dadashi et al., 2013c	Arm stroke phases and inter-arm coordination	3D accelerometer, 3D gyroscope	7 swimmers
Dadashi et al., 2016	Intra-cyclic velocity variation, cycle velocity variation and inter-arm coordination	3D accelerometer, 3D gyroscope	18 swimmers
Seifert et al., 2014c	Inter-segmental elbow and knee angles cycle per cycle, arm-leg coordination	3D accelerometer, 3D gyroscope, 3D magnetometer	Not specified
Seifert et al., 2014d	Inter-segmental elbow and knee angles cycle per cycle, patterns of coordination	3D accelerometer, 3D gyroscope, 3D magnetometer	Not specified
Seifert et al., 2014e	Adaptability of limbs movements and arm-leg coordination after perturbation	3D accelerometer, 3D gyroscope, 3D magnetometer	6 swimmers

For each study, the measured parameters are included alongside the sensor type. SR, stroke rate; 3D, three-dimensional.

Dadashi et al. (2011, 2013c, 2015) automatically determined the beginning of the pull and the push by focusing on forearm angular velocities and accelerations and computing the angle between the forearms and the sacrum to assess the beginning of recovery. The beginning of the pull was characterized by high forearm velocity in the backward direction. To precisely detect this event in time, a model of slope change detection was applied for medial-lateral angular velocity and anterior-posterior acceleration curves (CUSUM algorithm; Gustafsson, 2000). The start of the push phase, which is the change in forearm movement from outswEEP to inswEEP, was detected from the angular velocity on the frontal axis. On the curve, it was determined by the local maximum directly observable after the beginning of the pull (Figure 2). For the start of the recovery, these researchers had to detect the end of the underwater part of the arm motion. To do so, they focused on the absolute sacrum/forearm angle, considering the minimum angulation value when the swimmer had the arm extended to the front (i.e., during glide). Consequently, the underwater portion of the stroke corresponded to an increase in this angle until a maximum, at which point the recovery began. Due to the cyclical nature of swimming, this procedure could be performed throughout the swimming event (i.e., in dynamics), providing a complete and accurate overview of the front-crawl inter-arm coordination of the swimmers.

Another possibility for assessing coordination is to compute the continuous relative phase (CRP) between two or more segments for swimming motion analysis (Seifert et al., 2014c,d,e). This parameter contains information about both the position and velocity of the two segments under consideration. In this case, the researchers were interested in investigating inter-limb coordination, which meant accurately locating the limbs in three-dimensional space to obtain their positions, and hence the angle between them. Computing CRP was facilitated using a net of four IMUs positioned on the forearm, upper arm, thigh and shank of a body side to capture elbow and knee angles (Seifert et al., 2014c,e). The authors developed a process to correct for drift, based on the assumption that the orientation of the magnetic field would be constant during recording. This technique could not be used to compute absolute angles since the initial signal had been modified. Therefore, the authors computed relative angles (θ_{norm} ; normalized between -1 , corresponding to -120° , and $+1$, corresponding to 50° ; Seifert et al., 2014e) as the integration



of the difference in the gyroscopic signals from the sensors positioned around the joint under study. A similar procedure was used to compute the normalized angular velocities (ω_{norm}) of both elbow and knee joints in the interval $[-1, +1]$. Then, phase angles (φ_{elbow} and φ_{knee}) in degrees were calculated and corrected according to their quadrant to ensure their continuity over time (Hamill et al., 2000): $\varphi = \arctan(\omega_{norm}/\theta_{norm})$. Finally, the CRP for a complete cycle was calculated as the difference between the two phase angles (Hamill et al., 2000): $\varphi_{rel} = \varphi_{elbow} - \varphi_{knee}$. Values obtained from CRP computations directly reveal the mode of coordination between the two considered segments/joints (here knee and elbow for upper/lower limb coordination in breaststroke). In these studies (Seifert et al., 2014c,e), CRP values between -30 and $+30^\circ$ signified an “in-phase” pattern of coordination between knee and elbow, whereas values ranging

between -180 and -150° or $+150$ and $+180^\circ$ denoted an “anti-phase” pattern.

These essential spatial-temporal investigations have for too long been limited to a restricted number of stroke cycles, but IMUs now offer the possibility of more fully considering the coordination dynamics and its variability. This objective can be achieved by characterizing the *inter-cyclic movement variability* (Dadashi et al., 2016), which can be analyzed within or between individuals. In the traditional cognitivist approach to coordination dynamics, variability in movement and coordination is noise or random fluctuation and is generally seen as detrimental to performance (Newell and Corcos, 1993; Davids et al., 2003, 2012). From this perspective, an athlete is expert when he/she is able to automate and reproduce a specific movement or coordination pattern consistent with the task goal (Ericsson et al., 1993; Abernethy et al., 2008). However, variability is inherent to all biological systems, since a repeated movement is never identical to the one before it (Bernstein, 1967). Within the ecological dynamics framework, an athlete’s movement emerges from the interaction of a set of constraints (environment, task and organism; Newell, 1986) through circular relationships between perception and action (Davids et al., 2012). The specificity of swimming is that the environmental constraint is crucial; since it limits swimmers’ motion by high resistances (water is 800 times denser than air). According to the ecological dynamics perspective, the manipulation of constraints is likely to prompt new behavior to emerge, to stabilize a given behavior, or to train adaptive flexibility. Recently, Dadashi et al. (2016) used this behavioral approach by constraining or perturbing swimmers in order to visualize the possible consequences on coordination. Such perturbations may take different forms, from the use of a parachute to add resistance, the modification of SR with a pacer positioned under the cap, or the manipulation of the fluid flow by swimming in a flume.

In the ecological dynamics framework, movement and coordination variability might be defined as functional flexibility, with the sensorimotor system adapting to continuous or temporary changes in constraints (Davids et al., 2003; Seifert et al., 2013). Variability can thus be seen as reflecting the property of *degeneracy* in the neurobiological system (Edelman and Gally, 2001; Mason, 2010; Whitacre, 2010). Degeneracy is “the ability of elements that are structurally different to perform the same function or yield the same output” (Edelman and Gally, 2001, p. 13763). In other words, different components of the sensorimotor system (i.e., *heteromorphic* components) can achieve the same task goal or performance outcome (i.e., *isofunctionality*) under specific conditions in order to ensure robustness if the initial system configuration fails (Mason, 2010). As an example, Seifert et al. (2014b) manipulated glide duration during a 200-m freestyle event and observed that swimmers were able to increase their kicking (e.g., to a 10-beat kick) to functionally adapt their behaviors when required to increase the glide phase with their arms. This functional adaptability is called *degenerate* behavior, and it should be distinguished from *redundancy*, which requires the *isomorphy* (i.e., the quality of being structurally identical; Mason, 2010) and *isofunctionality* of components to perform a function (Mason, 2010). Redundancy

is characterized by a duplication of the motor program in case of failure of the initial command.

Degeneracy can be observed through different combinations of the same components (i.e., different coordination patterns) and the *interchangeability* of different structures. The concept of degeneracy therefore explains why an individual can vary sensorimotor behavior (structurally) without compromising function, providing evidence for the adaptive and functional role of movement and coordination pattern variability in order to reach a task goal. Degeneracy in the complex neurobiological systems involved in swimming, and more broadly the functional role of movement and coordination variability, can be examined at three levels: (i) inter-limb coordination variability within a cycle, (ii) variability of coordination patterns between cycles, and (iii) inter-individual variability of coordination patterns (for a review, see Seifert et al., 2014a). Seifert et al. (2014a) explained the usefulness of assessing the behavioral variability of motor coordination and control by emphasizing the effects of constraint manipulation on swimming. The investigation of degeneracy requires the computation of various indicators of variability to assess *recurrence*, *stationarity* or *cyclicity* over long time series (for a review, see Bravi et al., 2011), which might be captured with the help of IMUs. Although standard deviation, variance and coefficients of variation are often computed, more advanced analysis is useful in this case. For example, the variability between two time series can be assessed by computing the root mean square (RMS) error and the Cauchy criterion (Chen et al., 2005; Rein, 2012). The RMS measures the similarity between the pattern of one stroke cycle and the mean pattern for time continuous data, whereas the Cauchy criterion compares two consecutive coordination patterns (Chen et al., 2005; Rein, 2012). Another approach derived from unsupervised machine learning is cluster analysis to recognize patterns both between and within individuals. Applied to swimming, this approach can distinguish athletes as a function of their specialty (Figueiredo et al., 2012) or their profiles during front crawl starts (Seifert et al., 2010; Vantorre et al., 2010). In breaststroke, clustering differentiates arm to leg coordination strategies between learners of different skill levels (Seifert et al., 2011) or as a function of speed increase (Komar et al., 2015). More broadly, Dadashi et al. (2013c, 2015, 2016) provided an interesting perspective on how IMUs can be used to assess variability in swimming, and this was recently complemented by an investigation of the effects of artificial perturbation on swimmers’ behavior (Seifert et al., 2014e). These authors investigated the *flexibility* and *stability* of motor behavior by assessing the relaxation time (i.e., the time needed to recover the initial motor behavior after perturbation) (Scholz et al., 1987; Seifert et al., 2014e). To do so, swimmers performed 15 cycles at a given velocity in a flume and were then towed 1 m backward from their initial place. Following this perturbation, they had to return to their initial position as fast as possible before continuing to swim for an additional 15 cycles. Using this procedure, Seifert et al. (2014e) investigated the breaststroke’s adaptability (ratio between stability and flexibility) in overcoming the artificial perturbation, as reflected by the inter-limb coordination variability (based on the computation of CRP). These preliminary findings obtained with IMUs must

be confirmed and reinforced in the future, since this technology offers substantial advantages by capturing continuous data over long time periods (Dadashi et al., 2013c).

Practical Implications and Technical Recommendations to Assess The Behavioral Dynamics in Swimming

Research on the low- to high-order parameters of swimming behavior has developed rapidly with the use of accelerometers and IMUs, generating new procedures from data collection to data treatment. Yet despite the undeniable possibilities offered by IMUs, scientists should bear in mind that working with IMUs in an aquatic environment is not as straightforward as it might appear. We present some recommendations ranging from sensor positioning to data processing, and we insist that any use of these tools requires a meticulous approach.

Although there is no consensus on how best to attach and seal sensors (de Magalhães et al., 2014), several suggestions have been made. First, the direction of the accelerometer and gyroscope signals depends on the device orientation. This is a crucial consideration for analyses to determine the precise orientation of IMUs in three-dimensional space (see following section), whereas it is of limited interest for studies to investigate temporal-related parameters of swimming motion. In any case, IMUs are always positioned on the skin. Different positioning procedures have been proposed but all should be meticulously followed, especially for coordination assessment. de Magalhães et al. (2014) and Mooney et al. (2015b) made note of several possibilities. To optimize placement and reduce skin movement artifacts, the relative movement between sensor and body segment should be minimized by robustly strapping or taping the sensor to the limb (Fong and Chan, 2010) to prevent it from becoming obtrusive and uncomfortable. For example, hand acceleration is easily determined by a sensor placed on the dorsal side of the hand or at the wrist. The dynamics of the leg kick can be correctly estimated by positioning a sensor on the feet or the ventral portion of the calf (for further information on sensor placement, please refer to de Magalhães et al., 2014). The sensor may be cumbersome (on average $50 \times 35 \times 15$ mm between 2013 and 2015, according to Mooney et al., 2015b), however, and this can modify the swimming pattern and increase drag (James et al., 2011; Dadashi et al., 2013c). In one notable example, the reflective markers in motion capture analysis (with dimensions similar to IMUs) were found to increase maximal drag by 10% (Kjendlie and Olstad, 2012). These potential problems might limit the utility of IMUs over long periods of swimming more than technological factors like battery life. Finally, the sensor position must not perturb swimmers' interactions with their environment (Bächlin and Tröster, 2011) (e.g., a sensor placed on the hand might limit sensory information from the water).

Once the sensors are placed, the first level of analysis can begin, facilitated by the cyclical nature of swimming locomotion. The raw acceleration data present a repeatable pattern (i.e., corresponding to one complete stroke), which makes it easier to determine the different portions of the event (i.e., starts

and turns) (James et al., 2004; Davey et al., 2008; Le Sage et al., 2010a,b; Vannozzi et al., 2010; Bächlin and Tröster, 2011; Siirtola et al., 2011; Jensen et al., 2013; Ohgi et al., 2014). For example, the rotation during the freestyle turn is detected when an acceleration peak occurs along the transversal axis (Davey et al., 2008). In this sense, a turn is an indicator of the end of a lap or a separator of two swimming styles during a medley, and it is therefore key for measuring the time to cover a given swimming distance (Jensen et al., 2013). The data help coaches by offering many ways to monitor swimming training, since most of the sensors collect data in portable data loggers (Fong and Chan, 2010) that can be consulted at the end of a training session to provide *feedback* to the swimmers (Hagem et al., 2013; Callaway, 2015; Dadashi et al., 2015). First, the race components and temporal stroke parameters can easily be computed by focusing on the shape of the acceleration versus time curves, revealing swimmers' inherent strategies for managing the training session and, by extension, a competitive event. Additionally, pioneering studies have investigated the status and role of variability in race management, performance optimization, training processes and skill acquisition, generally observed as a function of the manipulation of the constraints surrounding action (Newell, 1986). These constraints prompt behavioral adaptations, such as (i) increasing SR to overcome the drag created by the swimmer in the next lane, (ii) regulating swimming speed when approaching the wall to perform a turn, or (iii) showing fatigue at the end of a race (Dadashi et al., 2016). Also, the acceleration data recorded over a training session can help coaches to distinguish between swimming styles (Pansiot et al., 2010; Hou, 2012; Jensen et al., 2013; Ohgi et al., 2014; Mooney et al., 2015b), but not between two different signals emerging from the same swimming style. This means that a single sensor positioned on the chest can distinguish the signals obtained in freestyle and backstroke from those obtained in butterfly and breaststroke through the general shape of the acceleration versus time curves (Le Sage et al., 2011; Jensen et al., 2013; Ohgi et al., 2014) (please refer to Le Sage et al., 2011; Ohgi et al., 2014, for a depiction of these curves). It is therefore possible for coaches and swimmers to accurately record the swimming distances in each style during a training session and adapt exercise (e.g., swimming at high SR, with paddles or fins, or against a high fluid flow) in preparation for future competitions. When used this way, the sensors function as a "training partner" alone or coupled with other devices (e.g., heart rate monitor or VO_2 consumption estimator) in many training contexts and over long periods of time (e.g., they may provide insight into fatigue effects after an exhausting training session; Dadashi et al., 2016). They provide data on behavioral variability in training and expand the possibilities for monitoring beyond the traditional embedded devices, like instrumented paddles (measuring force or pressure on the hand during propulsion; Chollet et al., 1988, 1992) or the AquapacerTM (positioned under the cap to maintain a target pace; Thompson et al., 2002, 2004). The feedback on swimmers' motor behavior and performance variability is *specific* and subject-dependent (Callaway, 2015; Dadashi et al., 2015) and in this sense can help them manage their training (e.g., see Hagem et al., 2013) and,

by extension, future swimming competitions. Finally, coaches can obtain an overview of their athletes' performances by using three-dimensional accelerometers several times a year to (i) quantify the typical movements of a swimming sequence and (ii) accurately detect the temporal events in training (starts, turns, and "free swim" duration) (Chambers et al., 2015).

For the second level of data processing to assess coordination, the sensor orientation needs to be accurately captured in three-dimensional space and swimmers' limb angles have to be estimated. This procedure generally begins with the sensor position expressed in (i) a terrestrial reference frame or (ii) a local reference frame (i.e., the limb with the sensor on it). Few studies have computed swimmers' joint angles from IMUs, since the process to do so is both laborious and error prone. Indeed, IMUs provide *estimations* of inter-segmental angles, but they cannot compute the real joint angle since few of them store anthropometric models (or these systems have not yet been validated in aquatic environments). The first problem is deciding on the correct number of sensors and how to position them (Yang and Li, 2012) in line with the research topic. Although a single sensor positioned on the lower back allows instantaneous velocity computation (Dadashi et al., 2012, 2014), assessing upper and lower limb angles requires multiple sensors on the propulsive body segments (Seifert et al., 2014e). As the sensors have a reference frame and the recorded values are linked to the IMU positions on the subject (Seel et al., 2014), the estimation of joint angles could be affected if a sensor is not correctly aligned with the limb axes after fixation (which might be characterized by an offset; Le Sage et al., 2011), causing measurement errors. In swimming, an example of offset removal was described for body roll estimation by (i) having the subject lie face down for 10 s (zero degrees of roll was parallel to the pool deck in this position) and then (ii) adding the obtained averaged value or subtracting it from the calculated hip roll (this simple linear correction was only acceptable if the offset was considered in a single plane; Barber and Barden, 2014). This correction might be too simple to estimate the three-dimensional angle between two IMUs in water, however. Researchers should therefore follow the well-described procedure for terrestrial activities, where the offset is estimated using an immobile, known standing posture prior to its removal from the joint angle data (e.g., in walking; Mills et al., 2007; Cooper et al., 2009). Another way to correct for this error is to convert the sensor axes to the *bone anatomical frame* to obtain accurate estimations of joint angles (Chardonnet et al., 2012; Dadashi et al., 2012). Once again, the procedure has been fully described for terrestrial locomotion such as walking and running (Favre et al., 2008, 2009). Owing to a *functional calibration*, the signal synchronized between all the sensors became insensitive to their placement and was expressed in the bone anatomical frame. The procedure consisted of determining a constant rotation matrix (or a quaternion transformation) between the measured sensor frame and the segment orientation. The athletes performed a series of dynamic exercises (squats) and then maintained a standing position (for 5 s). The complete explanation of the correction process was presented by Favre et al. (2009). Moreover, this strategy can be used in water by calibrating in

dry-land conditions before starting the aquatic tests, as described by Fantozzi et al. (2016) in *simulated swimming* (i.e., legs constrained and upper limbs moving in the air). The results showed good agreement between the joint angles computed with the IMUs and the gold standard (coefficients of multiple correlations near 1).

Last, Favre et al. (2006) proposed two methods to *reduce drift*, both using the motionless instants of the recording sequence (i.e., zero-velocity updates; Woyano et al., 2016). The first method relies on the quaternion-based integration of angular velocity. Orientations are expressed using vector and scalar quaternion representations from the sensor xyz reference frame into an external XYZ reference frame. The computation then proceeds by integrating the angular velocity. The second method presents an orientation correction using *gravity* (the method often used in traditional analysis: O'Donovan et al., 2007; Takeda et al., 2009; and clinical gait analysis: Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010). It assumes that limb acceleration has two components at each instant: one due to gravity, the other to the motion of the sensor. During rest (or near constant motion velocity), the accelerometer measures only the effects of gravity. *Static* calibration takes advantage of gravity, being the signal common to all IMUs. Then, an additional *dynamic* calibration is performed, during which the subject rotates his/her limbs about the proximal joints (hip and shoulder) while maintaining "stiff" ankle, knee, wrist and elbow joints, imposing the same angular velocities for all IMUs. In this way, the relative orientation of the IMUs with respect to the limb can be identified, and the joint angles can then be estimated from the IMU signals. Another method for reducing integration errors caused by drift is to combine the data recorded by a three-dimensional accelerometer, a three-dimensional gyroscope and a three-dimensional magnetometer with a Kalman filter (Zhu and Zhou, 2004). The Kalman filter estimates the state parameters derived from the fusion of the three sensors by incorporating the stable drift-free performance of gravity acceleration and magnetic field (for more explanation on Kalman filtering techniques, please see Brookner, 1998). These recommendations offer the possibility of investigating other aspects of swimming locomotion, such as instantaneous velocity and/or limb orientation and its variability. According to Dadashi et al. (2016), the characterization and determination of variability in front-crawl technique descriptors may be used to distinguish swimmers' levels, based on their skills. These authors found that skilled swimmers presented robust kinematics in response to sudden movement outbursts (i.e., a constraint manipulation). The skilled swimmers also had more diverse motor solutions than recreational swimmers, showing adaptability to surrounding constraints (e.g., velocity, fatigue, drag variations; Dadashi et al., 2016).

REVIEW SUMMARY

Assessing coordination dynamics and its variability in swimming behavior may involve low-order to higher-order parameters. Investigating these parameters sheds light on the circumstances in which a swimmer exhibits behavioral stability, loss of stability

or flexibility, depending on the constraints he/she is currently coping with. The swimmer-aquatic environment system has long been evaluated with video-based systems that are too limited for investigations of coordination dynamics and inter-cyclic variability. We thus show the interest of using IMUs for this type of research and underline their major advantage: they can record *continuous data over long periods*. It should nevertheless be kept in mind that these devices have undergone rapid development and the results have generally been compared against those of the gold standard in small samples. Two issues therefore require further research: (i) the *generalizability* of the results to larger populations and (ii) the *automaticity* in the data processing (regularly highlighted as an advantage of IMUs). It should be noted that using IMUs may even be inferior to video analysis if the technical recommendations in the last section of the review are not scrupulously followed. Of particular interest, IMUs can be used to determine *joint angles* as the first step in investigating the functional behavior of athletes in ecological conditions. The essential computational steps, however, cannot be ignored, from sensor placement to the correction of drift, both being critical steps in the procedure. By following the recommended procedures, researchers—as well as coaches—will be able to study swimmers' coordination patterns and their *variability* (e.g., inter-cycle). To enhance the emergence of adaptive behaviors, it is crucial to design new training situations. This might prompt new and original perspectives for assessing this adaptability of swimmers evolving in the highly resistive environment of water. The adaptability might reveal the *evolvability* and *creativity* of

swimmers, who are likely to face important and unpredictable constraints during competition.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

BG, AR, DC, and LS made substantial contributions to the conception or design of the work or the acquisition, analysis, or interpretation of the data. BG, AR, DC, and LS drafted the manuscript or revised it critically for important intellectual content. BG, AR, DC, and LS gave final approval of the version to be published. BG, AR, DC, and LS also agree to be accountable for all aspects of the work and ensure that any questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

FUNDING

This project received the support of the CPER/GRR Logistic, Mobility and Numeric (ID: XTerM 1880) and FEDER RISC (ID: 33172).

ACKNOWLEDGMENT

The authors thank Omar Ayad, Jérémie Boulanger, and Dominic Orth for their advice during the writing of this manuscript.

REFERENCES

- Abernethy, B., Poolton, J. M., Masters, R. S. W., and Patil, N. G. (2008). Implications of an expertise model for surgical skills training. *ANZ. J. Surg.* 78, 1092–1095. doi: 10.1111/j.1445-2197.2008.04756.x
- Araújo, D., Davids, K., and Hristovski, R. (2006). The ecological dynamics of decision making in sport. *Psychol. Sport Exerc.* 7, 653–676. doi: 10.1016/j.psychsport.2006.07.002
- Bächlin, M., and Tröster, G. (2011). Swimming performance and technique evaluation with wearable acceleration sensors. *Pervasive Mob. Comp.* 8, 68–81. doi: 10.1016/j.pmcj.2011.05.003
- Barber, M. V. (2014). *Performance Research*. Available at: <http://www.geneactiv.org/using-geneactiv/applications/#performance-research> [accessed April 10, 2015].
- Barber, M. V., and Barden, J. M. (2014). “The effects of breathing on hip roll asymmetry in competitive front crawl swimming,” in *Proceedings of the XIIIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming*, ed. B. R. Mason (Bruce, ACT: Australian Institute of Sport), 84–89.
- Barbosa, T. M., Silva, A. J., Marinho, D. A., and Costa, M. J. (2011). “Biomechanics of competitive swimming strokes,” in *Biomechanics in Applications*, ed. V. Klika (Rijeka: InTech), 367–388.
- Bartlett, R., Wheat, R., and Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomech.* 6, 224–243. doi: 10.1080/14763140701322994
- Beanland, E., Main, L. C., Aisbett, B., Gastin, P., and Netto, K. (2013). Validation of GPS and accelerometer technology in swimming. *J. Sci. Med. Sport* 17, 234–238. doi: 10.1016/j.jsams.2013.04.007
- Berger, M. A., Hollander, A. P., and de Groot, G. (1997). Technique and energy losses in front crawl swimming. *Med. Sci. Sports Exerc.* 29, 1491–1498. doi: 10.1097/00005768-199711000-00016
- Bernstein, N. A. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. London: Bergamon Press.
- Bravi, A., Longtin, A., and Seely, A. J. E. (2011). Review and classification of variability analysis techniques with clinical applications. *Biomed. Eng. Online* 10, 90–116. doi: 10.1186/1475-925X-10-90
- Brookner, E. (1998). *Tracking and Kalman Filtering Made Easy*. New York, NY: John Wiley & Sons, Inc. doi: 10.1002/0471224197
- Callaway, A. J. (2015). Measuring kinematic variables in front crawl swimming using accelerometers: a validation study. *Sensors* 15, 11363–11386. doi: 10.3390/s150511363
- Callaway, A. J., Cobb, J. E., and Jones, I. (2009). A comparison of video and accelerometer based approaches applied to performance monitoring in swimming. *Int. J. Sports Sci. Coach.* 4, 139–153. doi: 10.1260/1747-9541.4.1.139
- Ceccon, S., Ceseracciu, E., Sawacha, Z., Gatta, G., Cortesi, M., Cobelli, C., et al. (2013). Motion analysis of front crawl swimming applying CAST technique by means of automatic tracking. *J. Sports Sci.* 13, 276–287. doi: 10.1080/02640414.2012.729134
- Chakravorti, N., Le Sage, T., Slawson, S. E., Conway, P., and West, A. (2013). Design and implementation of an integrated performance monitoring tool for swimming to extract stroke information in real time. *IEEE Trans. Hum. Mach. Syst.* 43, 199–213. doi: 10.1109/TSMC.2012.2235428
- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., and Beard, A. (2015). The use of wearable microsensors to quantify sport-specific movements. *Sports Med.* 45, 1065–1081. doi: 10.1007/s40279-015-0332-9
- Chardonens, J., Favre, J., Le Callennec, B., Cuendet, F., Gremion, G., and Aminian, K. (2012). Automatic measurement of key ski jumping phases and temporal events with a wearable system. *J. Sports Sci.* 30, 53–61. doi: 10.1080/02640414.2011.624538
- Chen, H.-H., Liu, Y.-T., Mayer-Kress, G., and Newell, K. M. (2005). Learning the pedalo locomotion task. *J. Mot. Behav.* 37, 247–256. doi: 10.3200/JMBR.37.3.247-256
- Chiari, L., Croce Della, U., Leardini, A., and Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: part 2: instrumental errors. *Gait Posture* 21, 197–211. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.04.004

- Chollet, D., Chaliès, S., and Chatard, J. C. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *Int. J. Sports Med.* 20, 54–59. doi: 10.1055/s-2000-8855
- Chollet, D., Madani, M., and Micallef, J. P. (1992). "Effects of two types of biomechanical biofeedback on crawl performance," in *Swimming Science VI*, eds D. P. MacLaren, T. Reilly, and A. Lees (London: E & FN SPON), 57–62.
- Chollet, D., Micallef, J. P., and Rabischong, P. (1988). "Biomechanical signals for external biofeedback to improve swimming techniques," in *Swimming Science V*, eds B. E. Ungerechts, K. Wilke, and K. Reischle (Champaign, IL: Human Kinetics), 389–396.
- Chollet, D., and Seifert, L. M. (2011). "Inter-limb coordination in the four competitive strokes," in *World Book of Swimming, From Science to Performance*, eds L. M. Seifert, D. Chollet, and I. Mujika (New York, NY: Nova Science Publishers, Inc), 153–172.
- Cooper, G., Sheret, L., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., et al. (2009). Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *J. Biomech.* 42, 2678–2685. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.004
- Costill, D. L., Kovaleski, J., Porter, D., Kirwan, J., Fielding, R., and King, D. (1985). Energy expenditure during front crawl swimming: predicting success in middle-distance events. *Int. J. Sports Med.* 6, 266–270. doi: 10.1055/s-2008-1025849
- Cutti, A. G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., and Ferrari, A. (2010). "Outwalk": a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 48, 17–25. doi: 10.1007/s11517-009-0545-x
- Dadashi, F. (2013). *Laboratory of Movement Analysis and Measurement. Swimming. EPFL*. Available at: <http://lmam.epfl.ch/page-46573-en.html> [accessed April 10, 2015].
- Dadashi, F., Aminian, K., Crettenand, F., and Millet, G. P. (2013a). "Towards estimation of front-crawl energy expenditure using the wearable aquatic movement analysis system (WAMAS)," in *Proceedings of the International Conference on Body Sensor Networks*, (Cambridge: IEEE), 1–6. doi: 10.1109/bsn.2013.6575467
- Dadashi, F., Arami, A., Crettenand, F., Millet, G. P., Komar, J., Seifert, L. M., et al. (2013b). "A hidden markov model of the breaststroke swimming temporal phases using wearable inertial measurement units," in *Proceedings of the International Conference on Body Sensor Networks*, (Cambridge: IEEE), 1–6. doi: 10.1109/bsn.2013.6575461
- Dadashi, F., Arami, A., Crettenand, F., Millet, G. P., Seifert, L. M., Komar, J., et al. (2013c). Automatic front-crawl temporal phase detection using adaptive filtering of inertial signals. *J. Sports Sci.* 31, 1251–1260. doi: 10.1080/02640414.2013.778420
- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., and Aminian, K. (2012). Front-crawl instantaneous velocity estimation using a wearable inertial measurement unit. *Sensors* 12, 12927–12939. doi: 10.3390/s121012927
- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., Seifert, L. M., Komar, J., and Aminian, K. (2011). "Frontcrawl propulsive phase detection using inertial sensors," in *Proceedings of the XXIXth International Conference on Biomechanics in Sports*, eds J.-P. Vilas-Boas, L. Machado, and W. Kim (Porto: Portuguese Journal of Sport Sciences), 855–858.
- Dadashi, F., Millet, G. P., and Aminian, K. (2013d). Gaussian process framework for pervasive estimation of swimming velocity with body-worn IMU. *Electron. Lett.* 49, 44–46. doi: 10.1049/el.2012.3684
- Dadashi, F., Millet, G. P., and Aminian, K. (2013e). Inertial measurement unit and biomechanical analysis of swimming: an update. *J. Swiss Soc. Sports Med.* 61, 28–33.
- Dadashi, F., Millet, G. P., and Aminian, K. (2014). "Approaching on-line estimation of swimming instantaneous velocity using a wearable IMU," in *Proceedings of the International Symposium on 3D Analysis of Human Movement*, Lausanne, 176–179.
- Dadashi, F., Millet, G. P., and Aminian, K. (2015). A Bayesian approach for pervasive estimation of breaststroke velocity using a wearable IMU. *Pervasive Mob. Comp.* 19, 37–46. doi: 10.1016/j.pmcj.2014.03.001
- Dadashi, F., Millet, G. P., and Aminian, K. (2016). Front-crawl stroke descriptors variability assessment for skill characterisation. *J. Sports Sci.* 34, 1405–1412. doi: 10.1080/02640414.2015.1114134
- Daukantas, S., Marozas, V., and Lukosevicius, A. (2008). "Inertial sensor for objective evaluation of swimmer performance," in *Proceedings of the XIth International Biennial Baltic Electronics Conference*, (Tallinn: University of Technology), 321–324. doi: 10.1109/bec.2008.4657545
- Davey, N. P., Anderson, M., and James, D. A. (2008). Validation trial of an accelerometer-based sensor platform for swimming. *Sports Technol.* 1, 202–207. doi: 10.1002/jst.59
- Davey, N. P., and James, D. A. (2008). "Swimming stroke analysis using multiple accelerometer devices and tethered systems," in *The Impact of Technology on Sport II*, eds F. K. Fuss, A. J. Subic, and S. Ujihashi (London: Taylor & Francis Group), 577–582.
- Davids, K., Araújo, D., Hristovski, R., Passos, P., and Chow, J. Y. (2012). "Ecological dynamics and motor learning design in sport," in *Skill Acquisition in Sport. Research, Theory and Practice*, eds N. J. Hodges and A. M. Williams (New York, NY: Routledge), 112–130.
- Davids, K., Araújo, D., Seifert, L. M., and Orth, O. (2015). "Expert performance in sport: an ecological dynamics perspective," in *Handbook of Sport Expertise*, eds J. Baker and D. Farrow (London: Taylor & Francis), 273–303.
- Davids, K., Araújo, D., Vilar, L., Renshaw, L., and Pinder, R. (2013). An ecological dynamics approach to skill acquisition: implications for development of talent in sport. *Talent Dev. Excell.* 5, 21–34.
- Davids, K., and Glazier, P. (2010). Deconstructing neurobiological coordination: the role of the biomechanics-motor control nexus. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 38, 86–90. doi: 10.1097/JES.0b013e3181d4968b
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., and Bartlett, R. (2003). Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Med.* 33, 245–260. doi: 10.2165/00007256-200333040-00001
- de Jesus, K., de Jesus, K., Figueiredo, P., Vilas-Boas, J.-P., Fernandes, R. J., and Machado, L. J. (2015). Reconstruction accuracy assessment of surface and underwater 3D motion analysis: a new approach. *Comput. Math. Methods Med.* 2015:269264. doi: 10.1155/2015/269264
- de Magalhães, F. A., Vannozzi, G., Gatta, G., and Fantozzi, S. (2014). Wearable inertial sensors in swimming motion analysis: a systematic review. *J. Sports Sci.* 33, 731–745. doi: 10.1080/02640414.2014.962574
- Deschodt, V. J., Arsac, L. M., and Rouard, A. H. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front-crawl swimming. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 80, 192–199. doi: 10.1007/s004210050581
- Edelman, G. M., and Gally, J. A. (2001). Degeneracy and complexity in biological systems. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 98, 13763–13768. doi: 10.1073/pnas.231499798
- Elipot, M., Hellard, P., Taiar, R., Boissière, E., Rey, J. L., Lecat, S., et al. (2009). Analysis of swimmers' velocity during the underwater gliding motion following grab start. *J. Biomech.* 42, 1367–1370. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.032
- Ericsson, K. A., Krampe, R. T., and Tesch-Römer, C. (1993). The role of deliberate practice in the acquisition of expert performance. *Psychol. Rev.* 100, 363–406. doi: 10.1037/0033-295X.100.3.363
- Fantozzi, S., Giovanardi, A., Magalhães, F. A., Di Michele, R., Cortesi, M., and Gatta, G. (2016). Assessment of three-dimensional joint kinematics of the upper limb during simulated swimming using wearable inertial-magnetic measurement units. *J. Sports Sci.* 34, 1073–1080. doi: 10.1080/02640414.2015.1088659
- Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., and Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *J. Biomech.* 42, 2330–2335. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.025
- Favre, J., Jolles, B. M., Aissaoui, R., and Aminian, K. (2008). Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *J. Biomech.* 41, 1029–1035. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.12.003
- Favre, J., Jolles, B. M., Siegrist, O., and Aminian, K. (2006). Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electron. Lett.* 42, 612–614. doi: 10.1049/el:20060124
- Ferrari, A., Cutti, A. G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., et al. (2010). First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 48, 1–15. doi: 10.1007/s11517-009-0544-y
- Figueiredo, P., Seifert, L. M., and Vilas-Boas, J.-P. (2012). Individual profiles of spatio-temporal coordination in high intensity swimming. *Hum. Mov. Sci.* 31, 1200–1212. doi: 10.1016/j.humov.2012.01.006

- Fong, D. T.-P., and Chan, Y.-Y. (2010). The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review. *Sensors* 10, 11556–11565. doi: 10.3390/s101211556
- Fritsch, F. N., and Carlson, R. E. (1980). Monotone piecewise cubic interpolation. *SIAM J. Numer. Anal.* 17, 238–246. doi: 10.1137/0717021
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., and Burkett, B. (2009a). Quantifying freestyle kick-count and kick-rate patterns in Paralympic swimming. *J. Sports Sci.* 27, 1455–1461. doi: 10.1080/02640410903062936
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., and Burkett, B. (2009b). Validity and reliability of kick count and rate in freestyle using inertial sensor technology. *J. Sports Sci.* 27, 1051–1058. doi: 10.1080/02640410902998247
- Fulton, S. K., Pyne, D. B., and Burkett, B. (2011). Optimizing kick rate and amplitude for Paralympic swimmers via net force measures. *J. Sports Sci.* 29, 381–387. doi: 10.1080/02640414.2010.536247
- Gibson, J. J. (1979). *The Ecological Approach to Visual Perception*. Hove: Psychology Press.
- Glazier, P. S., and Davids, K. (2009). Constraints on the complete optimization of human motion. *Sports Med.* 39, 15–28. doi: 10.2165/00007256-200939010-00002
- Glazier, P. S., Wheat, J. S., Pease, D. L., and Bartlett, R. M. (2006). “The interface of biomechanics and motor control,” in *Movement System Variability*, eds K. Davids, S. Bennett, and K. M. Newell (Champaign, IL: Human Kinetics), 49–72.
- Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Vezos, N., Antoniou, P., and Mavromatis, G. (2008). Hand orientation in hand paddle swimming. *Int. J. Sports Med.* 29, 429–434. doi: 10.1055/s-2007-965570
- Gustafsson, F. (2000). *Adaptive Filtering and Change Detection*. New York, NY: John Wiley & Sons, LTD.
- Haddad, J. M., Van Emmerik, R. E. A., Whittlesey, S. N., and Hamill, J. (2006). Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait Posture* 23, 429–434. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.05.006
- Hagem, R. M., Thiel, D. V., O’Keeffe, S., and Fickenscher, T. (2013). Real-time swimmers’ feedback based on smart infrared (SSIR) optical wireless sensor. *Electron. Lett.* 49, 340–341. doi: 10.1049/el.2012.3222
- Hamill, J., Haddad, J. M., and McDermott, W. J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *J. Appl. Biomech.* 16, 407–418. doi: 10.1123/jab.16.4.407
- Holmér, I. (1978). “Analysis of acceleration as a measure of swimming proficiency,” in *Swimming Science III*, eds J. Terauds and E. W. Bedingfield (Baltimore, MD: University Park Press), 118–124.
- Hou, P. (2012). The study on swimming exercise based on 3D accelerometer data analysis. *Int. J. Adv. Comput. Technol.* 4, 239–245. doi: 10.4156/ijact.vol4.issue21.28
- Ichikawa, H., Ohgi, Y., and Miyaji, C. (1998). “Analysis of stroke of the freestyle swimming using an accelerometer,” in *Biomechanics and Medicine in Swimming VIII*, eds K. Keskinen, P. Komi, and P. Hollander (Jyväskylä: University of Jyväskylä), 159–164.
- Ichikawa, H., Ohgi, Y., Miyaji, C., and Nomura, T. (2003). “Estimation of arm motion in front crawl swimming using accelerometer,” in *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, ed. J. C. Chatard (Saint Etienne: University of Saint Etienne), 133–138.
- James, D. A., Davey, N. P., and Rice, T. (2004). “An accelerometer based sensor platform for in situ elite athlete performance analysis,” in *Proceedings of the IEEE Sensors Conference*, ed. H. T. Nagle (Vienna: IEEE), 1373–1376. doi: 10.1109/icsens.2004.1426439
- James, D. A., Leadbetter, R. I., Neeli, M. R., Burkett, B. J., Thiel, D. V., and Lee, J. B. (2011). An integrated swimming monitoring system for the biomechanical analysis of swimming stroke. *Sports Technol.* 4, 141–150. doi: 10.1080/19346182.2012.725410
- Jensen, U., Prade, F., and Eskofier, B. M. (2013). “Classification of kinematic swimming data with emphasis on resource consumption,” in *Proceedings of the IEEE International Conference on Body Sensor Networks*, ed. J. Anderson (Cambridge: IEEE), 1–5. doi: 10.1109/bsn.2013.6575501
- Khoo, B. H., Lee, B. K. J., Arosha Senanayake, S. M. N., and Wilson, B. D. (2013). “System for determining within-stroke variations of speed in swimming (SWiSS),” in *Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, (Singapore: Monash University), 1927–1932.
- Kjendlie, P.-L., and Olstad, B. H. (2012). “Automatic 3D motion capture of swimming: marker resistance,” in *Proceedings of the 59th Annual Meeting of the American College of Sports Medicine*, eds W. Kohrt and S. Blair (San Francisco, CA: Wolters Kluwer).
- Komar, J., Chow, J. Y., Chollet, D., and Seifert, L. M. (2015). Neurobiological degeneracy: supporting stability, flexibility and pluripotentiality in complex motor skill. *Acta Psychol.* 154, 26–35. doi: 10.1016/j.actpsy.2014.11.002
- Kwon, Y. H. (1999). “A camera calibration algorithm for the underwater motion analysis,” in *Proceedings of the XVIIth International Symposium on Biomechanics in Sports*, eds R. H. Sanders and B. J. Gibson (Perth, WA: Edith Cowan University), 257–260.
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P., Justham, L., Slawson, S. E., Webster, J. M., et al. (2012). “A multi-sensor system for monitoring the performance of elite swimmers,” in *e-Business and Telecommunications*, eds M. S. Obaidat, G. A. Tsihrintzis, and J. Filipe (Berlin: Springer), 350–362.
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P., Justham, L., Slawson, S. E., and West, A. (2010a). Development of a real time system for monitoring of swimming performance. *Procedia Eng.* 2, 2707–2712. doi: 10.1016/j.proeng.2010.04.055
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P., Justham, L., Slawson, S. E., and West, A. (2010b). “Kalman filter design for application to an INS analysing swimmer performance,” in *Proceedings of the 18th European Signal Processing Conference*, eds B. Kleijn and J. Larsen (Aalborg: Aalborg University), 1723–1727.
- Le Sage, T., Bindel, A., Conway, P. P., Justham, L. M., Slawson, S. E., and West, A. (2011). Embedded programming and real-time signal processing of swimming strokes. *Sports Eng.* 14, 1–14. doi: 10.1007/s12283-011-0070-7
- Leblanc, H., Seifert, L. M., and Chollet, D. (2009). Arm-leg coordination in recreational and competitive breaststroke swimmers. *J. Sci. Med. Sports* 12, 352–356. doi: 10.1016/j.jsams.2008.01.001
- Lecoutere, J., and Puers, R. (2014). Wireless communication with miniaturized sensor devices in swimming. *Procedia Eng.* 72, 398–403. doi: 10.1016/j.proeng.2014.06.069
- Lee, J. B., Burkett, B. J., Thiel, D. V., and James, D. A. (2011a). Inertial sensor, 3D and 2D assessment of stroke phases in freestyle swimming. *Procedia Eng.* 13, 148–153. doi: 10.1016/j.proeng.2011.05.065
- Lee, J. B., Leadbetter, R. I., Ohgi, Y., Thiel, D. V., Burkett, B. J., and James, D. A. (2011b). Quantifying and assessing biomechanical differences in swim turn using wearable sensors. *Sports Technol.* 4, 128–133. doi: 10.1080/19346182.2012.725171
- Maglischo, E. W. (1982). *Swimming Faster*. Toronto, ON: Mayfield Publishing Company.
- Mason, B. R., and Formosa, D. P. (2011). “Competition analysis,” in *World Book of Swimming: From Science to Performance*, eds L. M. Seifert, D. Chollet, and I. Mujika (New York, NY: Nova Science Publishers, Inc), 411–424.
- Mason, P. H. (2010). Degeneracy at multiple levels of complexity. *Biol. Theory* 5, 277–288. doi: 10.1162/BIOT_a_00041
- Mills, P. M., Morrison, S., Lloyd, D. G., and Barrett, R. S. (2007). Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion. *J. Biomech.* 40, 1504–1511. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.06.017
- Mooney, R., Corley, G., Godfrey, A., Osborough, C., Quinlan, L. R., and ÓLaighin, G. (2015a). Application of video-based methods for competitive swimming analysis: a systematic review. *Sports Exerc. Med. Open J.* 1, 133–150. doi: 10.17140/SEMOJ-1-121
- Mooney, R., Corley, G., Godfrey, A., Quinlan, L. R., and ÓLaighin, G. (2015b). Inertial Sensor technology for elite swimming performance analysis: a systematic review. *Sensors* 16, doi: 10.3390/s16010018
- Naemi, R., Easson, W. J., and Sanders, R. H. (2010). Hydrodynamic glide efficiency in swimming. *J. Sci. Med. Sport* 13, 444–451. doi: 10.1016/j.jsams.2009.04.009
- Nakashima, M., Ohgi, Y., Akiyama, E., and Kazami, N. (2010). Development of a swimming motion display system for athlete swimmers’ training using a wristwatch-style acceleration and gyroscopic sensor device. *Procedia Eng.* 2, 3035–3040. doi: 10.1016/j.proeng.2010.04.107
- Newell, K. M. (1986). “Constraints on the development of coordination,” in *Motor Development in Children: Aspects of Coordination and Control*, eds M. G. Wade and H. T. A. Whiting (Boston, MA: Martinus Nijhoff Publishers), 341–360. doi: 10.1007/978-94-009-4460-2_19
- Newell, K. M., and Corcos, D. M. (1993). *Variability and Motor Control*. Champaign, IL: Human Kinetics.

- Nikodelis, T., Kollias, I., and Hatzitaki, V. (2005). Bilateral inter-arm coordination in freestyle swimming: effect of skill level and swimming speed. *J. Sports Sci.* 23, 737–745. doi: 10.1080/02640410400021955
- O'Donovan, K. J., Kamnik, R., O'Keefe, D. T., and Lyons, G. M. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J. Biomech.* 40, 2604–2611. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.12.010
- Ohgi, Y. (2002). "Microcomputer-based acceleration sensor device for sports biomechanics – stroke evaluation by using swimmer's wrist acceleration," in *Proceedings of IEEE Sensors*, (Orlando, FL: IEEE), 699–704. doi: 10.1109/ICSENS.2002.1037188
- Ohgi, Y., Ichikawa, H., Homma, M., and Miyaji, C. (2003). Stroke phase discrimination in breaststroke swimming using a tri-axial acceleration sensor device. *Sports Eng.* 6, 113–123. doi: 10.1007/BF02903532
- Ohgi, Y., Kaneda, K., and Takakura, A. (2014). Sensor data mining on the kinematical characteristics of the competitive swimming. *Procedia Eng.* 72, 829–834. doi: 10.1016/j.proeng.2014.06.036
- Ohgi, Y., Yasumura, M., Ichikawa, H., and Miyaji, C. (2000). "Analysis of stroke technique using acceleration sensor IC in freestyle swimming," in *Engineering of Sport: Research, Development and Innovation*, eds A. J. Subic and S. Haake (Oxford: Blackwell Science), 503–511.
- Olstad, B. H., Zinner, C., Haakonsen, D., Cabri, J., and Kjendlie, P.-L. (2012). "3D automatic motion tracking in water for measuring intra cyclic velocity variations in breaststroke swimming," in *Proceedings of the XVIIth Annual Congress of the European College of Sport Science*, eds R. Meeusen, J. Duchateau, B. Roelands, M. Klass, B. De Geus, S. Baudry, et al. (Bruges: University of Brussels), 22–22.
- Pansiot, J., Lo, B., and Guang-Zhong, Y. (2010). "Swimming stroke kinematic analysis with BSN," in *Proceedings of the International Conference on Body Sensor Networks (BSN)*, ed. L. O'Conner (Singapore: Conference Publishing Services), 153–158. doi: 10.1109/bsn.2010.11
- Payton, C. J., and Bartlett, R. M. (1995). Estimating propulsive forces in swimming from three-dimensional kinematic data. *J. Sports Sci.* 13, 447–454. doi: 10.1080/02640419508732261
- Pendergast, D. R., Zamparo, P., di Prampero, P. E., Capelli, C., Cerretelli, P., Termin, A. C., et al. (2003). Energy balance of human locomotion in water. *Eur. J. Appl. Physiol.* 90, 377–386. doi: 10.1007/s00421-003-0919-y
- Psycharakis, S. G., and Sanders, R. H. (2008). Shoulder and hip roll changes during 200-m front crawl swimming. *Med. Sci. Sports Exerc.* 40, 2129–2136. doi: 10.1249/MSS.0b013e31818160bc
- Puel, F., Seifert, L. M., and Hellard, P. (2014). "Validation of an inertial measurement unit for the determination of the longitudinal speed of a swimmer," in *Proceedings of the XIIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming*, ed. B. R. Mason (Bruce, ACT: Australian Institute of Sport), 484–489.
- Rein, R. (2012). Measurement methods to analyze changes in coordination during motor learning from a non-linear perspective. *Open Sports Sci. J.* 5, 36–48. doi: 10.2174/1875399X01205010036
- Sanders, R., Psycharakis, S. G., McCabe, C., Naemi, R., Connaboy, C., Li, S., et al. (2006). "Analysis of swimming technique: state of the art: applications and implications," in *Biomechanics and Medicine in Swimming X*, eds J.-P. Vilas-Boas, F. Alves, and A. Marques (Porto: Portuguese Journal of Sport Sciences), 20–24.
- Schleihauf, R. E. (1979). "Hydrodynamic analysis of swimming propulsion," in *Swimming Science III*, eds J. Teraud and E. W. Bedingfield (Baltimore, MD: University Park Press), 70–109.
- Scholz, J. P., Kelso, J. A. S., and Schöner, G. (1987). Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: critical slowing down and switching time. *Phys. Lett. A* 123, 390–394. doi: 10.1016/0375-9601(87)90038-7
- Seel, T., Raisch, J., and Schauer, T. (2014). IMU-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors* 14, 6891–6909. doi: 10.3390/s140406891
- Seifert, L. M., Button, C., and Davids, K. (2013). Key properties of expert movement systems in sport. *Sports Med.* 43, 167–178. doi: 10.1007/s40279-012-0011-z
- Seifert, L. M., Komar, J., Barbosa, T. M., Toussaint, H., Millet, G. P., and Davids, K. (2014a). Coordination pattern variability provides functional adaptations to constraints in swimming performance. *Sports Med.* 44, 1333–1345. doi: 10.1007/s40279-014-0210-x
- Seifert, L. M., Komar, J., Crettenand, F., and Millet, G. P. (2014b). Coordination pattern adaptability: energy cost of degenerate behaviors. *PLoS ONE* 9:e107839. doi: 10.1371/journal.pone.0107839
- Seifert, L. M., Komar, J., Héroult, R., and Chollet, D. (2014c). "Using inertial measurement unit for coordination pattern detection and recognition in breaststroke," in *Proceedings of the XIIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming*, ed. B. R. Mason (Bruce, ACT: Australian Institute of Sport), 235–242.
- Seifert, L. M., L'Hermette, M., Komar, J., Orth, D., Mell, F., Merriaux, P., et al. (2014d). Pattern recognition in cyclic and discrete skills performance from inertial measurement units. *Procedia Eng.* 72, 196–201. doi: 10.1016/j.proeng.2014.06.033
- Seifert, L. M., Leblanc, H., Komar, J., Button, C., and Chollet, D. (2011). Inter-individual variability in the upper-lower limb breaststroke coordination. *Hum. Mov. Sci.* 30, 550–565. doi: 10.1016/j.humov.2010.12.003
- Seifert, L. M., Schnitzler, C., Komar, J., Dovgalecs, V., and Button, C. (2014e). "How competitive swimmers adapt their inter-limb coordination to drag perturbation," in *Proceedings of the XIIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming*, ed. B. R. Mason (Bruce, ACT: Australian Institute of Sport), 230–235.
- Seifert, L. M., Vantorre, J., Lemaitre, F., Chollet, D., Toussaint, H., and Vilas-Boas, J.-P. (2010). Different profiles of the aerial start phase in front crawl. *J. Strength Cond. Res.* 24, 507–516. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181c06a0e
- Siirtola, P., Laurinen, P., Röning, J., and Kinnunen, H. (2011). "Efficient accelerometer-based swimming exercise tracking," in *Proceedings of the IEEE Symposium on Computational Intelligence and Data Mining (CIDM)*, (Paris: IEEE), 156–161. doi: 10.1109/cidm.2011.5949430
- Silvatti, A. P., Cerveri, P., Telles, T., Dias, F. A. S., Baroni, G., and Barros, R. M. L. (2013). Quantitative underwater 3D motion analysis using submerged video cameras: accuracy analysis and trajectory reconstruction. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 16, 1240–1248. doi: 10.1080/10255842.2012.664637
- Silvatti, A. P., Dias, F. A. S., Cerveri, P., and Barros, R. M. L. (2012). Comparison of different camera calibration approaches for underwater applications. *J. Biomech.* 45, 1112–1116. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.01.004
- Slawson, S. E., Justham, L. M., and Conway, P. P. (2012). Characterizing the swimming tumble turn using acceleration data. *J. Sports Eng. Technol.* 226, 3–15. doi: 10.1177/1754337111428395
- Slawson, S. E., Justham, L. M., West, A. A., Conway, P. P., Caine, M. P., and Harrison, R. (2008). "Accelerometer profile recognition of swimming strokes," in *The Engineering of Sport*, Vol. 7, eds M. Estivalet and P. Brisson (Paris: Springer), 81–87.
- Stamm, A., James, D. A., Burkett, B., Hagem, R. M., and Thiel, D. V. (2013a). Determining maximum push-off velocity in swimming using accelerometers. *Procedia Eng.* 60, 201–207. doi: 10.1016/j.proeng.2013.07.067
- Stamm, A., James, D. A., and Thiel, D. V. (2013b). Velocity profiling using inertial sensors for freestyle swimming. *Sports Eng.* 16, 1–11. doi: 10.1007/s12283-012-0107-6
- Stamm, A., and Thiel, D. V. (2015). Investigating forward velocity and symmetry in freestyle swimming using inertial sensors. *Procedia Eng.* 112, 522–527. doi: 10.1016/j.proeng.2015.07.236
- Stamm, A., Thiel, D. V., Burkett, B., and James, D. A. (2011). Towards determining absolute velocity of freestyle swimming using 3-axis accelerometers. *Procedia Eng.* 13, 120–125. doi: 10.1016/j.proeng.2011.05.061
- Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M., and Yoshinari, S. (2009). Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *J. Biomech.* 42, 2486–2494. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.016
- Thompson, K. G., MacLaren, D. P., Lees, A., and Atkinson, G. (2002). Accuracy of pacing during breaststroke swimming using a novel pacing device, the Aquapacer. *J. Sports Sci.* 20, 537–546. doi: 10.1080/026404102760000044
- Thompson, K. G., MacLaren, D. P., Lees, A., and Atkinson, G. (2004). The effects of changing pace on metabolism and stroke characteristics during high-speed breaststroke swimming. *J. Sports Sci.* 22, 149–157. doi: 10.1080/02640410310001641467
- Toussaint, M. H., and Beek, P. J. (1992). Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sports Med.* 13, 8–24. doi: 10.2165/00007256-199213010-00002
- Vannozzi, G. (2014). *Inertial Sensors in Swimming*. Available at: <http://www.swimmingscience.net/2014/11/inertial-sensors-in-swimming.html> [accessed April 10, 2015].

- Vannozi, G., Donati, M., Gatta, G., and Cappozzo, A. (2010). "Analysis of swim turning, underwater gliding and stroke resumption phases in top division swimmers using a wearable inertial sensor device," in *Biomechanics and Medicine in Swimming XI*, eds P.-L. Kjendlie, R. K. Stallman, and J. Cabri (Oslo: Norwegian School of Sport Science), 178–180.
- Vantorre, J., Seifert, L. M., Fernandes, R. J., Vilas-Boas, J.-P., and Chollet, D. (2010). Kinematical profiling of the front crawl start. *Int. J. Sports Med.* 31, 16–21. doi: 10.1055/s-0029-1241208
- Wei, T., Russell, M., and Hutchison, S. (2014). The fluid dynamics of competitive swimming. *Annu. Rev. Fluid Mech.* 46, 547–565. doi: 10.1146/annurev-fluid-011212-140658
- Wheat, J. S., and Glazier, P. S. (2006). "Measuring coordination and variability in coordination," in *Movement System Variability*, eds K. Davids, S. Bennett, and K. M. Newell (Champaign, IL: Human Kinetics), 167–181.
- Whitacre, J. M. (2010). Degeneracy: a link between evolvability, robustness and complexity in biological systems. *Theor. Biol. Med. Model.* 7, 1–12. doi: 10.1186/1742-4682-7-6
- Wilson, D. J., Smith, B. K., Gibson, J. K., Choe, B. K., Gaba, B. C., and Voelz, J. T. (1999). Accuracy of digitization using automated and manual methods. *Phys. Ther.* 79, 558–566.
- Woyano, F., Lee, S., and Park, S. (2016). "Evaluation and comparison of performance analysis of indoor inertial navigation system based on foot mounted IMU," in *Proceedings of the XVIIIth International Conference on Advanced Communications Technology*, (Pyeongchang: IEEE), 792–798.
- Yang, S., and Li, Q. (2012). Inertial sensor-based methods in walking speed estimation systematic review. *Sensors* 12, 6102–6116. doi: 10.3390/s120506102
- Zhu, R., and Zhou, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 12, 295–302. doi: 10.1109/TNSRE.2004.827825

Conflict of Interest Statement: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2017 Guignard, Rouard, Chollet and Seifert. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) or licensor are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

Perception and action in swimming: effects of aquatic environment on upper limb inter-segmental coordination

Brice Guignard^{1,2}, Annie Rouard², Didier Chollet¹, Omar Ayad¹, Marco Bonifazi³, Dario Dalla Vedova⁴ and Ludovic Seifert¹

¹Center for the Study and the Transformation of Physical Activities (CETAPS), Faculty of Sport Sciences, University of Rouen Normandy, UNIROUEN, 76821 Mont Saint Aignan, France.

²Interuniversity Biology and Motricity Laboratory (LIBM), University Savoie Mont Blanc, 73376 Le Bourget du Lac Cedex, France.

³Department of Medicine, Surgery and NeuroScience, University of Siena, Via Banchi di Sotto, 55, Siena SI, Italy.

⁴Sport Science Department, Medicine and Science Sport Institute, Italian National Olympic Committee (CONI), Foro Italico, Largo Lauro de Bosis 15, 00135 Roma, Italy.

E-mail addresses: B. Guignard: brice.guignard@univ-rouen.fr; A. Rouard: annie.rouard@univ-savoie.fr; D. Chollet: didier.chollet@univ-rouen.fr; O. Ayad: omar.ayad@univ-rouen.fr; M. Bonifazi: marco.bonifazi@unisi.it; D. Dalla Vedova: dario.dallavedova@coni.it; and L. Seifert: ludovic.seifert@univ-rouen.fr

Corresponding author: B. Guignard; Center for the Study and the Transformation of Physical Activities (CETAPS), Faculty of Sport Sciences, University of Rouen Normandy, UNIROUEN, 76821 Mont Saint Aignan, France. Tel: +33 235 14 67 92. e-mail: brice.guignard@univ-rouen.fr

Abstract

This study assessed perception–action coupling in expert swimmers by focusing on their upper limb inter-segmental coordination in front crawl. To characterize this coupling, we manipulated the fluid flow and compared trials performed in a swimming pool and a swimming flume, both at a speed of $1.35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. The temporal structure of the stroke cycle and the spatial coordination and its variability for both hand/lower arm and lower arm/upper arm couplings of the right body side were analyzed as a function of fluid flow using inertial sensors positioned on the corresponding segments. Swimmers' perceptions in both environments were assessed using the Borg rating of perceived exertion scale. Results showed that manipulating the swimming environment impacts low-order (e.g., temporal, position, velocity or acceleration parameters) and high-order (i.e., spatial-temporal coordination) variables. The average stroke cycle duration and the relative duration of the catch and glide phases were reduced in the flume trial, which was perceived as very intense, whereas the pull and push phases were longer. Of the four coordination patterns (in-phase, anti-phase, proximal and distal: when the appropriate segment is leading the coordination of the other), flume swimming demonstrated more in-phase coordination for the catch and glide (between hand and lower arm) and recovery (hand/lower arm and lower arm/upper arm couplings). Conversely, the variability of the spatial coordination was not significantly different between the two environments, implying that expert swimmers maintain consistent and stable coordination despite constraints and whatever the swimming resistances. Investigations over a wider range of velocities are needed to better understand coordination dynamics when the aquatic environment is modified by a swimming flume. Since the design of flumes impacts significantly the hydrodynamics and turbulences of the fluid flow, previous results are mainly related to the characteristics of the flume used in the present study (or a similar one), and generalization is subject to additional investigations.

Keywords

Human swimming; fluid flow; ecological dynamics; inter-segmental coordination; coupling angle.

1. Introduction

The interaction between swimmers and the aquatic environment offers a suitable vehicle to investigate perception–action coupling (Wei, Mark, & Hutchison, 2014). According to Newell, Kugler, van Emmerik, and McDonald (1989), the *perceptual-motor workspace* in which an individual (e.g., a swimmer) performs a movement is a dynamic interface between informational flows arising from perception (e.g., in the aquatic environment) and the kinematical and kinetic flows arising from action (e.g., limb movements to propel the swimmer). In this sense, individuals are continuously picking up information from their environment (i.e., interacting with it) to guide action, which in turn provides them with new information. An individual performing a movement produces forces that may alter the state of the environment, thereby changing the layout of the information available about the new state of the individual–environment system (Warren, 2006) and highlighting the circular causality between perception and action (Kugler & Turvey, 1987). Behavioral patterns are available through the perceptual-motor workspace and the individual may or may not adopt a given pattern during the task he/she is performing (Newell, 1991; Newell et al., 1989). For example, in competitive swimming, swimmers might be aware about swimming in the lane as far as possible from a direct opponent in order to reduce the effect of his/her waves, whereas in open-water events, this same distance should be reduced to benefit from drafting (Silva et al., 2008). In the Gibsonian vision of ecological psychology, such possibilities for action are perceived as *affordances*: this perception is direct and thus unmediated by representations. Affordances are considered intrinsic properties of the surrounding environment that are specified in relation to the attributes (i.e., body size, muscle strength, locomotor skill or even fine motor control) of the perceiver–actor (Gibson, 1979). Affordances are predicated on the circular causality between perception and action (Fajen, Riley, & Turvey, 2008) – that is, “*affordances must be perceived, perception must guide action, and actions are implicit in affordances*” (p. 129) (Adolph & Kretch, 2015). Perception–action coupling was illustrated by Turvey (2007) for fish propulsion: “the shedding of vorticity is the hallmark of force production in fluids, reflecting the transfer of momentum to the wake. The bifurcations in vortex patterns are accompaniments of reorganizations of fins that are often subtle and hard to describe in detail” (p. 670). In competitive swimming, swimmers’ actions impact the motion of water particles in a circular and tight manner and, in return, the fluid motion will impact their future perceptions and actions. Additionally, in aquatic locomotion, task and environmental constraints are intertwined to play an incommensurable role that will condition swimmers’ perceptions and shape their behaviors to appropriately propel themselves forward. Indeed, swimmers’ propulsion arises from the simultaneous action of the four limbs, performed in an uncommon horizontal body position, and in environments with specific properties, such as water density (water is 800 times denser than air; Denny, 1993), resistances (i.e., passive and active drag), flow (i.e., laminar vs. turbulent), viscosity or even opacity (e.g., during open-water events) (Toussaint, 2002). Consequently, swimming performance is defined by the (i) minimization of resistances opposed to forward displacement, (ii) generation of propulsive forces and (iii) maximization of propelling efficiency, as only a portion of the mechanical power output contributes to overcoming active drag (Toussaint, Hollander, van den Berg, & Vorontsov, 2000). From an ecological psychology perspective, this *substance* in which swimmers move (i.e., water) is continuously offering possibilities for action, or swimming affordances (Gibson, 1979), such as ways to propel the body forward efficiently and adopt a streamlined position.

The ecological dynamics framework highlights the coupling between the *organism* and the *environment* (Kugler & Turvey, 1987) as the smallest unit in behavioral analysis (Araújo, Davids, & Hristovski, 2006; Davids, Araújo, Hristovski, Passos, & Chow, 2012).

This means that the swimmer cannot be dissociated from his/her aquatic environment, since behavior emerges from both the characteristics inherent to the organism itself and the environment in which the movement is performed. More precisely, Newell (1986) identified a set of continually nested and interacting constraints, which channel the qualitative dynamics of movement (Kugler, Kelso, & Turvey, 1980; 1982). These constraints to action are divided into three main categories: *organismic* constraints are all the inherent properties and characteristics of the individual, *task* constraints are external to the individual and specific to the situation the performer is faced with, and *environmental* constraints are external constraints related to the environment in which the task is performed (Newell, 1986). In this sense, identifying and manipulating key constraints is a way to test the adaptive nature of behavior as a function of perturbation (Davids, Button, & Bennett, 2008; Newell, 1986). The so-called *constraints-led approach* (Davids, Glazier, Araújo, & Bartlett, 2003) is an appropriate perspective for studying (i) the reinforcement of behaviors or the emergence of new movement patterns (Seifert et al., 2014) and (ii) the motor variability that skilled swimmers exhibit to functionally adapt to the situations they encounter (Glazier & Davids, 2009a). In swimming, several categories of constraints (i.e., expertise, stroke rate, swimming speed and gender; see Seifert, Chollet, & Rouard, 2007a) have been used to investigate their possible influence on aquatic locomotion (Seifert, Button, & Brazier, 2010) and the variability of this emerging behavior (Seifert et al., 2014). Among them, the role of environmental constraint – albeit crucial – was classically estimated using an *indirect* approach by manipulating swimming speed (Seifert et al., 2010), which is a major component of drag computation (Pendergast et al., 2005). This study revealed that the resistances increased with the swimming speed and at a critical value of $1.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, more than 50% of the total drag is related to resistance caused by water motion at the surface, constraining swimmers to adapt their behavior by creating an overlap between their propulsive arm actions (Seifert et al., 2010).

The originality of the present study was the direct manipulation of the swimming environment, since how swimmers coordinate and control their limbs cannot be understood apart from their context of performance. This challenge was met by using a *swimming flume* (Astrand & Englesson, 1972): a basin with fluid flowing in a loop and coming frontally at the participants (i.e., equivalent to a treadmill for running). To maintain their position, swimmers in a flume have no choice but to resist a fluid flow coming at them, otherwise they are pushed to the safety net behind them: this subtly reveals swimmers' adaptability in resisting high and unpredictable environmental constraints. In a classic pool, the strategy is different, as the swimmers create support from the fluid to propel themselves through quasi-inert masses of water. Therefore, the swimming flume might be a valuable device for manipulating the individual–environment relationship and swimmers' perception–action coupling. Perceiving a flow coming frontally was associated with a significant increase in hand velocities throughout the stroke cycle (more than $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ over catch, insweep and upsweep and near $2.30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ on average over the whole cycle; Monteil, 1992) but such results were not *directly* compared with pool swimming. To our knowledge, only Wilson, Takagi, and Pease (1998) and Espinosa, Nordsborg, and Thiel (2015) compared *low-order variables of behavior* (i.e., superficial aspects of movement such as position, velocity, acceleration; Haddad, Van Emmerik, Whittlesey, & Hamill, 2006) for the same swimmers in the two swimming environments. Their conclusions indicated a slightly higher stroke rate in the flume at high velocities (0.70 vs. 0.68 Hz in the pool; Wilson, Takagi, & Pease, 1998), associated with an increase in stroke length and lateral upper limb accelerations, requiring the swimmers to control the three-dimensional positions of their limbs (Espinosa et al., 2015). However, little is known about the *higher-order* variables (i.e., coordination dynamics; Haddad et al. 2006) in swimming, particularly the coordination between and within limbs when interacting to

fluid flow. These high-order variables combine low-order variables, thereby capturing the coordination dynamics and reflecting the rich complexity of the system. The aim of our study was therefore to investigate how expert swimmers perceive and act in the constraining aquatic environment by studying their upper limb inter-segmental coordination. We used the constraints-led approach by manipulating *fluid flow* to understand how swimmers adapt their behavior depending on whether they are swimming in a flume or a swimming pool. The underlying objectives were to (i) better identify in which circumstances perception and action are affected by front crawl swimming in a *static* as opposed to a *moving* fluid and (ii) test the swimmers' *adaptability* to these two aquatic environments. First, we hypothesized that the specific individual–environment relationship in the flume would shorten both the stroke time and the underwater stroke phase durations and would likewise reduce the possibility for actions of the upper limbs. Second, we hypothesized that the way the swimmer was interacting with the fluid would inform on his/her behavioral adaptations from low- to high-order variables. Third, we expected that these behavioral adaptations would remain more stable between cycles in the flume, since the dynamic backward flow might be more constraining than in the swimming pool.

2. Methods

2.1. Participants

Seven expert (national- to international-level) male swimmers (mean \pm SD age: 21.1 ± 2.96 years, height 186.3 ± 3.35 cm, mass: 79.57 ± 8.42 kg) with unilateral breathing side participated in the test. These volunteers had no history of injuries and gave written consent to participate in the study. The investigational protocol was in accordance with the ethical standards of the Declaration of Helsinki and study approval was obtained from the Local Ethics Committee. The swimmers were all specialists of the 200-m front crawl event and trained more than ten times a week. Expertise was expressed as a percentage of the absolute current world record for the 200-m freestyle, in the manner of Seifert, Delignières, Boulesteix, and Chollet (2007b): the participants' mean \pm SD best times represented $90.83 \pm 1.67\%$ of the world record (percentage of $WR = \text{time}_{\text{world record}} / \text{time}_{\text{subject}} \cdot 100$), corresponding to expert levels of performance.

2.2. Experimental protocol

The experimental protocol was divided into two sessions. The first session was performed in a 50-m indoor pool. Swimmers were asked to perform a 50-m bout in front crawl with a target speed fixed at $1.35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. An experimenter imposed this target speed by adapting his walking speed alongside the pool and holding a pole visible to the swimmers (they had to globally follow the pace with a tolerance of 0.5-m from the pole position). A second experimenter positioned at the end of the pool controlled the speed, which corresponded to a medium pace for these swimmers. They were then transferred by car to a building next to the pool to complete the second test session. This second session took place in a straight swimming flume (designed and built by Professor Dal Monte, 1983; Italian National Olympic Committee, CONI, Italy), with swimming area dimensions of 5.80 m long, 2.50 m wide and 1.25 m deep (and a very short flow channel of 7.70 m long). This flume constrained the swimmers to maintain the same position throughout the trial. Notably, the swimmers globally had to swim above a mark at the bottom of the flume with a tolerance of 0.5-m. Both the pacer at the pool and the mark in the flume had mainly informative functions and not restrictive, and the swimmers were informed that they should globally follow the pacer and stay above the mark without denaturalizing their swimming. Prior to the tests, the swimming flume was calibrated and its performance was evaluated following a specific protocol: (i)

flow speed was regularly measured with a one-dimensional Dostmann Electronic flux meter over 27 points distributed at different positions and depths in the water (water speed ranging from 0.5 to 2.1 m.s⁻¹), and (ii) the Italian Open Water National Team calibrated the flume and the maximum error found for a 100-m swimming time was only 1.5 % (i.e., one second gap every 65 seconds). The whole procedure contributed to a better estimation of the water flow speed and likewise to a minimization of the waves at the interface between air and water. All the swimmers were acquainted with swimming in this flume, as they (i) had already used the flume for training or (ii) had been familiarized with the flume prior to the present tests. As for the test performed in the pool, the swimmers completed a trial in the flume at an absolute fluid flow speed near 1.35 m.s⁻¹. This speed was considered appropriate for the present study since it did not induce too many waves at the water surface in the flume, replicating the conditions experienced in the pool. A safety net was positioned behind the swimmers, in the eventuality they were unable to sustain the speed imposed by the flow. All swimmers spontaneously adopted unilateral breathing patterns (on the right side of the body) in both swimming environments. According to Lerda, Cardelli, and Chollet (2001), Lerda and Cardelli (2003), and more recently Aujouannet, Rouard, and Bonifazi (2006), expert swimmers maintain a general temporal stability in stroke phases performed either on the breathing or non-breathing body side. Therefore, for the present study, only the right side upper limb coordination was considered for all swimmers in both environments, independently of the breathing action.

Prior to the tests, the swimmers performed three 15-m trials at *low*, *moderate* and *high* intensities in the swimming pool to calibrate the Borg rating of perceived exertion scale (RPE; Borg, 1998). The RPE scale is a reliable tool for studying exertion in swimming (Psycharakis, 2011). After each trial performed in the pool and the flume, the swimmers indicated their level of exertion on the scale ranging from 6 (i.e., no exertion) to 20 (i.e., maximal exertion).

2.3. Data collection

The kinematics of the upper limbs (i.e., duration of stroke and stroke phases, inter-segmental coordination) were recorded during the whole test, using seven inertial measurement units (IMUs) (Hikob, Hikob Fox, Villeurbanne, France). The IMUs were positioned on the dorsal side of the hand, the lower arm and upper arm of *both* body sides (to avoid significant kinematic imbalances between left and right), and at the sacral level. Each of them measured 45.36.17 mm and was composed of a three-dimensional accelerometer (± 16 G), a three-dimensional gyroscope (± 1200 °.s⁻¹) and a three-dimensional magnetometer. Each IMU registered in an individual data logger with a sampling frequency of 100 Hz. A master logger, positioned outside the pool, started and stopped the recordings to synchronize all IMUs. To account for the aquatic environment, the IMUs were placed in waterproof plastic bags. The IMUs were fixed to the skin with a therapeutic strap and adhesive tape (procedure similar to Dadashi et al., 2013a).

To obtain the IMU orientations in the three-dimensional field, the magnetometers were held above the pool and the flume to be calibrated in order to reduce magnetic distortion during data processing. Other calibrations aligned the IMU axes to the anatomical body axes (Dadashi et al., 2013a). These procedures consisted of two sequences of movements repeated five times: flexion/extension of the upper limbs around the transversal axis and pronosupination of the upper limbs around the longitudinal axis. The functional calibrations were necessary to obtain measurements that would not be sensitive to the IMU orientations despite the different body configurations in the swimmers' sample (Dadashi, Millet, & Aminian, 2013b).

2.4. Data analysis

The data were processed using MATLAB R2014a (The MathWorks, Inc. Natick, MA, USA). To obtain angles from raw data recorded with the IMUs, several steps were completed. The calibrations were used to reduce magnetic distortion with the method of Merayo, Brauer, Primdahl, Petersen, and Nielsen (2000). By fusing the accelerometer, gyroscope and magnetometer data using the complementary filter of Madgwick, Harrison, and Vaidyanathan (2011), IMU orientations in the three-dimensional field were estimated. Madgwick's script computed quaternions and rotation matrices of the IMU positions for the whole test duration. From these parameters, segmental angles (i.e., angles between the three-dimensional unit vector of the IMU positions and the gravity vector) were computed for all IMUs. Segmental angles (Barela, Whittall, Black, & Clark, 2000; Kurz & Stergiou, 2002; van Emmerik & Wagenaar, 1996) were preferred to articular angles (i.e., angle between one IMU and another) since a common reference was used for all the IMUs (i.e., gravity vector). The angle computations were achieved for all stroke cycles performed in the two test sessions and were filtered with a fourth-order Butterworth low pass filter, with a cutoff frequency of 6-Hz (Winter, 1990).

To avoid start and finish effects and keep only the stabilized swimming sequences, two cycles at the beginning and one at the end of the 50-m bouts were systematically removed from the analyses in the swimming pool. Five stroke cycles were systematically removed from the analyses at the beginning of the tests conducted in the swimming flume (i.e., time to overcome engine inertia). For each participant, the number of analyzed stroke cycles in the flume was then matched to the number of stroke cycles performed in the swimming pool (i.e., 12 for S1 and S7; 13 for S3, S4 and S5 and 14 for S2 and S6).

2.4.1. Determination of stroke phases

The front crawl stroke cycle can be divided into four phases (i.e., catch and glide, pull, push and recovery) according to Chollet, Chabies, and Chatard (2000), to allow temporal investigation of swimmers' coordination strategies. The full procedure to detect the beginning of pull, push and recovery phases was extensively described by Dadashi et al. (2013a), using accelerometric and gyrometric data from inertial sensors positioned at the lower-arm and sacral levels. The medial-lateral angular velocity of the lower arm was used to detect the *entry* of the hand in water. This corresponds to the first observable peak on the raw gyrometric data between the instant of maximum angular velocity (corresponding to the half arm recovery) and the start of the pull (Fig. 1).

The determination of these phases was necessary to compute the duration of one stroke cycle (corresponding to the absolute time separating a water hand entry to the next one). Absolute stroke cycle durations were time-normalized (i.e., one complete stroke cycle is 100%), allowing comparison and averaging between the two swimming environments.

****Insert Fig. 1****

2.4.2. Computation of coupling angle and coupling angle variability

Coupling angles γ_i were then computed following the procedure described in Needham, Naemi, and Chockalingam (2014). Coupling angles between hand and lower arm, and lower arm and upper arm, were calculated on the right side of the body. For each instant i of the normalized stroke cycle, the coupling angle γ_i was computed based on the consecutive

proximal segmental angle $\theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}$ and the consecutive distal angle $\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)}$ (Fig. 2) according to the following equations (1) and (2); (Chang, Van Emmerik, & Hamill, 2008):

$$\gamma_i = \arctan(\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)} / \theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}) \cdot 180 / \pi \quad \text{when } \theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)} > 0 \quad (1)$$

$$\gamma_i = \arctan (\theta_{D(i+1)} - \theta_{D(i)} / \theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)}) \cdot 180 / \pi + 180 \quad \text{when } \theta_{P(i+1)} - \theta_{P(i)} < 0 \quad (2)$$

****Insert Fig. 2****

We applied the same conditions as Needham et al. (2014) to complete the computation of particular values of coupling angle γ_i . To appear between 0 and 360°, the coupling angle γ_i was corrected with the following rule (Chang et al., 2008; Sparrow, Donovan, van Emmerik, & Barry, 1987):

$$\gamma_i = \begin{cases} \gamma_i + 360 & \text{for } \gamma_i < 0 \\ \gamma_i & \text{for } \gamma_i \geq 0 \end{cases} \quad (3)$$

Due to the directional nature of coupling angles, the average coupling angle $\bar{\gamma}_i$ was calculated based on the average horizontal \bar{x}_i and vertical \bar{y}_i components at each instant using circular statistics (Batschelet, 1981; Hamill, Haddad, & McDermott, 2000).

$$\bar{x}_i = 1/n \cdot \sum_{i=1}^n \cos \gamma_i \quad (4)$$

$$\bar{y}_i = 1/n \cdot \sum_{i=1}^n \sin \gamma_i \quad (5)$$

Conditions similar to those applied by Needham et al. (2014) were once again applied to obtain values of the average coupling angle $\bar{\gamma}_i$ comprised between 0 and 360°. The length of the average coupling angle \bar{r}_i was then computed as follows:

$$\bar{r}_i = \sqrt{(\bar{x}_i^2 + \bar{y}_i^2)} \quad (6)$$

Finally, coupling angle variability CAV_i was calculated using the following formula:

$$CAV_i = \sqrt{(2 \cdot (1 - \bar{r}_i)) \cdot 180 / \pi} \quad (7)$$

Given the function f of the real variable CAV , we then computed the CAV definite integral $\int CAV$. This computation was necessary to quantify and compare the proportion of CAV in each phase of the stroke cycle, between all participants, with:

$$\int CAV = \int_a^b f(CAV) dt \quad (8)$$

defined as the area of the region in the xy -plane that is bounded by the f curve (expressed in °.s), the x -axis and the vertical lines $x = a$ and $x = b$ (a denotes the beginning of each stroke phase and b the end of this same phase).

****Insert Fig. 3****

The coupling angle (Fig. 3, left panel) at each point in the stroke cycle was categorized into one of four coordination patterns: in-phase, anti-phase, distal or proximal (Fig. 3, right panel). In-phase coordination was defined as both segments rotating simultaneously in the same direction (both clockwise or both counterclockwise), anti-phase was defined as simultaneous segment rotation in opposite directions, and distal or proximal patterns were defined as the distal (i.e., hand or lower arm) or proximal segment (lower arm or upper arm) rotating independently of the other, respectively (Chang et al., 2008; Hafer, Freedman, Silvernail, Hillstrom, & Boyer, 2016). The in-phase pattern corresponds to coupling angle values comprised between 22.5° and 67.5° and 202.5° and 247.5°. These values are from 112.5° to 157.5° and from 292.5° to 337.5° for the anti-phase pattern, from 67.5° to 112.5° and from 247.5° to 292.5° for the distal pattern, and from 0° to 22.5°, from 157.5° to 202.5° and from 337.5° to 360° for the proximal pattern. To quantify the proportion of each

coordination pattern over the entire stroke cycle and over each stroke phase, the frequency of appearance was computed and is reported in percentage.

2.5. Statistical analysis

For all following analyses, the normality of the distribution (Shapiro-Wilk test) and the variance homogeneity (Hartley's F_{\max} test) of the data were checked before using parametric statistics. Sphericity was verified by the Mauchly test (Winter, Eston, & Lamb, 2001). When the assumption of sphericity was not met, the significance levels of F -ratios were adjusted according to the Greenhouse-Geisser procedure (adjustments were performed when $\epsilon < .75$). One-way repeated measures ANOVAs tested for differences between the environments in stroke cycle durations and $\int CAV$ values obtained over one stroke cycle, for both segment couplings (hand/lower arm and lower arm/upper arm). A two-way repeated measures ANOVA [environment (2 levels: pool and flume) \times stroke phases (4 levels: catch and glide, pull, push and recovery)] was then computed. Other two-way repeated measures ANOVAs were considered to test for differences between the environments in coordination patterns, both over the entire stroke cycle and over each stroke phase, for hand/lower arm and lower arm/upper arm couplings. Then, pairwise *post hoc* tests were applied when the main effect was significant following the results of the parametric ANOVAs (Bonferroni tests). Partial eta squared (η_p^2) statistics were calculated as indicators of effect size, with $\eta_p^2 = .01$ indicating a small effect, $\eta_p^2 = .06$ a medium effect, and $\eta_p^2 = .15$ a large effect (Cohen, 1988). Of all the tests, some sampling distributions did not follow the assumption of normality, or displayed variance heterogeneity that prompted the use of non-parametric statistics (Friedman ANOVAs on the ranks). In this configuration, *post hoc* tests were conducted using Wilcoxon signed-rank tests. For these non-parametric statistics, the effect size, noted r , was computed as follows: $r = z/\sqrt{n}$, with z the result of the Wilcoxon signed-rank test and n the total number of observations (Field, 2013). These Friedman ANOVAs were used to test (i) the effect of environment on coordination patterns over each stroke phase for both segment couplings when necessary, (ii) the Borg RPE scores in the two environments, and (iii) the $\int CAV$ values when analyses were conducted as a function of stroke phases. For all tests, the level of significance was fixed at $P < 0.05$, using SPSS software (SPSS Statistics 21.0, SPSS Inc., IBM, Chicago, IL, USA).

3. Results

In both environments, the target speed was fixed at $1.35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. After the swimmers completed the trials, we verified that all speeds were within the range of $1.35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 0.05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ in the pool and $1.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \pm 0.04 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ in the flume, which indicated their accuracy with respect to the initial instructions. Using inertial sensors made it possible to compute the temporal stroke parameters and coupling angles over 186 cycles for the seven swimmers involved in the tests. The main findings demonstrate that switching from swimming in the pool to swimming in the flume destabilized perception and action, in particular temporal stroke parameters and spatial coordination of the upper limbs, and was experienced differently (according to the RPE values).

3.1. Stroke cycle and stroke phase durations

The results of the statistical analysis for stroke time and phase durations (i.e., low-order variables of behavior) are presented in Table 1. A graphical representation of these data is given in Figure 4.

Table 1. Results of the statistical analysis regarding the stroke time (s) and the duration of each stroke phase (in % of the total stroke time).

Variables	Stroke time (s)		Catch and glide (%)		Pull (%)		Push (%)		Recovery (%)	
	Pool	Flume	Pool	Flume	Pool	Flume	Pool	Flume	Pool	Flume
<i>Mean</i>	2.05*	1.65	31.0*	25.9	22.8*	25.9	15.3*	16.9	30.9	31.3
<i>SD</i>	0.24	0.14	7.2	6.8	3.7	5.1	4.5	4.1	4.4	3.0
<i>ANOVA</i>	$F(1,6) = 34.032;$ $P = .001$		$F(1,6) = 11.128;$ $P = .016$		$F(1,6) = 10.003;$ $P = .019$		$F(1,6) = 38.377;$ $P = .001$		$F(1,6) = .128;$ $P = .732$	
η_p^2	0.850		0.650		0.625		0.865		0.021	

Note: *SD*: standard deviation; *: significant difference with flume swimming; *F*: Fisher's F; η_p^2 : eta-squared. Significant at $P < 0.05$.

****Insert Fig. 4****

3.2. Borg rating of perceived exertion scale

The results of the Borg scale showed significantly lower perceived exertion in the pool than in the flume ($\chi^2(1) = 7.00, P < 0.05$) (Table 2).

Table 2. Results of the Borg rating of perceived exertion following tests performed by the seven swimmers after each trial in both environments.

Swimmers	RPE	
	Pool	Flume
S1	6	14
S2	11	19
S3	6	19
S4	7	18
S5	6	17
S6	7	19
S7	8	19
<i>Mean</i>	7.29	17.86
<i>SD</i>	1.8	1.86

Note: *SD*: standard deviation.

3.3 Upper limb inter-segmental coordination

The results of the statistical analysis for the higher-order variables of behavior (i.e., the four coordination patterns for hand/lower arm and lower arm/upper arm couplings) are presented in Table 3. A graphical representation of these data is given in both Figure 5 (hand/lower arm coupling) and Figure 6 (lower arm/upper arm coupling). Over an entire stroke cycle, for both couplings, the most frequently seen coordination pattern was in-phase, with no distinction between the two swimming environments for the entire population. The flume constrained the swimmers to use mostly the in-phase pattern of coordination for the hand/lower arm coupling (in both catch and glide and recovery phases). During the pull, the distal pattern was more prevalent in the flume, corresponding to greater *hand* flexion relative to the lower arm. No significant difference in the coordination pattern recruitment was observed during the push phase in either environment. For the lower arm/upper arm coupling, a single change in the coordination patterns was observed as a function of the environment: in the flume, swimmers used more in-phase coordination for the recovery phase in comparison to the trial performed in the pool.

****Insert Fig. 5****

****Insert Fig. 6****

Table 3. Effects of environmental change on the relative duration of the four coordination patterns in each stroke phase of the front crawl cycle and over the entire stroke cycle, for hand/lower arm and lower arm/upper arm couplings.

Coordination pattern		Effect of pool vs. flume swimming			
		Lower arm	In-phase	Hand	Anti-phase
Hand/Lower arm	Catch and glide	<i>N.S.</i>	$P < .05$, $r = -0.63$; flume: 90.33%; pool: 71.84%	<i>N.S.</i>	$t(6) = 2.52$, $P < .05$; flume: 1.28%; pool: 2.39%
	Pull	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	$t(6) = -2.82$, $P < .05$; flume: 14.09%; pool: 4.90%	<i>N.S.</i>
	Push	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Recovery	<i>N.S.</i>	$t(6) = -3.33$, $P < .05$; flume: 74.95%; pool: 61.79%	$t(6) = 2.68$, $P < .05$; flume: 6.66%; pool: 10.79%	<i>N.S.</i>
	Stroke cycle	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
Coordination pattern		Upper arm	In-phase	Lower arm	Anti-phase
Lower arm/Upper arm	Catch and glide	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Pull	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Push	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Recovery	<i>N.S.</i>	$t(6) = -3.47$, $P < .05$; flume: 76.71%; pool: 51.32%	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>
	Stroke cycle	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>	<i>N.S.</i>

Note: r : computed effect size; *N.S.*: non-significant. Significant at $P < 0.05$. Presented percentages correspond to frequency of appearance of the corresponding pattern of coordination.

3.4. Inter-cyclic coordination variability

Figure 7 presents a typical example of the mean coupling angle and the *CAV* for one swimmer. The results of Friedman's ANOVA revealed no statistical differences in $\int CAV$ over the whole stroke cycle and over each stroke phase between the two swimming environments for either hand/lower arm or lower arm/upper arm couplings.

****Insert Fig. 7****

4. Discussion

The main aim of our study was to assess perception–action coupling by investigating the inter-segmental coordination of the upper limb in swimming as a function of fluid flow manipulation (i.e., swimming in a pool vs. a flume). To reach that aim, we investigated the adaptability of swimmers facing a demanding situation with water flow coming frontally, a situation that they might encounter to a lesser extent in competition. Our main findings are: first, non-propulsive phases were reduced and propulsive underwater phases were increased in the flume related to a fluid flow that pushes the upper limb backward, causing a higher stroke rate. These changes in low-order variables of behavior were matched by a considerable discrepancy in the RPE values in the two environments, with flume swimming appearing

significantly more demanding. Second, the predominance of in-phase coordination in the flume suggests that this environment evoked different perceptions related to the higher environmental constraints in comparison with the pool (i.e., a dynamic fluid flow with lower density and additional waves at the surface), despite similar movement speeds. Third, the coordination variability was similar in the two environments, indicating the behavioral stability of expert swimmers progressing in different aquatic environments.

4.1. The air–water dichotomy impacts the temporal structure of the stroke cycle

The first impact of the environment manipulation is notable for the readily observable parameters of swimming performance – that is, the *low-order* behavioral variables. This first level of analysis highlights that swimming at similar speed in a pool and a flume differs in terms of the absolute duration of the stroke cycle, with a stroke rate significantly higher in the flume. Swimmers spent on average 2.05 s to complete a stroke cycle in the pool, whereas only 1.65 s was necessary in the flume, which is similar to the findings in previous investigations conducted in a flume at a speed of 1.4 m.s⁻¹ (the mean stroke cycle duration was 1.69 s in Wilson, Takagi, & Pease’s study, 1998). However, no significant differences were found between pool and flume stroke frequencies in the previous study, contrary to our conclusions. These disparities between studies are surely related to the shape and design of the swimming flumes used to record the data. In our work, the Italian flume may be considered as short comparing to other straight flumes (only 7.70 m long for the circulation channel). It is known that the design of the flumes may influence the hydrodynamics of the fluid flow animals (e.g., humans) have to face, especially turbulences intensity (Jonsson et al., 2006). Different elements may be added to increase the accuracy and the stability of the flow dynamics (González Hernández et al., 2013), such as honeycombs, corner vanes or compression and diffusion zones before and after the swimming area, respectively. The flume used in the present study only possessed corner vanes that seemed not sufficient to reduce turbulences to zero values. Rather, our results have demonstrated that the fluid flow strongly pushed the upper limbs backwards, offering greater hand velocities (as previously demonstrated by Monteil, 1992). At a finer degree of resolution, the relative duration of the aerial phase of the stroke (i.e., recovery, when fluid is not in direct contact with propulsive areas) was however not significantly impacted, whatever the swimming environment. Therefore, the aerial/underwater phase repartition remained stable: performing this movement is more related to the properties of the medium the swimmer is passing through (e.g., viscosity, density, opacity of air and water). Since air offers less resistance than water (air is less viscous and around 800 times less dense than water; Denny, 1993), the aerial phase of the stroke is more easily performed than the main underwater sequence. Thus, in the underwater portion of the stroke the swimmers *explored* their perceptual-motor workspace differently as they performed in the flume or the pool (Newell et al., 1989). For instance, propulsive phases appeared significantly longer in the flume than in the pool (more than 3% for the pull and 1.5% for the push). Propulsion in the flume was aimed at guaranteeing that the swimmers would maintain their position above the mark: propulsion could be increased by maximizing both pull and push durations. This is important since the propulsive aquatic path is performed in the same direction as the fluid motion. These coordination adaptations have already been observed as a function of speed manipulation: they increase the relative duration of propulsive push and pull phases (Pelayo, Alberty, Sidney, Potdevin, & Dekerle, 2007) and decrease the catch and glide phase (Alberty et al., 2008; Chollet et al., 2000; Seifert, Chollet, & Bardy, 2004). In this sense, modifying the environmental constraints is mostly linked to the water’s physical properties (density and fluidity), which *support* propulsion but *also generate drag*. Put simply, the modifications in fluid flow change the forward resistances that swimmers must overcome and lead to a *complete transformation of*

the way they move through water (Seifert et al., 2007a). In contrast, in the recovery phase, environmental constraints showed the same proportion in both conditions, with these experts tending to adopt an appropriate motor solution by exhibiting similar relative durations of this stroke phase (Newell et al., 1989).

4.2. Perception of flume swimming by experts, a discrepancy with classic progression in water

The low-order behavioral adaptations were connected to modifications in the way the swimmers perceived the task difficulty (i.e., perception–action). Although the tasks originally appeared similar (i.e., swimming speed fixed at $1.35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ in both environments), the RPE measures revealed that the swimmers perceived the trial in this model of flume as very or extremely hard (i.e., RPE values slightly under 18), whereas pool exertion was rated around 7: extremely light exercise. Although the same swimming speeds should cause the same resistances (Schleihauf, Gray, & DeRose, 1983), swimming in the present flume was perceived as much more constraining than progressing in a classic swimming pool. Put simply, flume swimming modifies perceptions of fluid flow and resistances in such a manner that we are in the presence of non-linear and partially unpredictable physical phenomena. This would suggest that a small change in the flow speed increase may lead to important variations in the hydrodynamic flow field of the flume used in the present study (e.g., the resistances), whereas no impacts would be found in flume with other design characteristics. The resistances (i.e., drag) are generally divided into three main constituents: (i) friction drag, depending on the friction between skin and water; (ii) pressure drag, the pressure differential that arises between the front and rear of the swimmer; and (iii) wave drag, the result of the deformation of the water surface (Toussaint et al., 2000). In comparison with the pool, swimming in the flume *above* $1.35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ was associated with more wave drag, since the continuous fluid flow greatly deformed the air–water interface, which explains the changes in behaviors observed at both hand entry and end of push. At $1.35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, the impacts of the surface waves remained restricted, although the general motion of the water particles adopted a more turbulent shape than in the pool. More precisely, we observed that the flaps and propellers (responsible for the water motion in the flume) produced micro turbulences in the water associated with the presence of air bubbles. The melting air and water would reduce the density of the environment and hence the swimmer buoyancy, leading to a more complex task. Therefore, the differences regarding swimming in a flume vs. a pool are not restricted to the fluid flow in the flume, but are also associated with modifications in the fluid properties such as more turbulence, waves, and lower water density. In this sense, high ratings of perceived exertion may reflect the individual attunement to information available in the flume (Lay, Sparrow, Hughes, & O’Dwyer, 2002) that can be used to guide the search for different actions than those performed in the pool.

4.3. A dynamic fluid flow that induces more in-phase coordination

Despite the immutable properties of air and water (in terms of temperature or viscosity) in both environments, an obvious difference is that the water is *in motion* in the flume. Even though the swimmer’s hand lacked a fixed push-off point to propel the body forward in the pool, this relation with the fluid was totally modified in the flume since the movement of the hand was mainly imposed by the dynamic backward fluid flow. Given that the propelling efficiency in aquatic environments is very low (0.5 to 2.2% vs. 20-25% on dry-land; Toussaint et al., 2000), static and moving fluids may reveal profound adaptive behaviors that are likely to vary from one stroke to another. Therefore, this fluid behavior prompted the swimmers to begin the pull earlier: on average, the catch and glide phase was more than 5% shorter in the present flume. The temporal reduction of this non-propulsive forward extension

of the arm (Chollet et al., 2000) reflects altered gliding perceptions, revealing once again the circular, reciprocal, dynamical and tight coupling between perception and action (Seifert et al., 2014). Modifying the fluid flow had a direct impact on the perceptual-motor workspace explored by the swimmers (Seifert et al., 2010) and, hence, on the possibilities of action offered by the aquatic environment. Therefore, such environmental constraint manipulation could reveal the optimal pattern of coordination and control for individuals in a range of activities (Araújo & Davids, 2009; Davids et al., 2008). More broadly, in the flume, swimmers did not have the same *inertia* (with respect to the Earth) that they had in the pool: after the initial body acceleration in the pool, the swimmers' acquired inertia remained over a few meters when they stopped moving (i.e., they were gliding). On the contrary, flume swimming is considered as *stationary* swimming and requires continuous body acceleration to compensate for the drag of water, so gaining speed is not only with respect to the water but likewise with respect to the Earth. These mechanical considerations may explain the shorter glide phase we observed in the flume: spending too much time in this non-propulsive phase would have caused the swimmers' bodies to undergo high forward to backward oscillations, which would have precipitated the end of the trial. These results confirmed the initial hypothesis that in the flume the dynamic fluid flow affords beginning a backward arm movement as soon as possible, inviting the swimmers to modify their actions by shortening the glide duration.

In-phase was the most usual coordination pattern *over the entire stroke cycle* in both environments, suggesting that this behavior emerges in water, whatever the flow direction, intensity, turbulences or density. The in-phase pattern, mainly identifiable at a distal level, corresponds to the synchronized actions of the hand and forearm moving backward to propel the body forward (Berger, de Groot, & Hollander, 1995). However, at the scale of the *stroke phases*, the fluid flow in the flume afforded the adoption of a more in-phase coordination pattern for the hand/lower arm coupling during the catch and glide phase (hand and lower arm acting once again as a single entity to develop forces; Berger et al., 1995). The emergence of these behaviors is directly linked to the ability of swimmers to maintain the same position throughout the trial (i.e., to satisfy the task goal in the flume). For such a challenging exercise, the first behavioral adaptation occurs immediately after hand entry (by reducing the glide time). These results highlight the main role played by the distal segments (i.e., hand and to a lesser extent lower arm) in the completion of front crawl propulsion (80% of the total propulsion comes from the upper limbs; Deschodt et al., 1999) through a circular coupling between perception and action.

Additionally, in-phase coordination is also most often seen during the recovery phase in the flume for both hand/lower arm and lower arm/upper arm couplings. This could be related to the high stability of the upper limb segments (via the muscles around the elbow) that prepare the arm for the next cycle in front crawl swimming (Lauer, Figueiredo, Vilas-Boas, Fernandes, & Rouard, 2013). This stability, exaggerated in the flume, occurs in anticipation of the strong resistances immediately undergone by the arm at and after hand entry, due to the higher stroke rate.

Another aspect of flume swimming is the dynamic fluid *flowing against the swimmers*. Hence, flume swimming resembles progressing against a river current (i.e., not uniform, impacting both the swimmer's body alignment and hand pressure; Espinosa et al., 2015), whereas pool swimming is more like moving through a calm lake. The analyses of coordination variables confirmed these assumptions: we observed a longer duration of the hand coordination pattern in the flume for the hand/lower arm coupling during the pull phase. Put differently, the values of coupling angle revealed that the hand performed more flexion movements independently of the lower arm in the flume that could be directly attributed to

the direction of the fluid flow. In the pool, more anti-phase patterns during the catch and glide phase and hand coordination during the recovery were recorded. These multiple dissociations between hand and lower arm segments indicate that the swimmers were exploiting larger lateral oscillations and more propulsive exploration in the perceptual-motor workspace (Newell et al., 1989) throughout the swimming path in the pool. Conversely, a straighter coordination pattern is generally observed in the flume (i.e., management of a restricted number of search strategies). The changes noted for the higher-order variables reflect the greater complexity (Haddad et al., 2006) of swimming in a flume compared with a pool.

4.4. Variability of spatial coordination

Our study revealed no significant impact of the fluid flow on the participants' inter-cyclic coordination variability both over the entire stroke cycle duration and during each stroke phase. This observation did not confirm our initial hypothesis, which assumed greater variability in limb coordination patterns due to more constraining fluid flow in the flume. We can explain the similar variability in the two environments as behavior adaptation to environmental and task constraints (Glazier & Davids, 2009b; Newell, 1986) and as a high *attunement* and *calibration* to the fluid flow properties (Fajen et al., 2008). In this sense, these experts had developed a great *education of intention* (Jacobs & Michaels, 2007), which equipped them to pick up the informational variables that would specify the actions to reach the task goal. Accordingly, swimming in a flume like the one used in the present study might be viewed as an *amplifier* of fluid flow properties – and hence, an amplifier of the sensations perceived by the individuals – favoring the effective study of *behavioral adaptability*. However, the spatial-temporal changes that appeared as a function of the fluid flow manipulation remained stable throughout the duration of the pool and flume trials (i.e., no inter-cyclic variability). Therefore, these expert swimmers demonstrated adaptive behaviors, since they were *adapted* to the interacting constraints specific to each environment, and they were *adapt-able* since they maintained their performances from the pool to the flume trials (Phillips, Davids, Renshaw, & Portus, 2010; Seifert, Button, & Davids, 2013). Such adaptive behaviors reflected the expert swimmers' ability to stay in place throughout the flume trial, continuously accelerating their body parts (i.e., creating propulsion) to sustain the speed imposed by the fluid flow and its characteristics (e.g., density, fluidity, turbulences, waves, vortices). In contrast, swimmers who cannot adapt to these constraints would exhibit forward-to-backward movement fluctuations or – at worst – end the trial in the safety net behind them.

5. Conclusion, limitations and perspectives

Experts swimming in a static (i.e., pool) and a dynamic (i.e., flume) environment at the same absolute velocity revealed substantial modifications in their perceptions and actions. The manipulation of the environmental constraints (fluid flow, density, waves) in the flume of the CONI enabled us to assess the swimmers' behavioral adaptability. These adaptations occurred for low- and high-order behavioral variables, with notably a decrease in the catch and glide phase and the reliance mainly on an in-phase coordination pattern. It is also likely that swimming in the flume influenced the swimmers' buoyancy because we observed small air bubbles trapped in the flume water flow that may have – we did not accurately characterize the motion of water particles – modified the density of the water. Therefore, a promising perspective would be to enrich this study by either numerical (i.e., computational fluid dynamics) or experimental (particle image velocimetry) methods to better understand the behavior of the fluid flow in this particular flume and its possible effect on perception and action. Last, we identified a couple of potential limitations that must be considered for the

design of future research: (i) in comparison with the pool condition, at least five additional stroke cycles were completed by the swimmers in the flume (i.e., to overcome engine inertia), and (ii) tests were systematically conducted in the pool before the flume (because the targeted velocity was set in the pool), causing a possible *order effect* between the two tested situations that may have conditioned the swimmers' RPE values. Finally, readers must be well aware that previous results may slightly differ if behaviour analysis is conducted in another model of flume, since the design and shape of such specific flumes impact significantly the hydrodynamics and turbulences of the fluid flow.

Acknowledgments:

The authors warmly thank Claudio Gallozzi, the medical doctors and the technical personnel of the Sport Science Department of CONI, the swimming coaches, the swimmers who participated in this study, the Italian Swimming Federation (Federazione Italiana Nuoto), and all the other persons who were involved in the experiment or the manuscript conception, writing and reviewing. This project received the support of the CPER/GRR1880 Logistic, Mobility and Numeric and FEDER XTerM.

References

- Adolph, K. E., & Kretch, K. S. (2015). Gibson's theory of perceptual learning. In J. D. Wrigh (Ed.), *International encyclopedia of the social and behavioral sciences* (pp.127–134). New York: Elsevier.
- Alberty, M., Potdevin, F., Dekerle, J., Pelayo, P., Gorce, P., & Sidney, M. (2008). Changes in swimming technique during time to exhaustion at freely chosen and controlled stroke rates. *Journal of Sports Sciences*, 26(11), 1191–1200. doi:10.1080/02640410801974984.
- Araújo, D., & Davids, K. (2009). Ecological approaches to cognition and action in sport and exercise: ask not only what you do, but where you do it. *International Journal of Sport Psychology*, 40(1), 5–37.
- Araújo, D., Davids, K., & Hristovski, R. (2006). The ecological dynamics of decision making in sport. *Psychology of Sport and Exercise*, 7(6), 653–676. doi:10.1016/j.psychsport.2006.07.002.
- Astrand, P. O., & Englesson, S. (1972). A swimming flume. *Journal of Applied Physiology*, 33(4), 514.
- Aujouanet, Y. A., Rouard, A. H., & Bonifazi, M. (2006). Effects of fatigue on the kinematic hands symmetry in freestyle. In J.-P. Vilas-Boas, F. B. Alves, & A. Marques (Eds.), *Scientific proceedings of the Xth international symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming (BMS)* (pp. 24–26). Porto: Portuguese Journal of Sport Science.
- Barela, J. A., Whitall, J., Black, P., & Clark, J. E. (2000). An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Human Movement Science*, 19(2), 251–273. doi:10.1016/S0167-9457(00)00014-2.
- Batschelet, E. (1981). *Circular Statistics in Biology*. New York: Academic Press.
- Berger, M. A., de Groot, G., & Hollander, A. P. (1995). Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models. *Journal of Biomechanics*, 28(2), 125–133.
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign: Human Kinetics.
- Chang, R., Van Emmerik, R., & Hamill, J. (2008). Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 3101–3105. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.07.024.
- Chollet, D., Chalies, S., & Chatard, J. C. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 20, 54–59.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates.
- Dadashi, F., Crettenand, F., Millet, G. P., Seifert, L., Komar, J., & Aminian, K. (2013a). Automatic front-crawl temporal phase detection using adaptive filtering of inertial signals. *Journal of Sports Sciences*, 31(11), 1251–1260.
- Dadashi, F., Millet, G. P., & Aminian, K. (2013b). Inertial measurement unit and biomechanical analysis of swimming: an update. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 61(3), 28–33.
- Davids, K., Araújo, D., Hristovski, R., Passos, P., & Chow, J. Y. (2012). Ecological dynamics and motor learning design in sport. In N. J. Hodges & A. M. Williams (Eds.), *Skill acquisition in sport. Research, theory and practice*. (pp. 112–130). New York: Routledge.
- Davids, K., Button, C., & Bennett, S. (2008). *Dynamics of skill acquisition: a constraints-led approach*. Champaign: Human Kinetics.
- Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R. (2003). Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Medicine*, 33(4), 245–260.

- Denny, M. W. (1993). *Air and water. The biology and physics of life's media*. Princeton: Princeton University Press.
- Deschodt, V. J., Arzac, L. M., & Rouard, A. H. (1999). Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint front- crawl swimming. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *80*, 192–199.
- Espinosa, H. G., Nordsborg, N. B., & Thiel, D. V. (2015). Front crawl swimming analysis using accelerometers: a preliminary comparison between pool and flume. *Procedia Engineering*, *112*, 497–501. doi:10.1016/j.proeng.2015.07.231.
- Fajen, B. R., Riley, M. A., & Turvey, M. T. (2008). Information, affordances, and the control of action in sport. *International Journal of Sport Psychology*, *40*, 79–107.
- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. London: SAGE.
- Gibson, J. J. (1979). *The ecological approach to visual perception*. New York: Psychology Press.
- Glazier, P. S., & Davids, K. (2009a). On analysing and interpreting variability in motor output. *Journal of Science and Medicine in Sport* *12*(4), e2–3. doi:10.1016/j.jsams.2009.03.010.
- Glazier, P. S., & Davids, K. (2009b). Constraints on the complete optimization of human motion. *Sports Medicine*, *39*(1), 15–28.
- González Hernández, M. A., Moreno López, A. I., Jarzabek, A. A., Perales Perales, J. M., Wu, Y., and Xiaoxiao, S. (2013) Design methodology for a quick and low-cost wind tunnel. In: N.A. Ahmed (Eds.), *Wind tunnel designs and their diverse engineering applications*, (pp. 3-28). Rijeka: InTech.
- Haddad, J. M., Van Emmerik, R., Whittlesey, S. N., & Hamill, J. (2006). Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait & Posture*, *23*, 429–434.
- Hafer, J. F., Freedman Silvernail, J., Hillstrom, H. J., & Boyer, K. A. (2016). Changes in coordination and its variability with an increase in running cadence. *Journal of Sports Sciences*, *34*(15), 1388–1395. doi:10.1080/02640414.2015.1112021.
- Hamill, J., Haddad, J. M., & McDermott, W. J. (2000). Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. *Journal of Applied Biomechanics*, *16*, 407–418.
- Jacobs, D. M., & Michaels, C. F. (2007). Direct Learning. *Ecological Psychology*, *19*(4), 321–349. doi:10.1080/10407410701432337.
- Jonsson, P. R., van Duren, L. A., Amielh, M., Asmus, R., Aspden, R. J., Daunys, D., Friedrichs, M., Friend, P. L., Olivier, F., Pope, N., Precht, E., Sauriau, P.-G., and Schaaf, E. (2006) Making water flow: a comparison of the hydrodynamic characteristics of 12 different benthic biological flumes. *Aquatic Ecology*, *40*, 409–438.
- Kugler, P. N., & Turvey, M. T. (1987). *Information, natural law, and the self-assembly of rhythmic movement*. London: Routledge.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). 1 On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. theoretical lines of convergence. *Advances in Psychology*, *1*, 3–47. doi:10.1016/S0166-4115(08)61936-6.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1982). On the control and co-ordination of naturally developing systems. In J. A. S. Kelso & J. E. Clark (Eds.), *The development of movement control and co-ordination* (pp. 5–78). London: John Wiley & Sons, Ltd.
- Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2002). Effect of normalization and phase angle calculations on continuous relative phase. *Journal of Biomechanics*, *35*(3), 369–374.
- Lauer, J., Figueiredo, P., Vilas-Boas, J.-P., Fernandes, R. J., & Rouard, A. H. (2013). Phase-dependence of elbow muscle coactivation in front crawl swimming. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(4), 820–825. doi:10.1016/j.jelekin.2013.02.004.

- Lay, B. S., Sparrow, W. A., Hughes, K. M., & O'Dwyer, N. J. (2002). Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Human Movement Science, 21*(5–6), 807–830.
- Lerda, R., & Cardelli, C. (2003). Breathing and propelling in crawl as a function of skill and swim velocity. *International Journal of Sports Medicine, 24*(1), 75–80. doi:10.1055/s-2003-37195.
- Lerda, R., Cardelli, C., & Chollet, D. (2001). Analysis of the interactions between breathing and arm actions in the front crawl. *Journal of Human Movement Studies, 40*, 129–144.
- Madgwick, S. O. H., Harrison, A. J. L., & Vaidyanathan, A. (2011). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE international conference on rehabilitation robotics, 2011*, 5975346. doi:10.1109/ICORR.2011.5975346
- Merayo, J., Brauer, P., Primdahl, F., Petersen, J. R., & Nielsen, O. V. (2000). Scalar calibration of vector magnetometers. *Measurement Science and Technology, 11*(2), 120–132.
- Monteil, K. M. (1992). Analyse biomécanique du nageur de crawl lors d'un test conduisant à épuisement: études des paramètres cinématiques, cinétiques et électromyographiques [Biomechanical analysis of front crawl swimmer during exhausting test : study about kinematic, kinetic and electromyographic parameters]. Unpublished PhD Thesis, Université Claude Bernard Lyon I, Lyon, France.
- Needham, R., Naemi, R., & Chockalingam, N. (2014). Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. *Journal of Biomechanics, 47*(5), 1020–1026. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.12.032.
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: aspects of coordination and control* (pp. 341–360). Boston: Martinus Nijhoff Publishers.
- Newell, K. M. (1991). Motor skill acquisition. *Annual review of psychology, 42*(1), 213–237. doi:10.1146/annurev.ps.42.020191.001241.
- Newell, K. M., Kugler, P. N., van Emmerik, R. E. A., & McDonald, P. V. (1989). Search strategies and the acquisition of coordination. In S. A. Wallace (Ed.), *Perspectives on the coordination of movement* (pp. 85–122). Amsterdam: Elsevier.
- Pelayo, P., Alberty, M., Sidney, M., Potdevin, F., & Dekerle, J. (2007). Aerobic potential, stroke parameters, and coordination in swimming front-crawl performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance, 2*(4), 347–359.
- Pendergast, D. R., Mollendorf, J. C., Zamparo, P., Termin, A. C., Bushnell, D., & Paschke, D. (2005). The influence of drag on human locomotion in water. *Undersea & Hyperbaric Medicine, 32*(1), 45–57.
- Phillips, E., Davids, K., Renshaw, I., & Portus, M. (2010). Expert performance in sport and the dynamics of talent development. *Sports Medicine, 40*(4), 271–283. doi:10.2165/11319430-000000000-00000.
- Psycharakis, S. G. (2011). A longitudinal analysis on the validity and reliability of ratings of perceived exertion for elite swimmers. *Journal of Strength and Conditioning Research, 25*(2), 420–426. doi:10.1519/JSC.0b013e3181bfff58c.
- Schleihauf, R. E., Gray, L., & DeRose, J. (1983). Three-dimensional analysis of hand propulsion in the sprint front crawl stroke. In A. P. Hollander, P. A. Huijing, & G. de Groot (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming (BMS), International series on sports sciences* (pp. 173–183). Champaign, Human Kinetics Publishers Inc.
- Seifert, L., Button, C., & Brazier, T. (2010). Interacting constraints and inter-limb coordination in swimming. In I. Renshaw, K. Davids, & G. J. P. Savelsbergh (Eds.), *Motor learning in practice: a constraints-led approach* (pp. 83–98). London: Routledge.

- Seifert, L., Button, C., & Davids, K. (2013). Key properties of expert movement systems in sport. *Sports Medicine*, 43(3), 167–178. doi:10.1007/s40279-012-0011-z.
- Seifert, L., Chollet, D., & Bardy, B. G. (2004). Effect of swimming velocity on arm coordination in the front crawl: a dynamic analysis. *Journal of Sports Sciences*, 22(7), 651–660. doi:10.1080/02640410310001655787.
- Seifert, L., Chollet, D., & Rouard, A. H. (2007a). Swimming constraints and arm coordination. *Human Movement Science*, 26, 68–86.
- Seifert, L., Delignières, D., Boulesteix, L., & Chollet, D. (2007b). Effect of expertise on butterfly stroke coordination. *Journal of Sports Sciences*, 25(2), 131–141. doi:10.1080/02640410600598471.
- Seifert, L., Komar, J., Barbosa, T. M., Toussaint, H., Millet, G., & Davids, K. (2014). Coordination pattern variability provides functional adaptations to constraints in swimming performance. *Sports Medicine*, 44(10), 1333–1345. doi:10.1007/s40279-014-0210-x.
- Silva, A. J., Rouboa, A. I., Moreira, A., Reis, V. M., Alves, F. B., Vilas-Boas, J. P., & Marinho, D. A. (2008). Analysis of drafting effects in swimming using computational fluid dynamics. *Journal of Sports Science & Medicine*, 7(1), 60–66.
- Sparrow, W. A., Donovan, E., van Emmerik, R., & Barry, E. B. (1987). Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. *Journal of Motor Behavior*, 19(1), 115–129. doi:10.1080/00222895.1987.10735403.
- Toussaint, M. H. (2002). Biomechanics of propulsion and drag in front crawl. In: K. Gianikellis (Ed.), *Scientific proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports (ISBS)* (pp. 13–22). Cáceres: University of Extremadura.
- Toussaint, M. H., Hollander, A. P., van den Berg, C., & Vorontsov, A. (2000). Biomechanics of swimming. In: W. E. Garrett & D. T. Kirkendall (Eds.), *Exercise and Sport Science* (pp. 639–660). Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins.
- Turvey, M. T. (2007). Action and perception at the level of synergies. *Human Movement Science*, 26(4), 657–697. doi:10.1016/j.humov.2007.04.002.
- van Emmerik, R. E., & Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1175–1184.
- Warren, W. H. (2006). The dynamics of perception and action. *Psychological Review*, 113(2), 358–389. doi:10.1037/0033-295X.113.2.358.
- Wei, T., Mark, R., & Hutchison, S. (2014). The fluid dynamics of competitive swimming. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 46(1), 547–565. doi:10.1146/annurev-fluid-011212-140658
- Wilson, B. D., Takagi, H., & Pease, D. L. (1998). Technique comparison of pool and flume swimming. In K. L. Keskinen, P. V. Komi, & A. P. Hollander (Eds.), *Scientific proceedings of the VIIIth international symposium of Biomechanics and Medicine in Swimming (BMS)* (pp. 181–184). Jyväskylä, University of Jyväskylä.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Chichester: John Wiley & Sons.
- Winter, E. M., Eston, R. G., & Lamb, K. L. (2001). Statistical analyses in the physiology of exercise and kinanthropometry. *Journal of Sports Sciences*, 19(10), 761–775. doi:10.1080/026404101317015429.

Figure Captions

Fig. 1. Raw gyroscopic data used to compute the beginning of all four phases of the stroke. Four complete stroke cycles are represented: the hand entry is marked with downward pointing triangles, beginning of pull with pentagrams, beginning of push with squares, and beginning of recovery with diamonds.

Fig. 2. (a) Illustration of the computation of proximal and distal segmental angles from inertial sensors positioned on the hand and the lower arm (here the distal angle is computed from the IMU positioned on the back of the hand). (b) Same procedure applied to lower arm/upper arm coupling (here the distal angle is computed from the IMU positioned on the back of the lower arm).

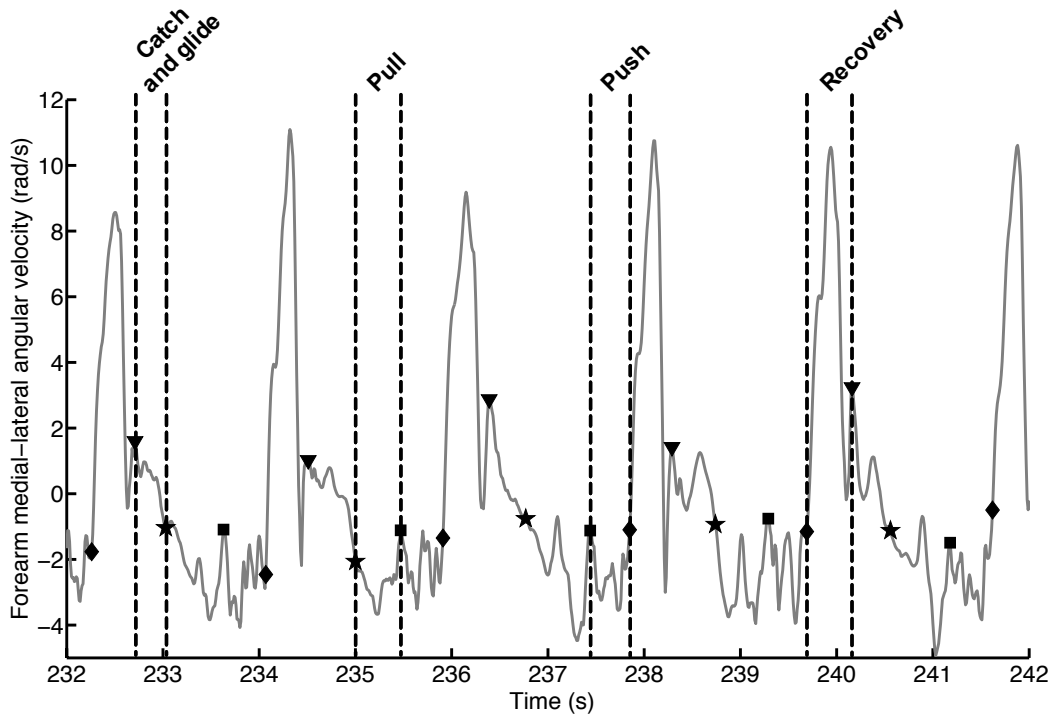
Fig. 3. (a) Illustration of the computation of coupling angles from angle-angle plots (here the lower arm against the upper arm). (b) The four possible coordination patterns as a function of the coupling angle value.

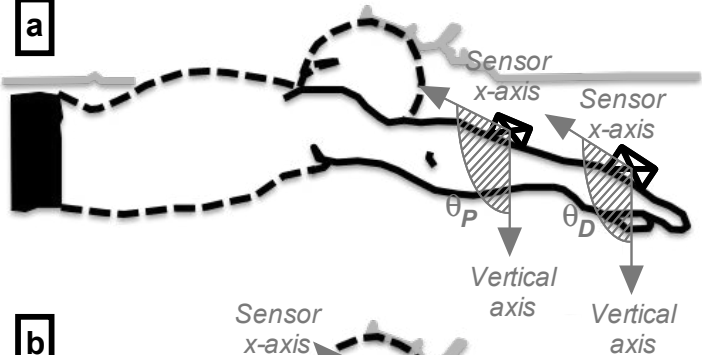
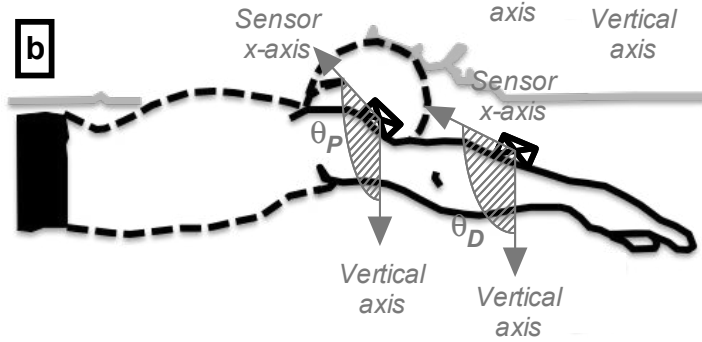
Fig. 4. Mean \pm SD stroke cycle/phase durations (pool in dark gray and flume in light gray) (a) Absolute stroke cycle duration; (b) Relative stroke phase durations. Drawings underneath the histograms illustrate the phase transitions throughout the stroke cycle.

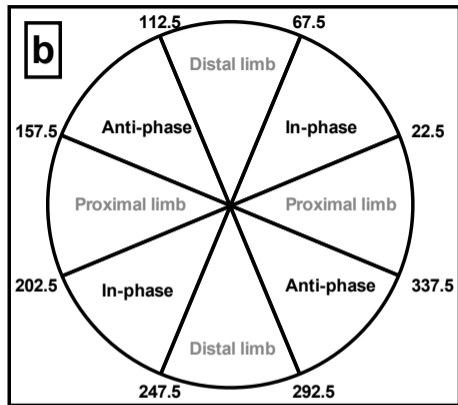
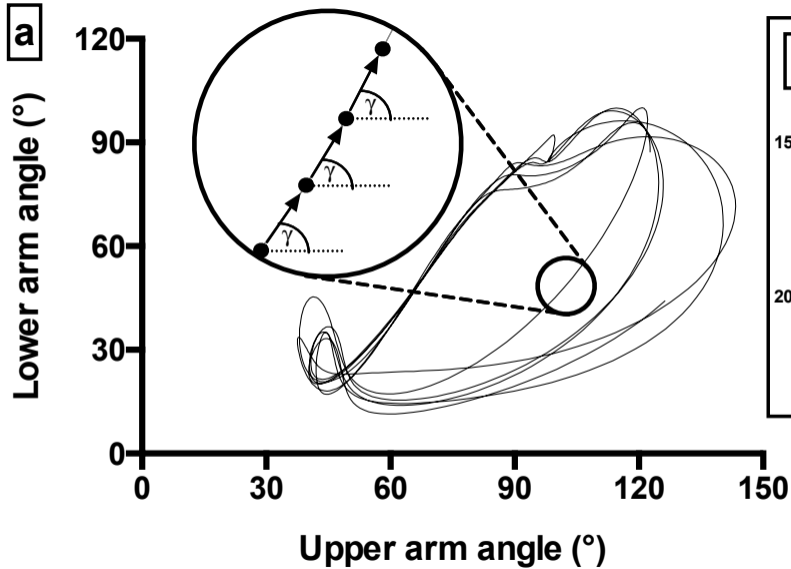
Fig. 5. Frequency of appearance of coordination patterns for hand/lower arm coupling (pool in dark gray and flume in light gray) over entire stroke cycle/phases (a) Mean \pm SD coordination patterns frequency of appearance; (b) An example of circular plots representing the repartition of the four coordination patterns (displayed outside of the circle) during the entire stroke cycle. The number surrounded by the rectangle corresponds to the number of occurrences of coupling angle values.

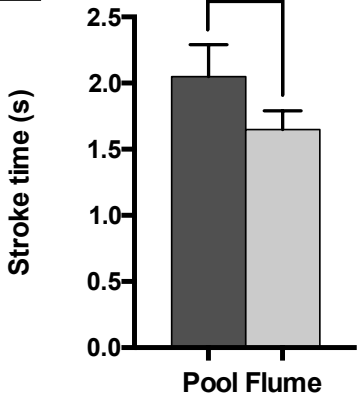
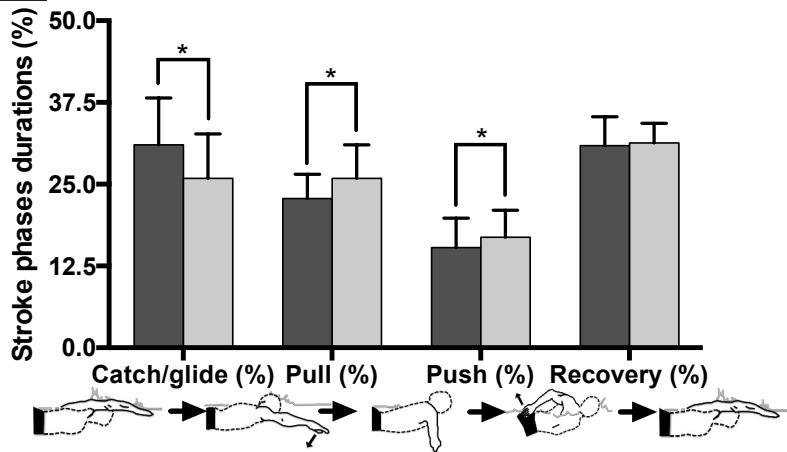
Fig. 6. Frequency of appearance of coordination patterns for lower arm/upper arm coupling (pool in dark gray and flume in light gray) over entire stroke cycle/phases (a) Mean \pm SD frequency of appearance of coordination patterns; (b) An example of circular plots representing the repartition of the four coordination patterns (displayed outside the circle) during the entire stroke cycle. The number surrounded by the rectangle corresponds to the number of occurrences of coupling angle values.

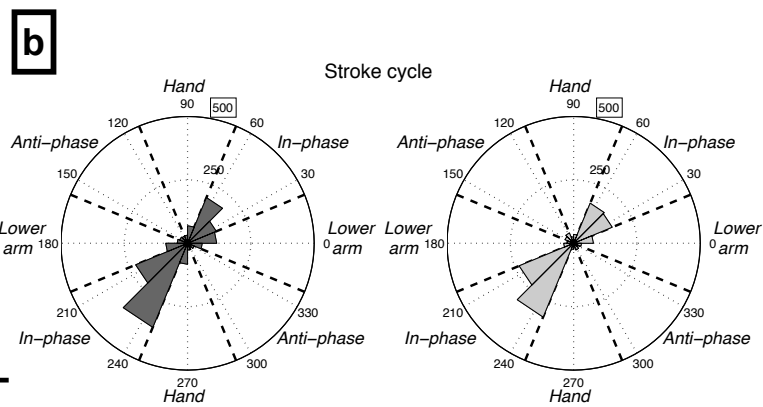
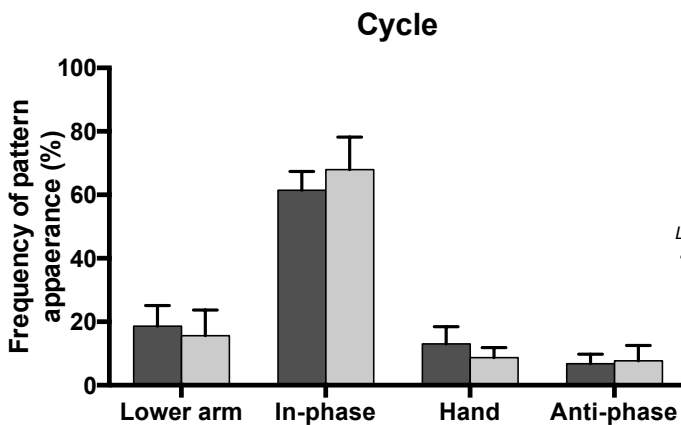
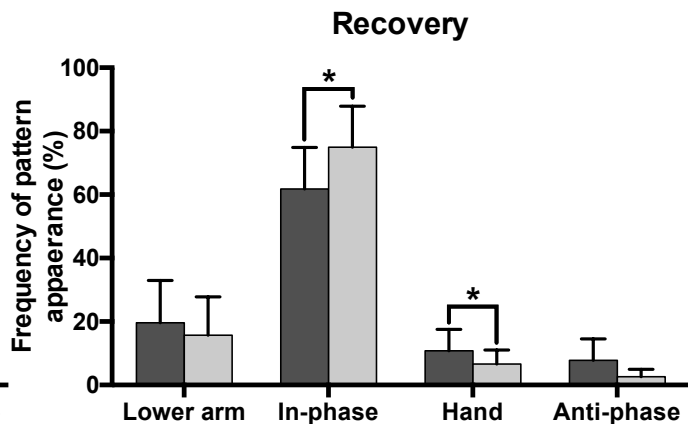
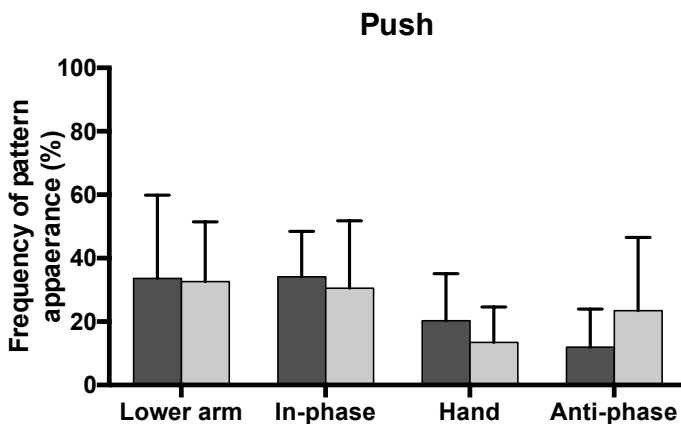
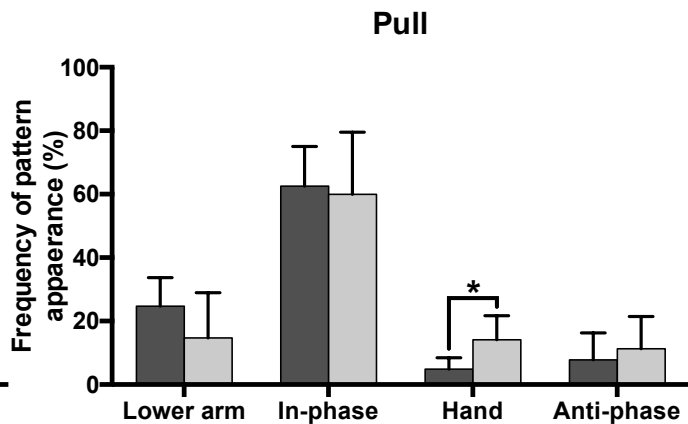
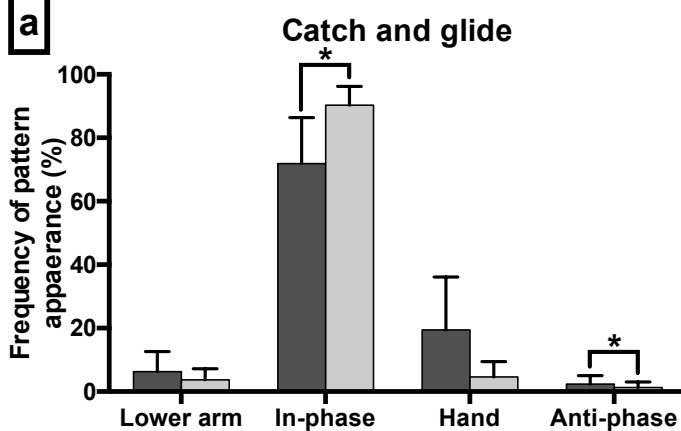
Fig. 7. A typical example of mean coupling angles and its variability for one swimmer in the two environments. The mean coupling angle (scatter plot) and its variability (gray area) as a function of stroke cycle percentage in the pool (left panel) and the flume (right panel).

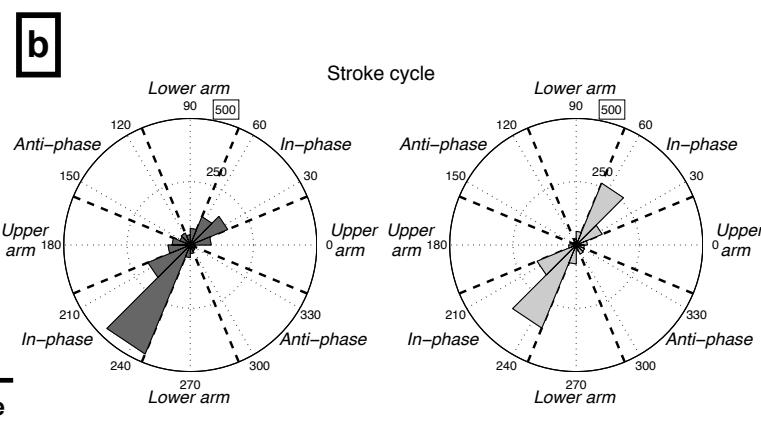
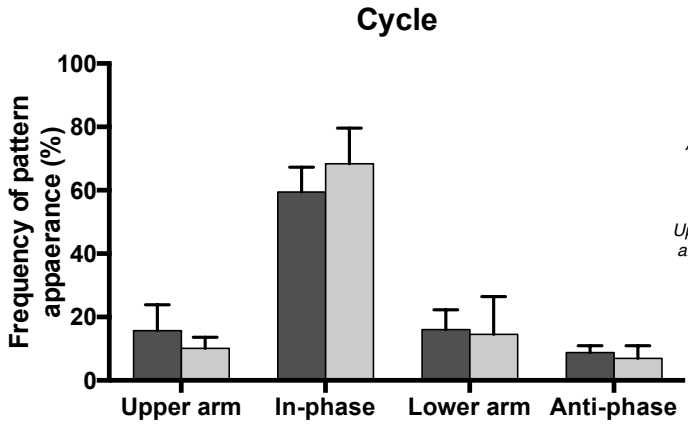
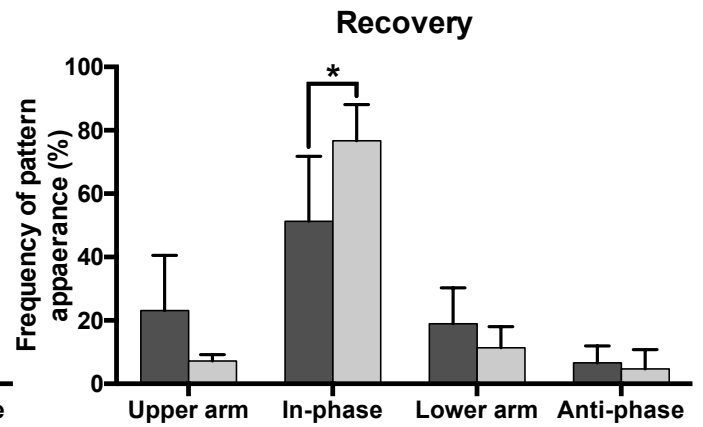
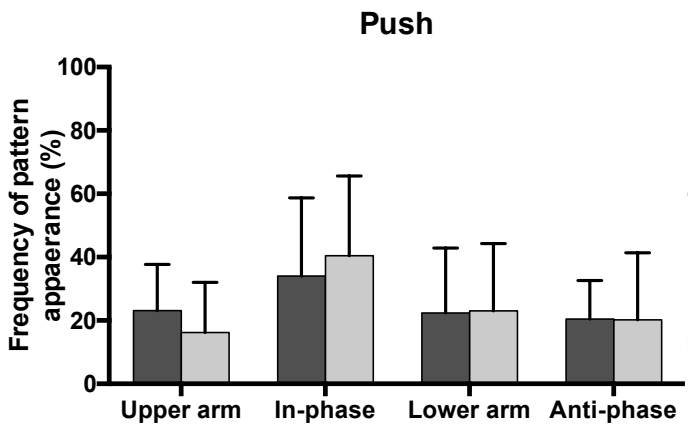
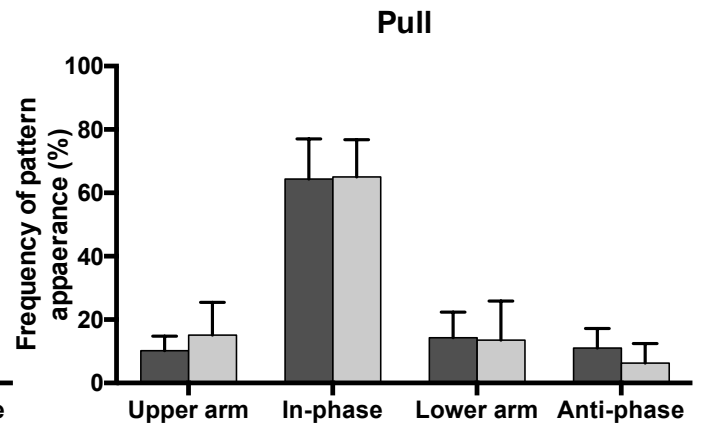
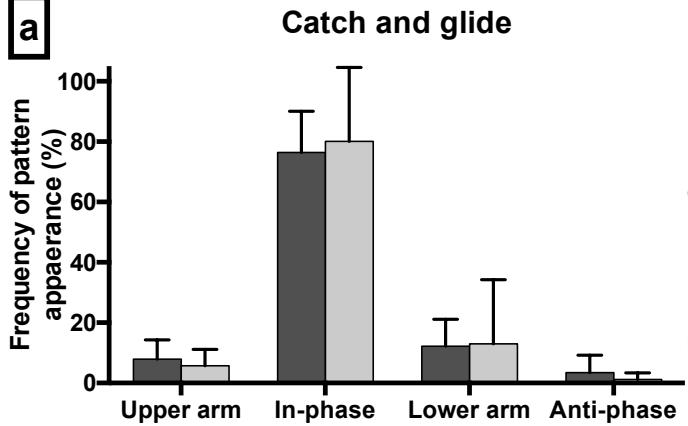


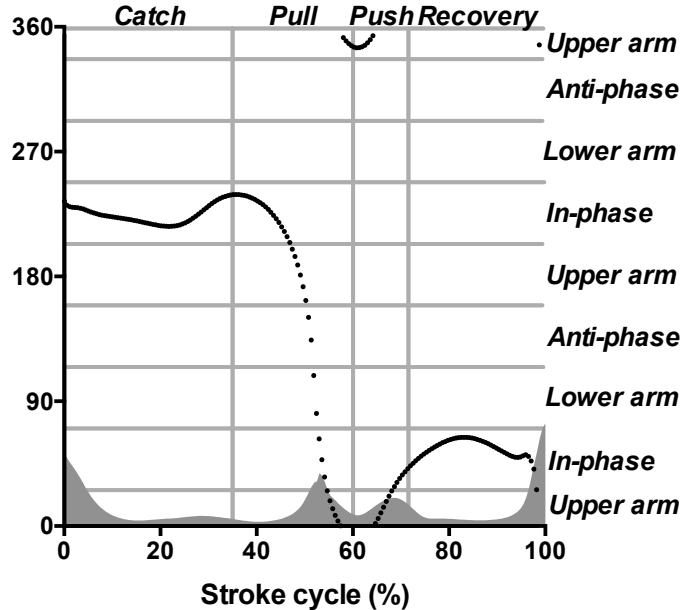
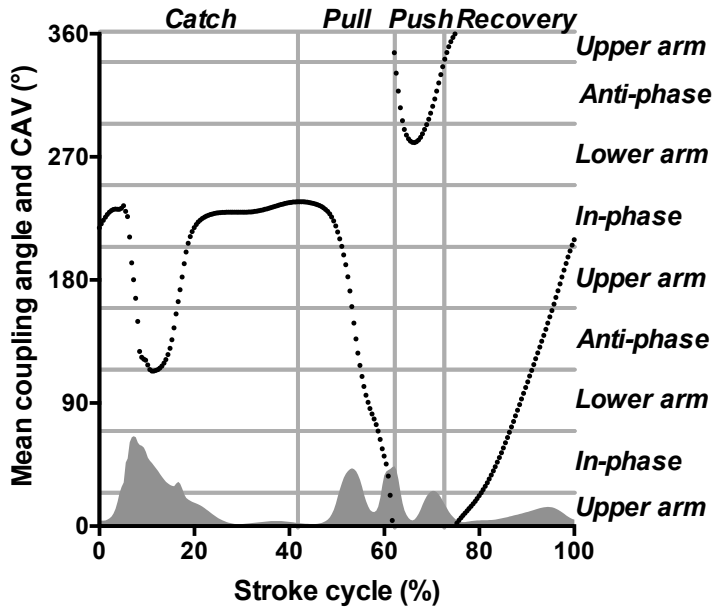
a**b**



a**b**







Communications en congrès internationaux

1. Rhythms of upper-lower limbs in front crawl swimming in relation to environment and task constraints: an exploratory study

–Communication affichée–

16^e Congrès international de
**l'Association des Chercheurs en
Activités Physiques et Sportives**

26 - 28 Octobre 2015 – Nantes

Actes du Congrès

Edité par :
Laboratoire Motricité Interactions Performance (EA 4334)
Université de Nantes



Rhythms of upper-lower limbs in front crawl swimming in relation to environment and task constraints: an exploratory study

Brice Guignard^{1,2}, Omar Ayad¹, Annie Rouard², Didier Chollet¹ et Ludovic Seifert¹

¹ « Centre d'Etudes des Transformations des Activités Physiques et Sportives » (EA 3832), University of Rouen

² « Laboratoire de Physiologie de l'Exercice » (EA 4338), University Savoie Mont Blanc
brice.guignard@univ-rouen.fr

Introduction

In cyclical sport activities, human movements often followed sinusoidal rhythms, reducing the apparent complexity of motion to a simple mathematical model (Sanders & Psycharakis, 2009). Most of the time in front crawl swimming, the upper-lower limbs rhythms are not in-phase due to different eigenfrequency of each oscillator. Indeed, six-beat leg-kicking is generally observed for one arm stroke cycle (Sanders & Psycharakis, 2009). However, these rhythms are not the lonely arm-leg coupling and might be modified by constraints applied on the swimmers (Persyn, Daly, Vervaecke, Tilborgh & Verhetsel 1983). According to Newell (1986), three types of constraints influenced the individual-environment coupling: *environmental*, *organismic* and *task* constraints. Environmental constraints referred to the characteristics of the field in which the athletes evolved; organismic constraints referred to the intrinsic characteristics of the athletes and task constraints are assimilated to the conditions in which participants perform the task. The aim of this study was to investigate the dynamics of the rhythms of the upper and lower limbs when the task (increase of swimming speed) and environmental (flow in the flume vs. flow in the pool) constraints are manipulated. As previously suggested by Chollet, Chabies & Chatard (2000), we hypothesised that the speed increase would induce a shift of the leg-kicking pattern. Secondly, we envisaged that the flume water flow (arriving in front of the swimmer) would perturb the coordination.

Methods

Three national male swimmers (21.3 ± 3.06 years, 1.86 ± 0.04 m and 78.3 ± 3.51 kg) performed in a 50-m swimming pool eight swimming bouts at 76, 80, 84, 88, 92, 96, 100 and 104% of their mean speed obtained during their best mark on 200-m race. Same protocol was reproduced in a flume (i.e. water flows in front of the swimmer) at speeds corresponding to the efforts reached in the pool (perception of effort evaluated with a Borg scale). For each speed bout in the flume, swimmers completed forty stroke cycles. The number of speed bouts performed in the flume ranged from seven to eight, depending on the swimmer to achieve the constraint.

Swimmers wore four inertial sensors (Hikob Fox, HIKOB, Villeurbanne, France), composed by a 3D accelerometer, 3D gyroscope and 3D magnetometer, during the whole duration of the test, positioned on the ventral side of the shanks and the dorsal side of the upper arms. Angles between these sensors and the horizontal axis were computed using Matlab 2014a software (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Spectral analysis was then conducted using a Fast Fourier Transform (FFT) to extract the peak power frequency (PPF; the frequency associated with the highest value of the power spectrum) for each oscillator in each condition. Finally, dominant frequency ratios of upper arms vs. shanks were computed for each speed and in the two swimming environments.

Results

For all the participants, the frequency ratios were concentrated over three main values: 1.0, 0.5 and 0.33 (Figure 1), corresponding to the three main leg-kicking patterns regularly adopted in front crawl swimming (i.e. two-, four- and six-beat leg-kicking). The highest swimming speeds imposed mainly a 0.33 frequency ratio, corresponding to a six-beat leg-kicking, whereas the first velocities might be performed using the three modes of coordination. Consequently, the dynamics of these ratios showed high inter-individual variability at the beginning of the test in the two environments. For instance, swimming coordination dynamics for S2 was not affected by the increase of speed nor

the environmental constraint. This was not the case for S1 and S3 who exhibited coordination pattern transition, depending on the manipulation of environmental (water flowing in front of the swimmer in the flume) and/or task constraints (velocity increase). To go further, we noted that S1 presented an atypical coordination dynamics, with an important asymmetry between right and left body side characterised by the presence of a 1.0 frequency ratio at highest level of velocity.

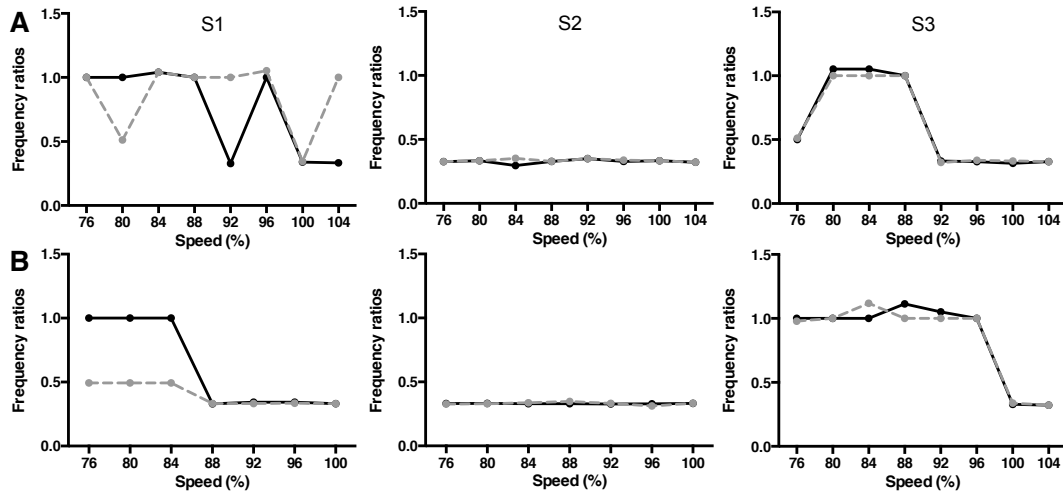


Figure 1. Frequency ratios as a function of speed increase in the pool (A) and the flume (B) for the three participants (right body side in continuous black line and left body side in dashed grey line).

Discussion

The main findings of this study showed that the manipulation of environmental and task constraints generally induced transition in the coordination dynamics, from a two- to a six-beat leg-kicking with the speed increase. These results are consistent with the findings of Chollet et al. (2000) and Persyn et al. (1983) who showed that the two-beat leg-kicking was involved in the body balance at low speed while the six-beat leg-kicking provide a significant contribution to the propulsion for sprint. Swimming in flume at the highest speeds was irrecoverably performed using a six-beat leg-kicking pattern. For S1 and S3, it can be mentioned that these changes of coordination patterns were abrupt (i.e. from 0.33 to 1 ratios and vice-versa), and not progressive (i.e., by using an intermediate state such as 0.5 ratio) as previously observed in bi-manual coordination (Scholz, Kelso, & Schöner, 1987). The inter-individual variability of the coordination modes observed in this study might be related to the swimmers' technique (i.e. organismic constraint according to Newell (1986)). Further investigations over a larger sample would reinforce this first analysis of swimmers' adaptability to constraints manipulation.

References

- Chollet D., Chaliès S., Chatard J.C. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 54-59
- Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor Development in Children: Aspects of Coordination and Control*. Boston: Martinus Nijhoff Publishers.
- Persyn U., Daly D., Vervaecke H., Van Tilborgh L., Verhetsel H. (1983). Profiles of competitors using different patterns in front crawl events. In A.P. Hollander, P.A. Huijting, G. de Groot (Eds), *Swimming Science IV*, Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 323-328
- Sanders, R. H., & Psycharakis, S. G. (2009). Rolling rhythms in front crawl swimming with six-beat kick. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 273-9.
- Scholz, J. P., Kelso, J., & Schöner, G. (1987). Nonequilibrium phase transitions in coordinated biological motion: Critical slowing down and switching time. *Physics Letters A*, 123(8), 390-4.

2. The effect of fluid flow manipulation on upper limb coordination in swimming

–Communication orale au sein d’un symposium–



European Workshop on Ecological Psychology

6-8 July, Groningen, The Netherlands

sponsored by



organisation



Skilled affordance perception in indoor climbing

Dominic Orth, Keith Davids, Adam Schmidt, & Ludovic Seifert

The aim of this work is to demonstrate that the skill level (action capability) of individual performers influences the resulting affordances that underlie expert performance. This novel experimental approach offers new understanding on how fluent (skillful) expert behaviours emerge in climbing. For example, the novel findings reveal that beginners tend to use body-scaled information (affordances), which includes holds that are within their immediate ability to reach, whereas experts appear to utilize action-scaled information, which includes holds that are outside of body-scaled reach, that result in more continuous climbing actions.

The effect of fluid flow manipulation on upper limb coordination in swimming

Brice Guignard, Annie Rouard, Didier Chollet, & Ludovic Seifert

This study has the aim of outlining how elite swimmers adapt their actions to changes in environmental constraints. Following the theme of understanding of how elite performers adapt to complex sport situations via their action capabilities, this study offers key insights on adaptation to changes in the swimming environment. Specifically, elite swimmers upper limb coordination is analysed during classic swimming pool motion and in a flume. Based on ideas in dynamical systems theory, the subsequent aim is to evaluate the possible changes in coordination that are emerging under different environmental constraints.

3. Upper-to-lower limb coordination in front crawl swimming: impacts of task and environmental constraints

—Communication orale—

Upper-to-lower limb coordination in front crawl swimming: impacts of task and environmental constraints

Authors' names and affiliations

Brice Guignard¹, Annie Rouard², Didier Chollet¹ and Ludovic Seifert¹; ¹Center for the Study and the Transformation of Physical Activities (CETAPS), Faculty of Sport Sciences, University of Rouen Normandy, UNIROUEN, 76821 Mont Saint Aignan Cedex, France; ²Interuniversity Biology and Motricity Laboratory (LIBM), University Savoie Mont Blanc, 73376 Le Bourget du Lac Cedex, France.

Introduction

Front crawl is a particular cyclic task since it involves combined actions of the upper and lower limbs that are structurally and functionally different (Wannier et al., 2001): 360° arm rotations around the shoulder vs. pendulum leg oscillations. Generally, three main upper-to-lower limb frequency ratios (FR) emerged (Persyn et al., 1983): 1:1, or one stroke cycle of the arm for one leg kick; 1:2, or one arm stroke for two leg kicks and 1:3, or one arm stroke for three leg kicks. When limbs oscillated with a fixed phase relation and a common coupled frequency, the coordination was called 'absolute', whereas a lack of phase and frequency locking was referred to as 'relative coordination' (von Holst, 1939). The purpose of the study was therefore to understand the front crawl upper-to-lower coordination dynamics (as a function of speed increase, swimming in a pool vs. a flume). It was first hypothesized that the 1:1 *absolute* FR would lead to the most recurrent upper-to-lower limb coordination pattern. Second, we hypothesized a transition from low FR at slow speeds to 1:3 FR at fastest speeds, whatever the environment.

Methods

Eight expert Italian male swimmers (mean±SD age: 20.8±2.96 years, height: 186.8±3.37 cm, mass: 79.75±7.81 kg) volunteered to participate in this study. Tests took place in a 50m indoor swimming pool for the first part and in a flume (i.e., water flows against the swimmer) for the second part. Swimmers performed (i) 8*50m bouts in the pool and (ii) forty strokes in the flume each time at 76-80-84-88-92-96-100 and 104% of their mean speed obtained during their best 200m front crawl. Swimmers wore four inertial sensors with nine degrees of freedom (Hikob Fox, HIKOB, Villeurbanne, France), positioned on the ventral side of the thighs and the dorsal side of the upper arms. Angles between sensors and the vertical axis were computed using Matlab 2014a software (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Spectral analyses were conducted using fast Fourier transforms (FFT) to extract the peak power frequency of angular time series. Ratio between dominant frequencies of upper arms and thighs were computed for each condition. Friedman's ANOVA was performed on the ranks ($P<0.05$), using SPSS Software (SPSS Statistics 21.0, SPSS Inc., Chicago, USA).

Results

Three FR (obtained over 3780 stroke cycles) have emerged during the tests: 1:1, 1:2 and 1:3. On average, 1:3 was the most recurrent (64.8 and 57.0% in the pool and flume, respectively), whereas 1:2 was rarely selected by swimmers (3.1 vs. 4.5%). 1:1 was performed most often in the flume than in the pool. FR were on average higher (i.e., 1:3) in the pool than in the flume for the two fastest swimming speeds on the

right body side (Speed 7 with $P=0.031$ and Speed 8 with $P=0.016$, respectively) and exclusively for Speed 7 on the left body side ($P=0.031$).

It was likewise observed that swimmers switched from low to high FR, but not vice versa (Figure 1). The higher the swimming speed in both environments, the larger the recurrence of 1:3 FR. In the pool, FR used to complete the three slowest speeds were statistically lower (i.e., 1:1 or 1:2) than the FR used at Speed 7 or 8 (i.e., 1:3), $P=0.000$. In the flume, this effect was observed exclusively for the left body side, with a switch from 1:1 to 1:3 FR ($P=0.005$).

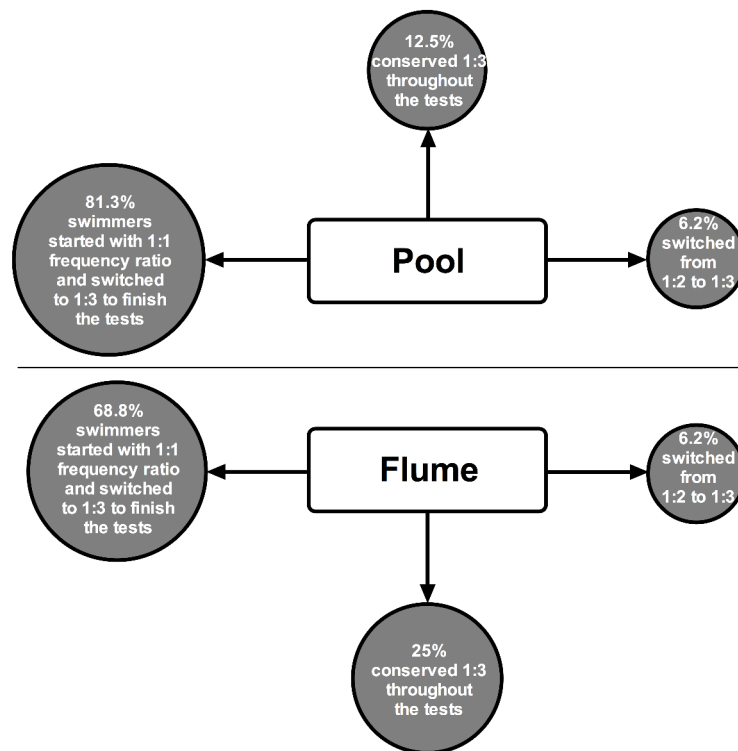


Figure 1: Different strategies used by swimmers to perform swimming trials with the help of three frequency ratios (1:1, 1:2 and 1:3) as a function of speed increase in both environments.

Discussion and Conclusions

As expected, participants exhibited the 1:1, 1:2 and 1:3 upper-to-lower frequency ratios (FR) classically used in swimming (Persyn et al., 1983). These ratios corresponded to the three first levels of the *Farey tree*, a mathematical structure

providing information on the stability of the different FR: stability is inversely proportional to the levels of the ratios in the Farey tree (Hoffmann and Bardy, 2015). This point is echoing the demonstration of von Holst (1939) in that two oscillators moving with phase and frequency locking were more stable than relative modes of coordination.

1:1 and 1:3 ratios were over-represented since 1:1 is mainly involved in the body balance at slow speeds, while 1:3 provides a significant contribution to the propulsion for sprint events (Persyn et al., 1983). 1:3 was the most popular since we can consider that one movement of the legs corresponded to one hand sweep during the underwater sequence (Maglischo, 2003).

With speed increase, two swimmers' profiles emerged (Osborough et al., 2015): (i) swimmers using a 1:3 FR from the slowest to the fastest speeds and (ii) swimmers beginning at a lower FR, but then switching to 1:3 during the tests. Due to the large amplitude of upper limb movement, cycle duration of the arms commonly superseded that of the legs (Wannier et al., 2001). This is particularly visible at highest speeds, leading to the selection of 1:3 FR. This study will be completed with coupling strength measurements that will explain if the use of 1:3 FR is a good strategy to swim efficiently.

References

- Hoffmann, C.P., & Bardy, B.G. (2015). Dynamics of the locomotor-respiratory coupling at different frequencies. *Exp. Brain Res.* 233(5), 1551–1561. doi:10.1007/s00221-015-4229-5.
- Maglischo, E.W. (2003). *Swimming fastest*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Osborough, C., Daly, D., & Payton, C.J. (2015). Effect of swim speed on leg-to-arm

coordination in unilateral arm amputee front crawl swimmers. *J. Sports Sci.* 33(14), 1523–1531. doi:10.1080/02640414.2014.996181.

Persyn, U., Daly, D., Vervaecke, H., van Tilborgh, L., & Verhetsel, H. (1983). "Profiles of competitors using different patterns in front crawl events," in *Swimming science IV*, eds A.P. Hollander, P.A. Huijing, and G. de Groot (Champaign, IL: Human Kinetics), 323–328.

von Holst, E. (1939). Die relative koordination als phänomen und als methode zentralnervöser funktionsanalyse. *Ergebnisse der Physiologie, Biologischen Chemie und Experimentellen Pharmakologie*, 42(1), 228–306.

Wannier, T., Bastiaanse, C., Colombo, G., & Dietz, V. (2001). Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. *Exp. Brain Res.* 141, 375–379. doi:10.1007/s002210100875.

Annexes supplémentaires

1. Outils utilisés pour caractériser la coordination en natation sur les principales études menées entre 2010 et 2016.

Tableau 15 : Systèmes utilisés pour mesurer la coordination en crawl, pour des études récentes (2010-2016)

Auteurs	Type de coordination	Protocole de test	Matériel utilisé	Variables analysées	Participants
Dadashi et al. (2013)	Entre membres supérieurs, 27 cycles de nage	3×300 m à 80% meilleur 400 m (5 min récup)	IMU (3D acc et 3D gyro ; 500 Hz) ; 2 caméras vidéo (50 Hz)	Phases du cycle, IdC	7 entraînés (5 ♂ et 2 ♀)
Dadashi, Millet, & Aminian (2016)	Entre membres supérieurs, sur 5981 cycles au total	3×300 m à 70, 80 et 90% meilleur 400 m (6 min récup)	IMU (3D acc et 3D gyro ; 500 Hz)	Phases du cycle, % propulsion, IdC, IVV, variation de vitesse cycle	9 experts nationaux (3 ♀) et 9 occasionnels (2 ♀)
Dominguez-Castells & Arellano (2012)	Entre membres supérieurs (durée non précisée)	12,5 m à vitesse max, tractant différentes charges (×8)	2 caméras vidéo (50 Hz)	Vitesse intra-cycle, vitesse moyenne, SR, SL, phases propulsives, IdC	18 ♂ compétiteurs
Fantozzi et al. (2016)	Orientation des segments des membres supérieurs (durée non précisée)	Nage simulée de crawl, vitesse et fréquence libres	IMU (128 Hz) ; système optoélectronique 3D (250 Hz)	Orientation 3D épaule, coude et poignet	8 nageurs ♂
Figueiredo et al. (2012)	Entre membres supérieurs (CRP) et entre les nageurs (clusters), 2 mouvements de bras	200 m dans un bassin de 25 m, vitesse maximale	6 caméras vidéo digitales (50 Hz)	Vitesse moyenne, SL, SR	10 ♂ compétiteurs

Continue page suivante...

Figueiredo et al. (2013)	Entre membres supérieurs, 2 mouvements de bras par 50 m	7×200 m avec incrément de 0.05 m.s ⁻¹ (30 sec récup) jusqu'à épuisement	2 caméras vidéo (50 Hz)	SR, SL, IdC, phases du cycle	12 élites (6 ♂ et 6 ♀)
Formosa, Sayers, & Burkett (2014)	Coordination du corps lors de la respiration, 4 cycles de nage	3×25 m à vitesse max	2 caméras (25 Hz), chronomètre manuel	SR, forces de résistance, index de symétrie	20 experts Australiens (10 ♂ et 10 ♀)
de Jesus et al. (2016)	Entre membres supérieurs, 2 cycles de nage	7×200 m avec incrément de 0.05 m.s ⁻¹ (30 sec récup) jusqu'à épuisement	4 caméras vidéo digitales (50 Hz), marqueurs	SL, SR, vitesse de nage, phases de cycle, IdC	10 experts ♂
Komar et al. (2012)	Entre membres supérieurs, 2 cycles de nage	6×300 m avec tuba en fonction du meilleur temps sur 400 m (30 sec récup)	2 caméras vidéo	SR, SL, vitesse de nage, phases du cycle, IdC	7 ♂ niveau national
Monnet et al. (2014)	Au sein du membre supérieur en crawl, sur 1,1 m	Quelques essais dans le bassin à vitesses modérées	Système optoélectronique 3D à 200 Hz (marqueurs)	Mouvements 3D de la main, SR, angles de pénétration dans l'eau	10 nageurs experts (8 ♂ et 2 ♀)
Osborough, Payton, & Daly (2010)	Entre membres supérieurs, sur 10 m de nage	7×25 m de crawl, du plus rapide au plus lent, ou inverse (3 min récup)	2 vidéos digitales (50 Hz)	Phases du cycle, IdC, SL, SR et vitesse de nage	13 experts amputés au niveau du coude (3 ♂ et 10 ♀)

Continue page suivante...

Osborough, Daly, & Payton (2015)	Coordination bras-jambes, sur 3 cycles sans respiration	3×25 m de crawl (3 min récup), rythmes basés sur meilleurs 50, 100 et 400 m	2 vidéos digitales (50 Hz)	Phases du cycle, vitesse, SR, nombre de battements et pattern	13 experts amputés au niveau du coude (3 ♂ et 10 ♀)
Ribeiro et al. (2014)	Entre membres supérieurs, sur chaque longueur du 100 m	100 m en crawl, à intensité max	Système optoélectronique 3D, 60 Hz (marqueurs)	Phases du cycle, SL, SR, vitesse, coordination spatio-temporelle de la main (IdC)	6 nageurs ♂ entraînés
Ribeiro et al. (2016)	Entre membres supérieurs (durée non précisée)	100 m nage libre et 25, 50, 75 et 100 m au rythme du 100 m sur MAD system	Système optoélectronique 3D (marqueurs)	Vitesse, SR, SL, efficacité motrice et IdC	16 (8 dans groupe vitesse lente, 8 vitesse rapide)
Schnitzler et al. (2010)	Entre membres supérieurs, sur 3 cycles de nage	4×25 m de 60-70% à 100% de la vitesse max sur 25 m (5 min récup)	4 mini caméras vidéo (50 Hz)	SR, vitesse de nage, SL, IVV, IdC	22 ♂ (10 élites et 12 occasionnels)
Schnitzler et al. (2011)	Entre membres supérieurs, sur 3 cycles de nage	20 sec avec résistances en flume (normale, faible et élevée), 5 vitesses incrémentales (4 min récup)	3 vidéos digitales (50 Hz)	Phases du cycle, SR, SL, IdC, forces propulsives	7 ♀ bien entraînées
Schnitzler et al. (2014)	Entre membres supérieurs, sur 3 cycles de nage	2×400 m séparés de 3 mois	3 mini caméras vidéo (50 Hz)	Phases du cycle, vitesse moyenne, vitesse longueur bassin, SR, SL, IdC	9 élites ♀ (niveau national)

Continue page suivante...

Seifert et al. (2015)	Entre membres supérieurs, sur 3 cycles de nage	1 sur le MAD system, et 8×25 m (de 60 à 100%) dans un bassin (seulement avec les bras en crawl)	Analyse vidéo	Résistances actives, SR, SL, phases du cycle, IdC	20 ♂ experts nationaux
------------------------------	--	--	---------------	--	---------------------------

Note : récup : récupération ; IdC : Index de Coordination ; IVV : variations de vitesse instantanée ; SL : amplitude de cycle ; SR : fréquence de nage ; ♂ : homme ; ♀ : femme ; max : maximal(e) ; CRP : Phase Relative Continue ; 3D : tridimensionnel(le) ; acc : accéléromètre ; gyro : gyroscope ; mag : magnétomètre ; IMU : centrale inertielle (Inertial Measurement Unit).

2. Consentement écrit renseigné par tous les nageurs lors de la participation à l'expérimentation de thèse

Premier document composé de trois pages :

INFORMATION FORM FOR VOLUNTEERS SWIMMERS
PARTICIPATING TO THE 'ANALYSIS OF THE COORDINATION IN
FRONT CRAWL SWIMMING' STUDY

Title: ANALYSIS OF THE COORDINATION IN FRONT CRAWL SWIMMING

Promoters:

LPE Université de Savoie Savoie Technolac 73376 LE BOURGET DU LAC	CETAPS Faculté des Sciences du Sport Boulevard Siegfried 76821 MONT SAINT AIGNAN
--	---

CONI Piazza Lauro de Bosis 1500135 Roma ITALIA	FIN Stadio Olimpico Curva Nord 00135 Roma ITALIA
---	---

Main experimenters:

Dario DALLA VEDOVA and Claudio GALLOZZI
CONI
Piazza Lauro de Bosis
1500135 Roma
ITALIA

Marco BONIFAZI
FIN
Stadio Olimpico Curva Nord
00135 Roma
ITALIA

Ludovic SEIFERT and Brice GUIGNARD
CETAPS
Faculté des Sciences du Sport
Boulevard Siegfried
76821 MONT SAINT AIGNAN Cedex
FRANCE

Annie ROUARD and Brice GUIGNARD
LPE
Université de Savoie
Savoie Technolac
73376 LE BOURGET DU LAC
FRANCE

Information on the experimentation:

The main purpose of the present study, in which we wonder you to participate, is to focus on the intra- and inter-limb coordination in front crawl swimming.

This investigation does not necessitate any specific devices might be dangerous or painful for the subjects.

Study execution:

The whole analysis is performed at the swimming pool and in the flume of the CONI in Rome, during the 22nd and 23rd of January. After a standard 20 minutes warming up, you will be asked in this study to perform seven 50m with different velocities (starting with the lowest velocity and increasing step by step until the maximum) in a swimming pool. In a second time, you will perform a '7*30 cycles' in a flume (at the same velocities than those in the pool, and in the same order). At the end of these seven levels, the maximum velocity is conducted to exhaustion. After 30 seconds of rest, a second level (lower velocity) is conducted until exhaustion, followed by a third.

Equipment:

This study necessitates your swimmer equipment and eleven inertial sensors, positioned on your hands, your arms and your legs. The sensors dimensions are 45*36*17mm. This equipment is painless and without any risk for health.

Experimentation location:

The entire experimentation is performed at the swimming pool and at the flume of the CONI, in Rome.

Adverse effects and possible risks:

The participation to this study does not, in principle, pose any risk to health. The adverse effects do not exceed those existing during swimming.

Agreement to participate to this study:

We ask for your agreement:

1. To participate to the current study.
2. To eventually use the results obtained during these experimentations in order to publish it in scientific journals guaranteeing formerly your anonymity.

You will be able to quit at any time you desire to participate at this study.

If you have no more answer on the procedure adopted in this study, and if you want to participate to our researches, please sign the following consent form.

Date, Location, Swimmer's signature preceded by the words "Read and approved".

Second document composé de deux pages :

INFORMATION FORM FOR VOLUNTEERS SWIMMERS
PARTICIPATING TO THE 'ANALYSIS OF THE COORDINATION IN
FRONT CRAWL SWIMMING' STUDY

Title: ANALYSIS OF THE COORDINATION IN FRONT CRAWL SWIMMING

Promoters:

LPE Université de Savoie Savoie Technolac 73376 LE BOURGET DU LAC	CETAPS Faculté des Sciences du Sport Boulevard Siegfried 76821 MONT SAINT AIGNAN
--	---

CONI Piazza Lauro de Bosis 1500135 Roma ITALIA	FIN Stadio Olimpico Curva Nord 00135 Roma ITALIA
---	---

Main experimenters:

Dario DALLA VEDOVA and Claudio GALLOZZI CONI, Piazza Lauro de Bosis 1500135 Roma	Marco BONIFAZI FIN Stadio Olimpico Curva Nord 00135 Roma
Ludovic SEIFERT and Brice GUIGNARD CETAPS, Faculté des Sciences du Sport Boulevard Siegfried 76821 MONT SAINT AIGNAN Cedex	Annie ROUARD and Brice GUIGNARD LPE, Université de Savoie Savoie Technolac 73376 LE BOURGET DU LAC

CONSENT FORM RELATING TO PARTICIPATION IN THE STUDY

I, the undersign,
LAST NAME:
FIRST NAME:
DATE OF BIRTH:
ADDRESS:

Agrees freely and voluntarily to participate at the research protocol.

This research protocol, under the responsibility of Ludovic Seifert, Annie Rouard, Marco Bonifazi, Dario Dalla Vedova, Claudio Gallozzi and Brice Guignard, was argued to me. It was explained that I was free to accept or refuse participating in this study. I disposed of a sufficient period of reflexion before to take my decision.

I have been advised of the absence of risks for my personal health and my overall well-being.

I understood that I am free to retire me of the study at any moment, without need to justify my decision. Consequently, I will inform immediately the study supervisor.

I certify that I am register with a social security scheme, that I am not deprived of freedom, that I am not under trusteeship and that I responded all in good faith at the questions concerning my medical status.

I authorize to be photographed during the experimentation. I accept that all photographs serve of illustrating some scientific papers, under conditions of anonymity.

I became aware of my right of access and rectification concerning all my nominative information, which are treated automatically.

All my personal data will be kept confidential by virtue of the law on Computing and Freedom.

I will be able to ask additional information to Brice Guignard, CETAPS, Faculté des sciences du sport et de l'éducation physique, Boulevard Siegfried, 76821 MONT SAINT AIGNAN Cedex. brice.guignard@univ-rouen.fr +33 6 43 88 07 39.

After asking all the questions I desired and obtained satisfying answers, I accept with full background knowledge to participate to this study.

My prior written consent does not release the supervisors of their own responsibilities. I conserve all my rights guaranteed by law.

Done in Rome this:.....

Investigator signature:

Participant signature:



3. Résultats préliminaires de l'expérimentation de validation des centrales inertielles

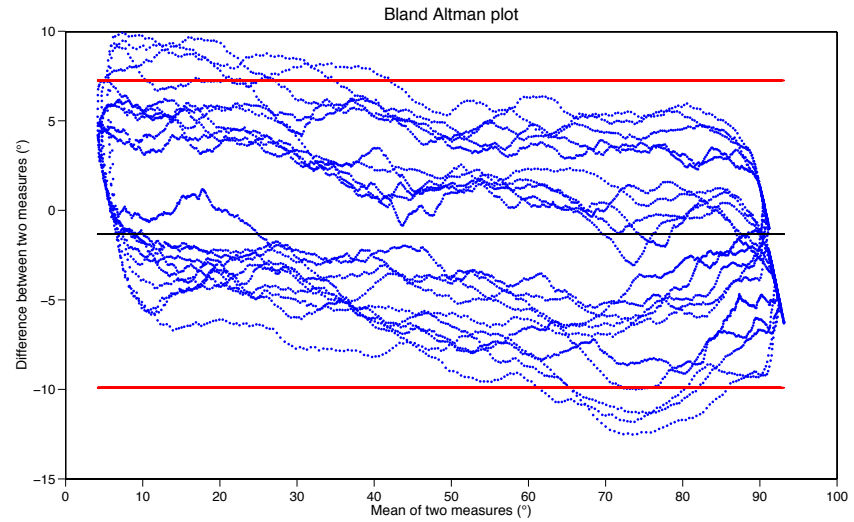
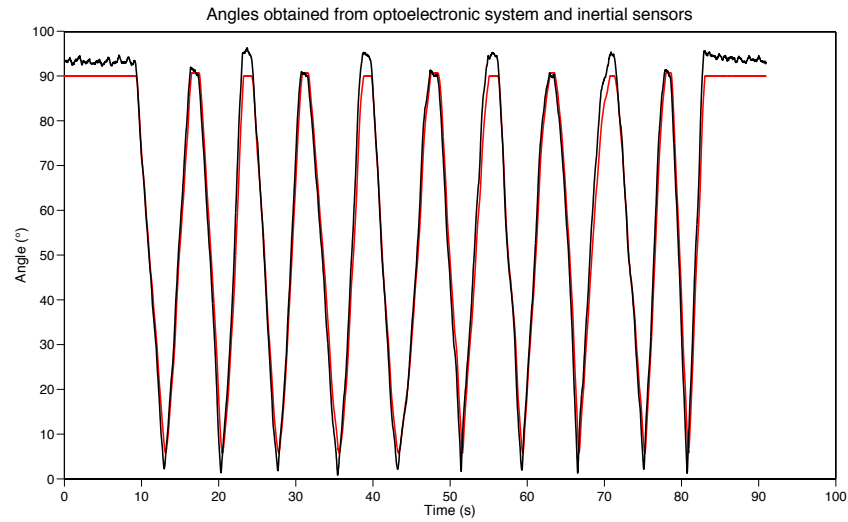
Dans les pages qui suivent, les données angulaires recueillies lors de l'expérimentation de validation des centrales inertielles sont présentées en fonction du temps pour les deux systèmes (partie gauche des figures). Les données obtenues avec le système de référence (i.e., Vicon ou Optitrack) sont représentées en rouge, alors que les données obtenues avec les centrales inertielles sont quant à elles représentées en noir. Sur la partie droite de chaque analyse, figure le diagramme de Bland et Altman correspondant. Sont également représentés les quatre indicateurs choisis pour comparer les deux systèmes, à savoir le r de Spearman, le pourcentage de données entre les deux limites d'agrément du Bland et Altman ($\text{mean} \pm 1.96 \times \text{SD}$), le normalized Pairwise Variability Index et la Root Mean Square Error.

Les conditions prises en considération dans cette annexe sont les suivantes :

- COND02 et 03 pour les centrales inertielles 2 et 3
- COND03 pour les centrales inertielles 4 et 5
- COND01, 02 et 03 pour les centrales inertielles 6 et 7
- COND01 et 02 pour les centrales inertielles 8 et 9
- COND01 et 02 pour les centrales inertielles 10 et 12
- COND08, 09, 11 et 12 pour la centrale inertielle du bras droit

Les données des conditions COND08, 09, 10 et 12 ayant été recueillies sur de longues périodes temporelles, les séries angulaires sont présentées sur une fenêtre temporelle restreinte, pour permettre une meilleure visualisation des éventuelles différences de valeurs entre les deux systèmes.

Annexes supplémentaires



r: 0.991
B&A: 95.94%

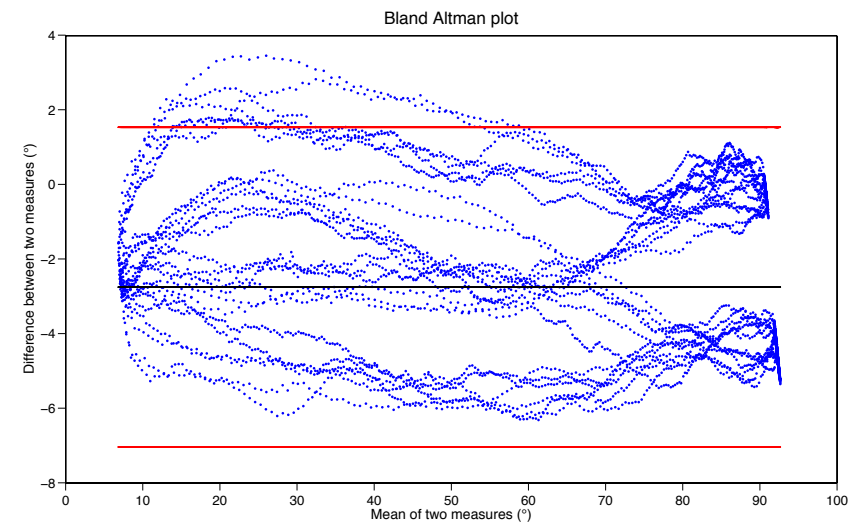
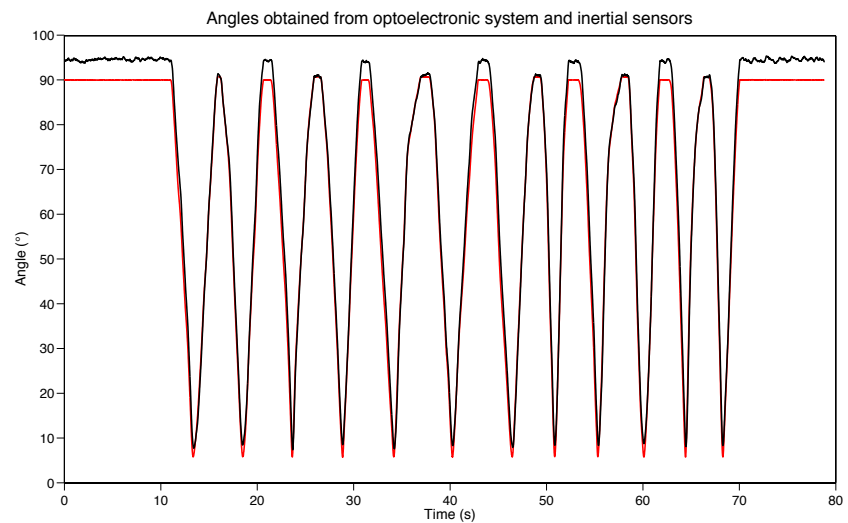
nPVI: 3.52
RMSE: 3.20

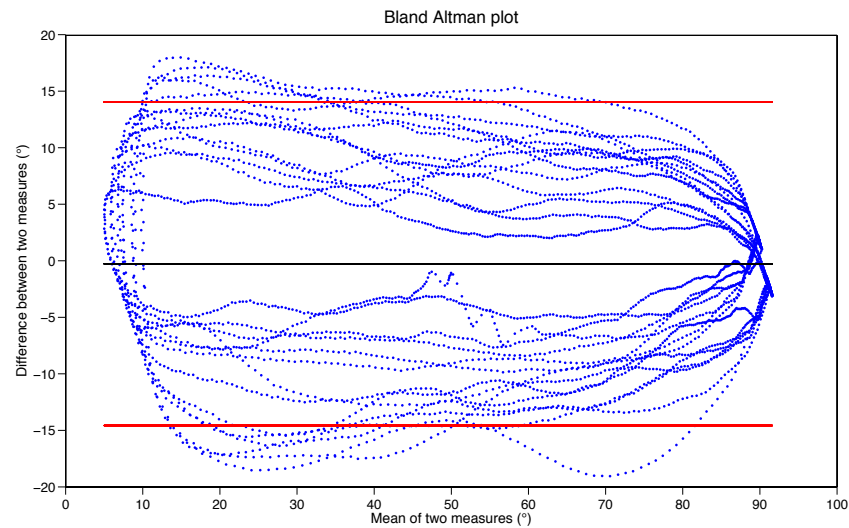
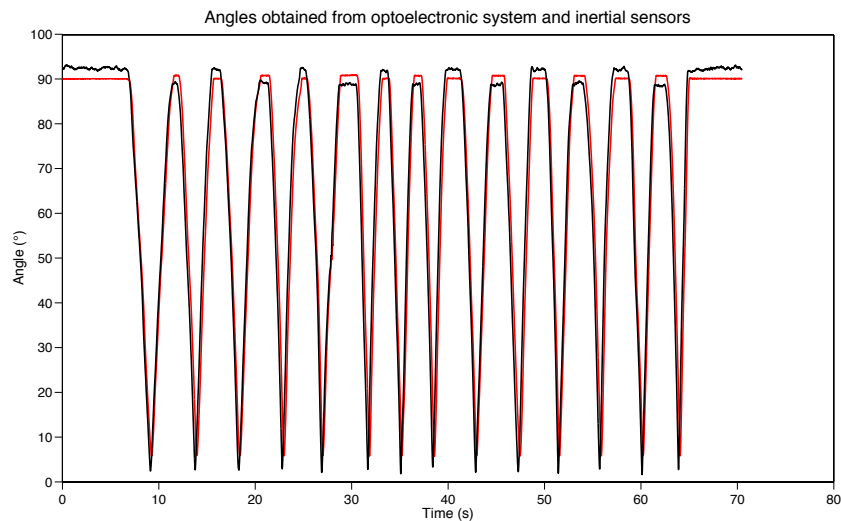
COND01 Hikob n°6 n°7

r: 0.997
B&A: 97.3%

nPVI: 8.94
RMSE: 4.12

COND01 Hikob n°8 n°9





r: 0.967
B&A: 94.33%

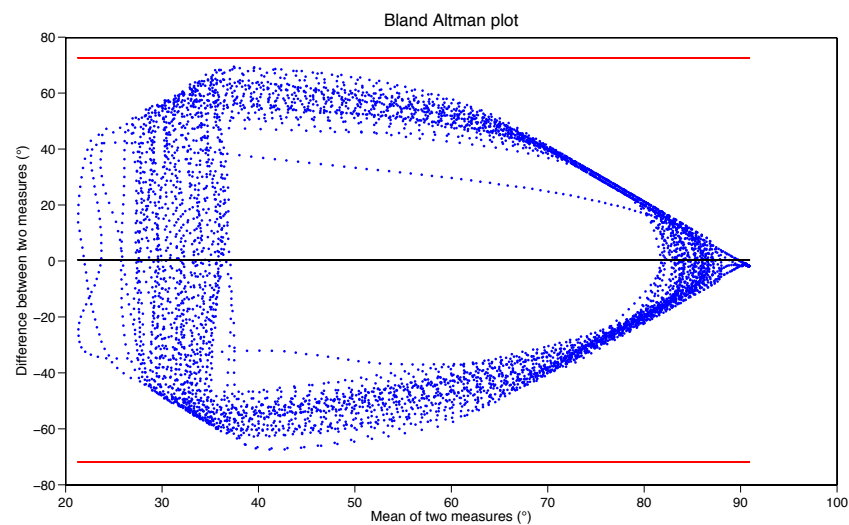
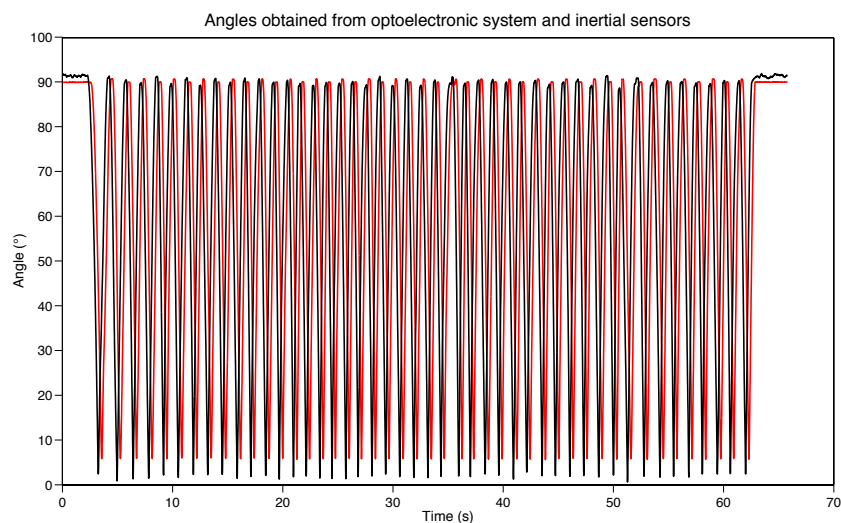
nPVI: 4.77
RMSE: 2.10

COND01 Hikob n°10 n°12

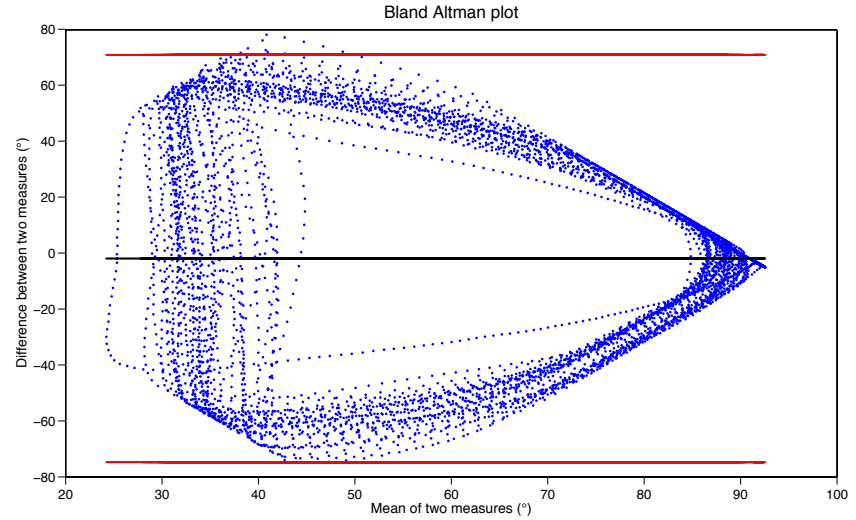
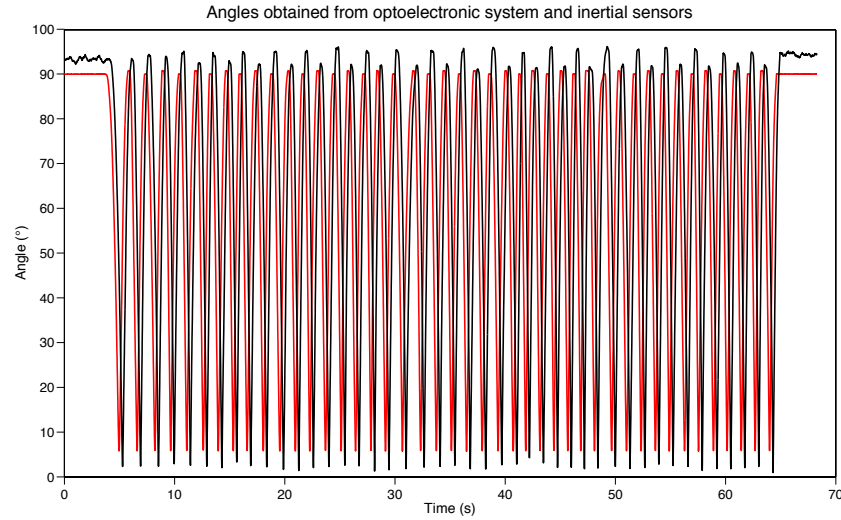
r: 0.162
B&A: 100%

nPVI: 3.70
RMSE: 1.40

COND02 Hikob n°2 n°3



Annexes supplémentaires



r: 0.165
B&A: 99.82%

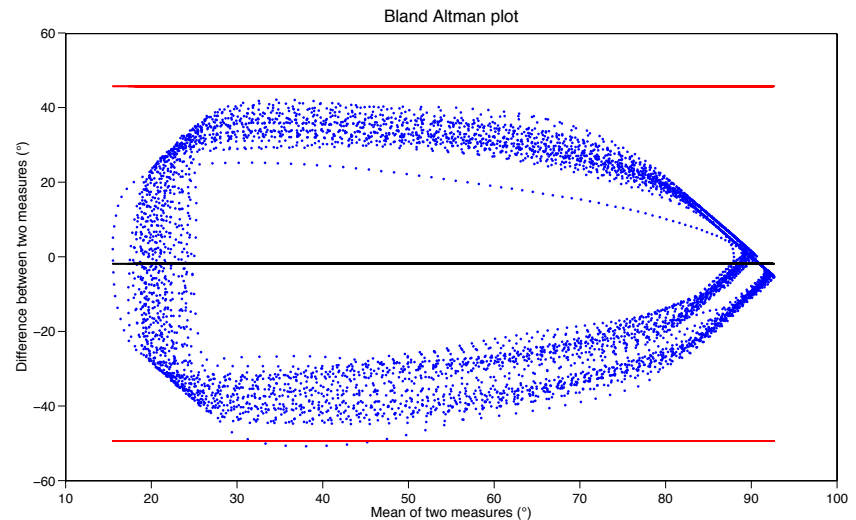
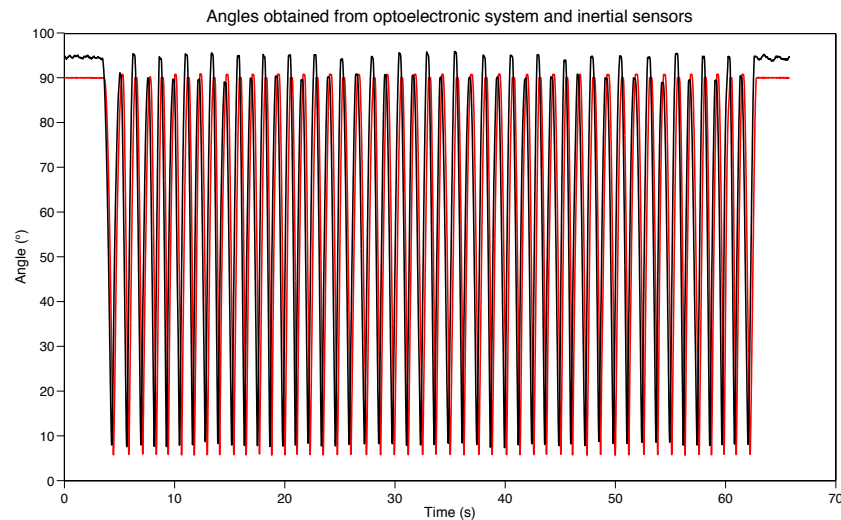
nPVI: 3.20
RMSE: 4.23

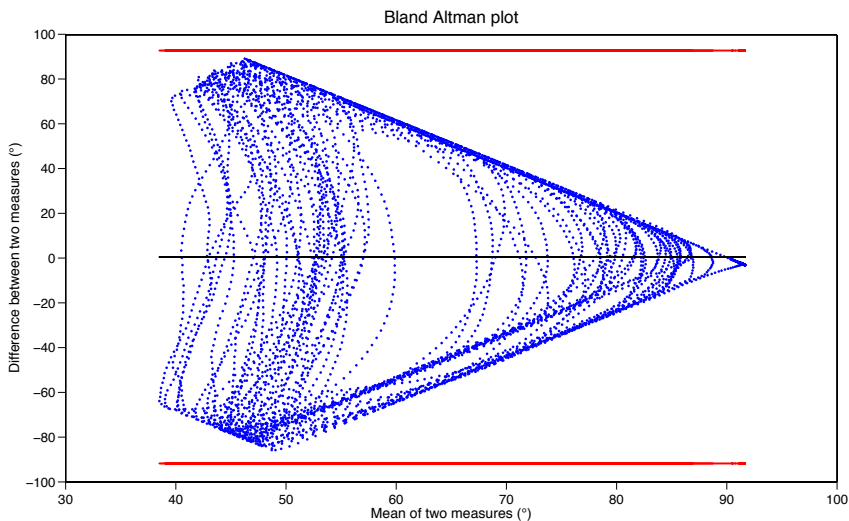
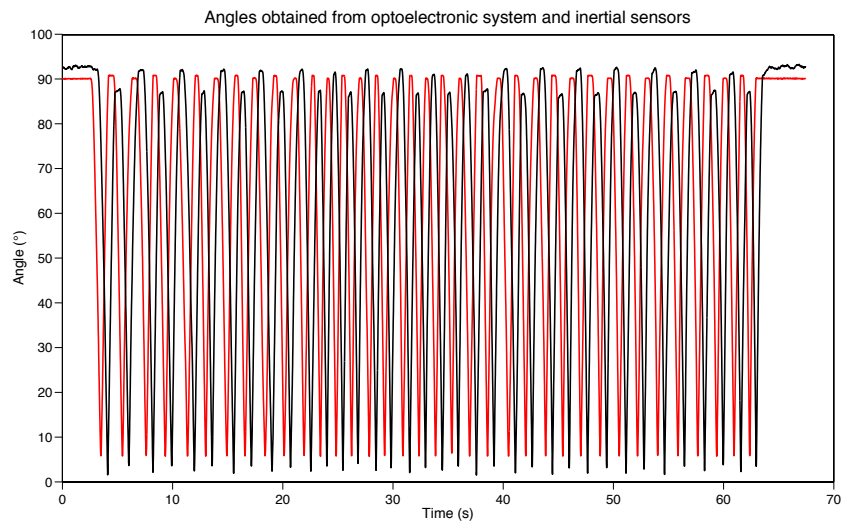
COND02 Hikob n°6 n°7

r: 0.636
B&A: 99.91%

nPVI: 3.40
RMSE: 4.63

COND02 Hikob n°8 n°9





r: -0.388
B&A: 100%

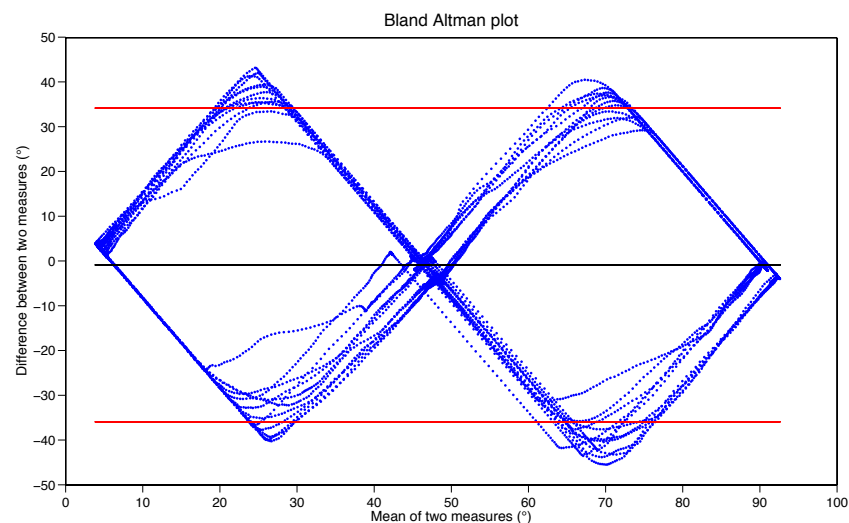
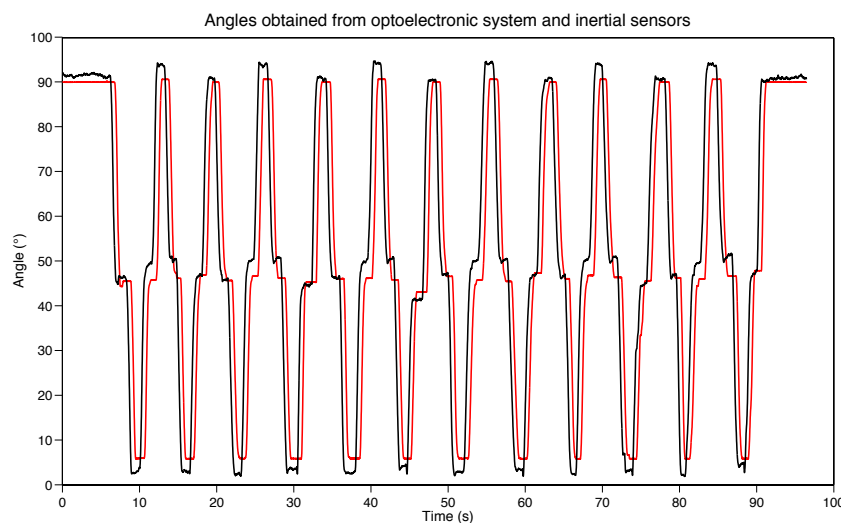
nPVI: 3.06
RMSE: 2.53

COND02 Hikob n°10 n°12

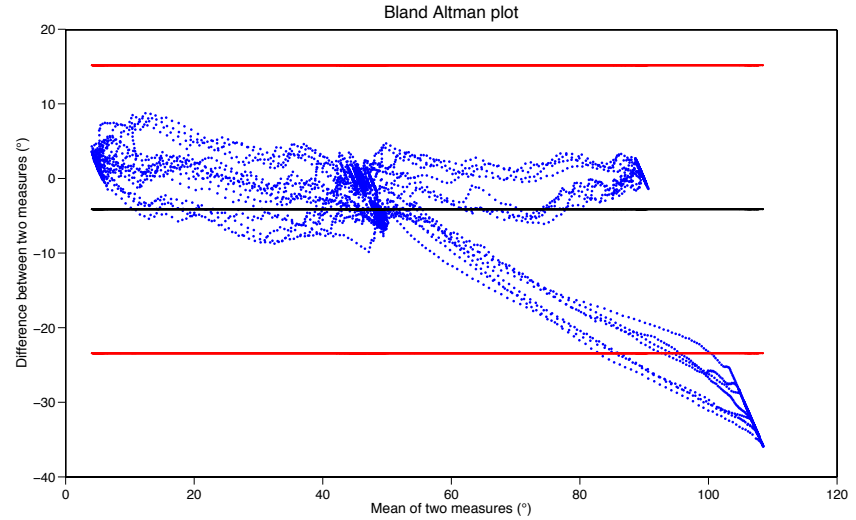
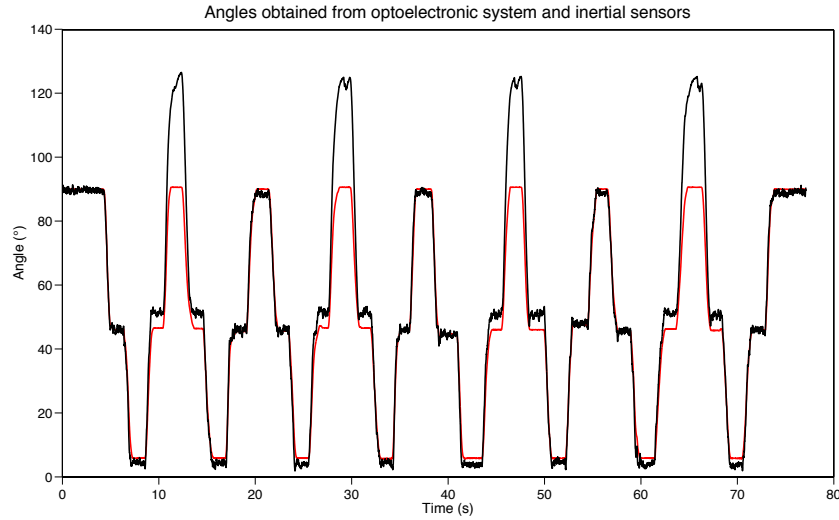
r: 0.830
B&A: 92.24%

nPVI: 13.73
RMSE: 0.64

COND03 Hikob n°2 n°3



Annexes supplémentaires



r: 0.970
B&A: 90.20%

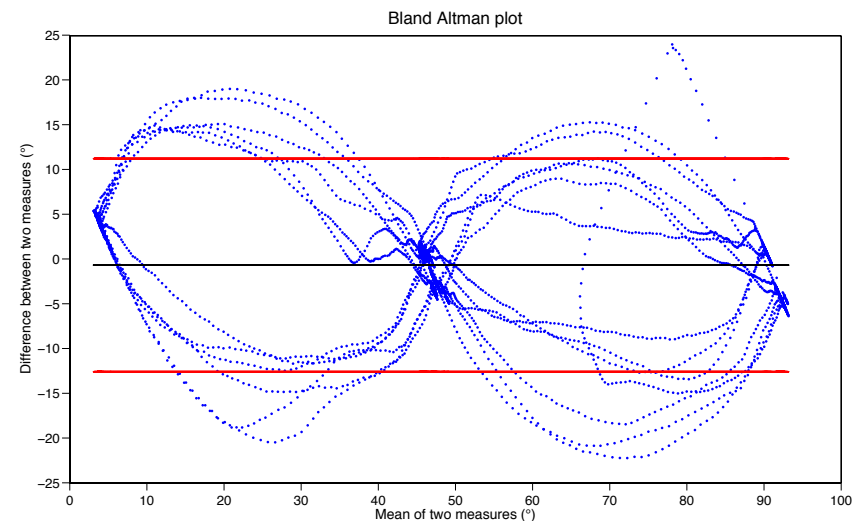
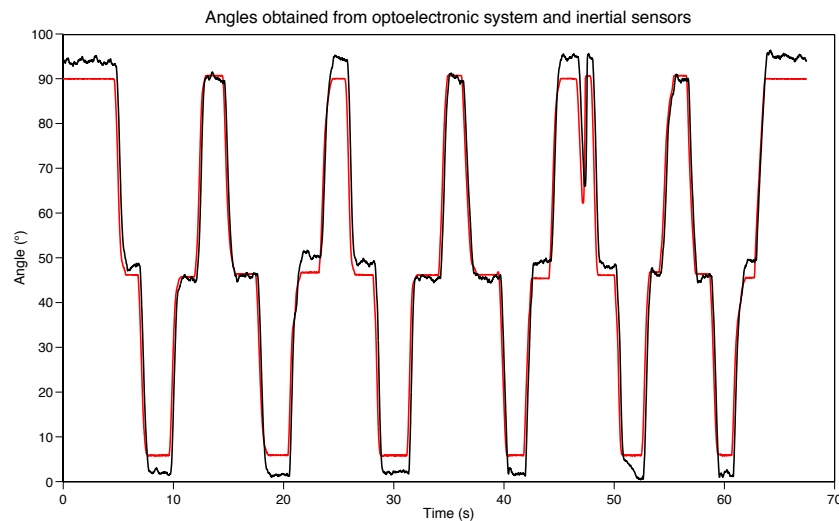
nPVI: 12.54
RMSE: 0.46

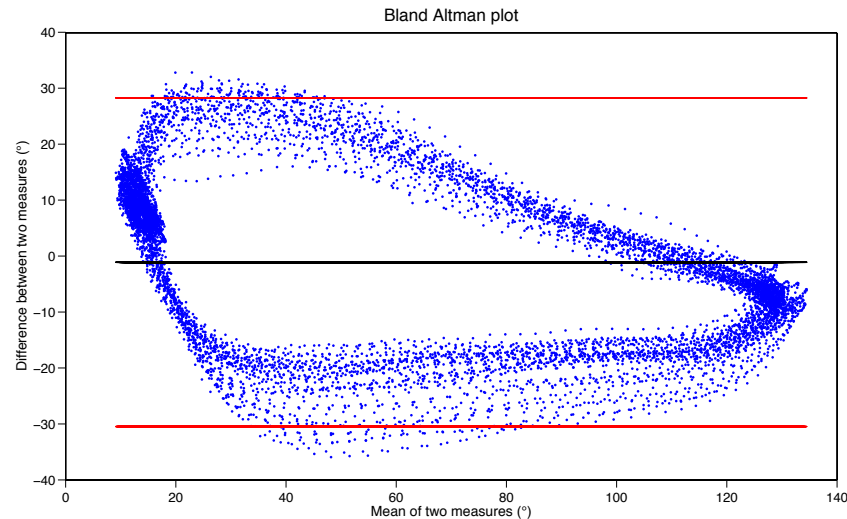
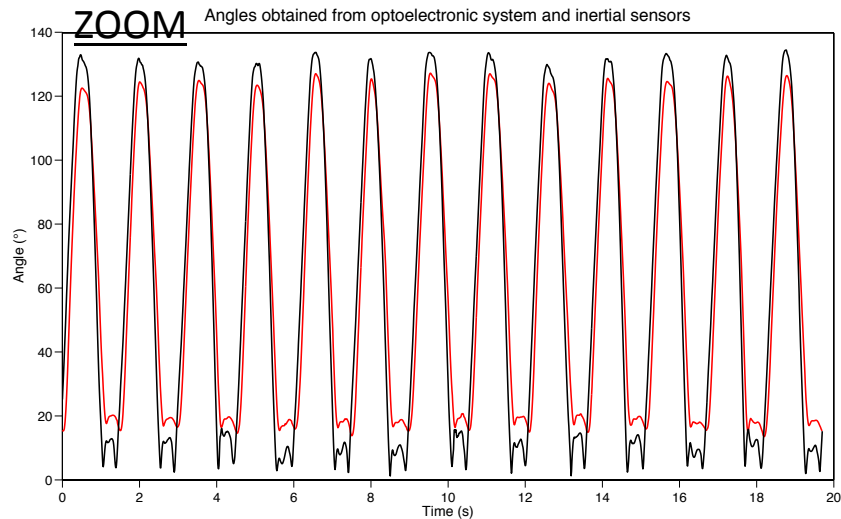
COND03 Hikob n°4 n°5

r: 0.984
B&A: 92.26%

nPVI: 1.80
RMSE: 3.80

COND03 Hikob n°6 n°7





r: 0.956
B&A: 97.60%

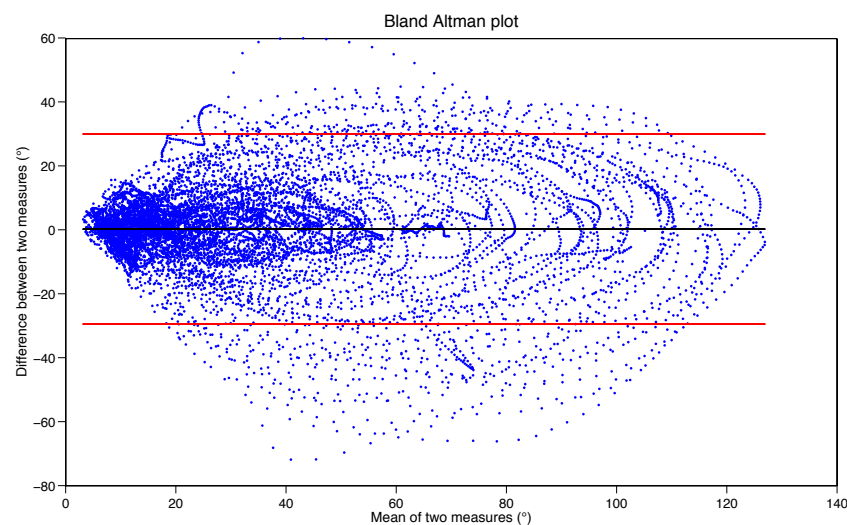
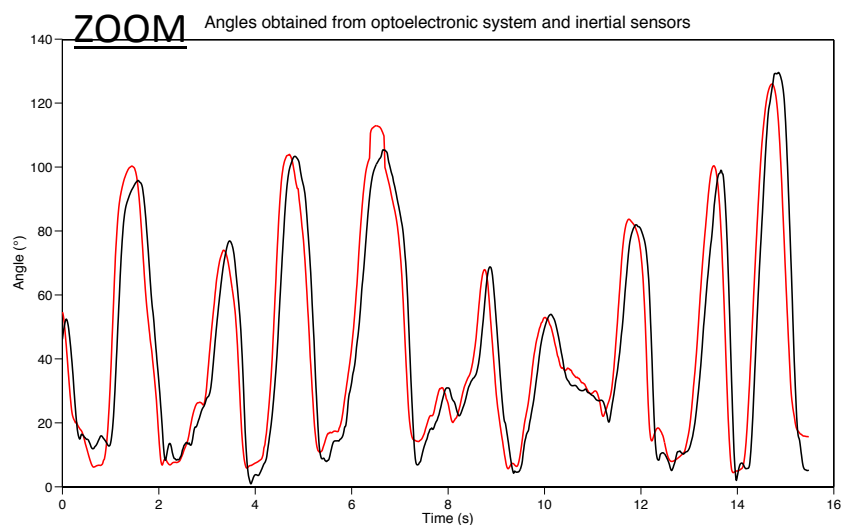
nPVI: 2.74
RMSE: 6.35

COND08 Hikob right upper limb

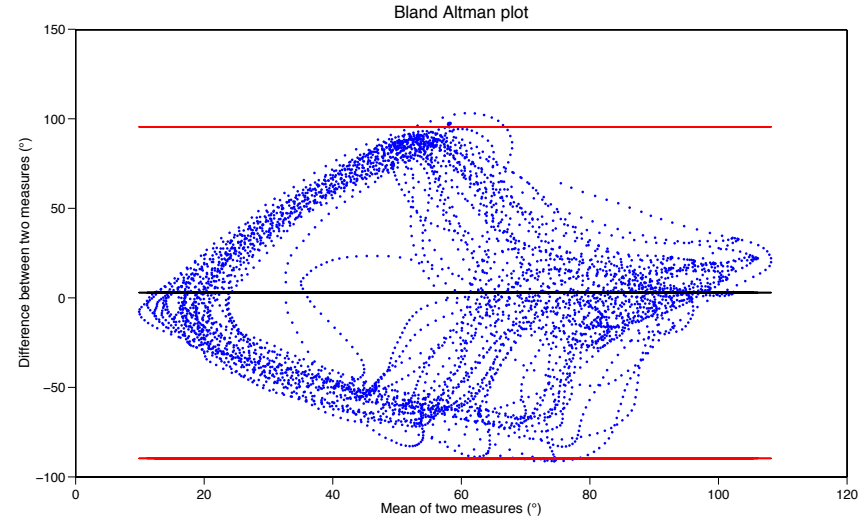
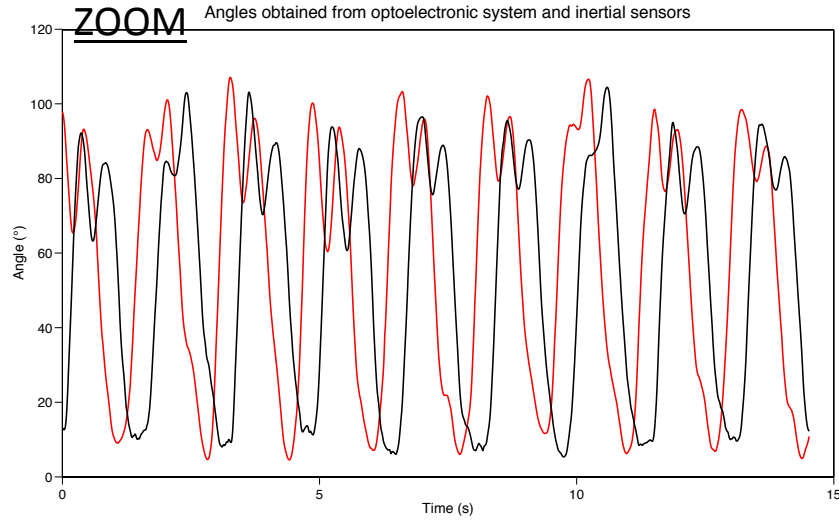
r: 0.866
B&A: 92.68%

nPVI: 5.68
RMSE: 18.31

COND09 Hikob right upper limb



Annexes supplémentaires



r: 0.003
B&A: 99.42%

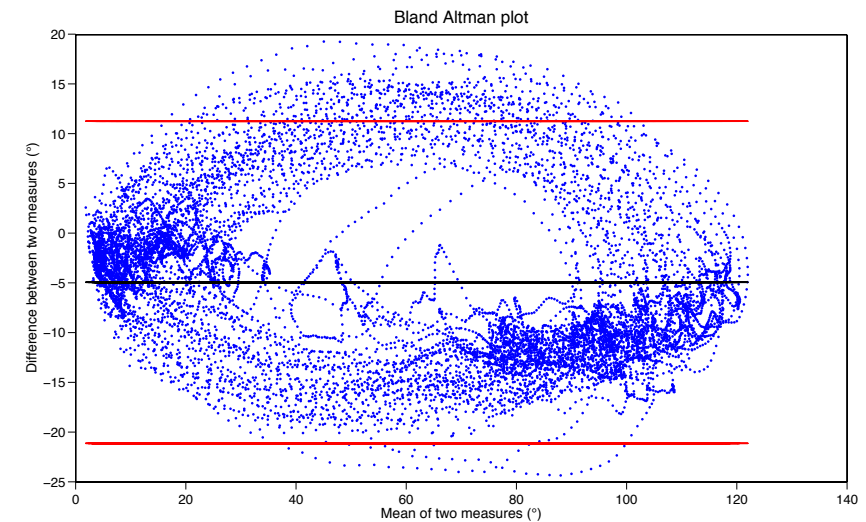
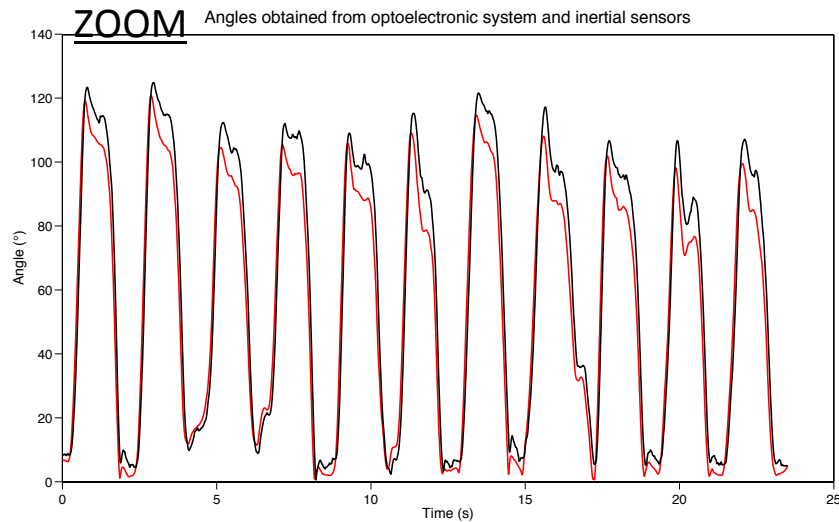
nPVI: 5.37
RMSE: 68.56

COND11 Hikob right upper limb

r: 0.978
B&A: 94.43%

nPVI: 8.79
RMSE: 0.75

COND12 Hikob right upper limb



4. Résultats des mesures de RPE

L'ensemble des données de perception de l'effort qui ont pu être collectées lors de notre expérimentation de thèse sont détaillées dans les lignes qui suivent.

4.1. Perception de l'effort lors du test en piscine

La façon dont a été ressenti l'effort lors du protocole réalisé en piscine engendre les valeurs de RPE présentées dans le Tableau 16. On remarque que l'augmentation de la perception de l'effort est corrélée avec l'augmentation de la vitesse de nage. Sur les huit nageurs ayant participé au test, seul le nageur n°1 ressent l'effort comme maximal, à la vitesse du test la plus élevée (Tableau 16).

Tableau 16: Résultats des tests de perception d'effort pour le protocole conduit en piscine

Nageurs		1	2	3	4	5	6	7	8
	<i>Lent</i>	6	6	7	8	6	7	7	6
Etalonnage	<i>Modéré</i>	8	8	12	14	11	10	11	12
	<i>Rapide</i>	12	10	18	16	17	18	15	17
	<i>V1</i>	6	8	6	7	6	7	7	6
	<i>V2</i>	8	11	7	9	9	8	8	8
	<i>V3</i>	10	11	9	11	12	9	10	10
Vitesses en piscine	<i>V4</i>	12	12	12	13	13	10	10	12
	<i>V5</i>	16	14	13	14	14	12	12	13
	<i>V6</i>	17	15	16	15	16	15	14	15
	<i>V7</i>	18	18	17	16	17	14	15	16
	<i>V8</i>	20	18	19	18	18	18	17	17

4.2. Perception de l'effort lors du test en flume

La façon dont a été ressenti l'effort lors du protocole réalisé en flume engendre les valeurs de RPE présentées dans le Tableau 17. En comparaison de la partie du protocole réalisée en piscine, bon nombre de nageurs présentent des valeurs de RPE maximales, ou proches du maximum de l'échelle de perception de l'effort imaginée par Borg (Tableau 17). Ainsi, pour les trois vitesses nagées à épuisement, les valeurs de RPE relevées sont systématiquement au-dessus d'une valeur de 13, dénotant un exercice d'intensité *légèrement difficile* à *extrêmement pénible*.

Tableau 17: Résultats des tests de perception d'effort pour le protocole conduit en flume

Nageurs		1	2	3	4	5	6	7	8
Vitesses en flume	V1	7	9	11	7	8	8	10	8
	V2	10	13	15	10	10	10	13	11
	V3	13	15	16	12	13	11	14	13
	V4	14	18	18	16	15	14	15	14
	V5	18	19	18	18	17	16	16	15
	V6	20	20	19	19	19	17	17	17
	V7	17	20	19	16	18	18	19	19
	V8	17	19	20	14	13	18	20	20
	V9		17	19			16	20	18
	V10			18				20	17

Note : Les valeurs signalées en **gras italique** sont obtenues à la suite des trois vitesses nagées jusqu'à épuisement.

5. Procédure de sélection de la fréquence optimale de coupure pour les données angulaires des trois études

La détermination de la fréquence de coupure optimale des données angulaires pour les trois études de ce travail de doctorat a été menée selon une analyse des résidus, comme a pu le décrire Winter (1990) dans ses travaux. Une étape préliminaire à ces analyses correspond à l'étude de la fréquence propre du signal considéré, généralement obtenue après consultation des résultats d'une transformée rapide de Fourier (FFT). Cette étape de traitement permet de connaître la fréquence propre du signal, et nous renseigne ainsi qualitativement sur la valeur de la fréquence de coupure à utiliser pour proprement filtrer les données dans un second temps. Même si le choix de la fréquence de coupure pourrait être effectué à ce stade (en effet, pour certains auteurs, la détermination de la fréquence de coupure est « quelque peu subjective » (p. 288 ; Robertson et al. 2013) basée sur les connaissances du scientifique en traitement du signal) nous avons procédé à la seconde étape de traitement décrite par Winter (1990). L'analyse des résidus se base sur le calcul des écarts entre les données filtrées et les données brutes, et vise à optimiser cette valeur (en testant un panel de différentes fréquences de coupure et de différents ordres pour le filtre). Pour ce faire, nous avons utilisé la formule suivante :

$$R = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \hat{X}_i)^2}$$

avec R les résidus, N le nombre de valeurs de l'échantillon de données analysées, X_i la i ème valeur des données brutes et \hat{X}_i la i ème valeur des données filtrées.

Le résultat des analyses de résidus est présenté dans la Figure 66. Cette analyse permet de déterminer graphiquement la fréquence de coupure optimale pour le filtre Butterworth que nous avons utilisé dans le cadre de nos études. Le processus utilisé est le suivant : dans le cas où nous enregistrons uniquement du *bruit*, et aucun signal angulaire, le graphique des résidus ressemblait à une ligne droite, croisant l'axe des ordonnées à la valeur de fréquence de Nyquist (voir Winter (1990) pour de plus amples explications). La tangente à la courbe des résidus de fréquence est notre meilleure estimation de cette droite (Figure 66). L'interception de cette ligne pointillée avec l'axe des ordonnées correspond à la valeur de RMS du bruit des données puisque les valeurs \hat{X}_i pour un filtre de 0 Hz correspondent à la moyenne du bruit sur l'ensemble des N valeurs. Les données contenant le bruit plus le 'vrai' signal angulaire peuvent alors être découpées avec la fréquence de coupure correspondant au projeté orthogonal de la fréquence de Nyquist (Figure 66). Dans cette configuration, la fréquence de

coupure optimale que nous avons pu retenir est 6 Hz. Sur la Figure 66, nous avons également représenté les différents ordres du filtre Butterworth que nous souhaitions utiliser pour les traitements des données angulaires. Le filtre d'ordre 1 (en orange sur la Figure 66) est trop éloigné des autres ordres testés, nous l'écartons donc de notre choix (les ordres 2 et 3 ne sont pas pris en compte non plus, pour les mêmes raisons). Les ordres 4, 5 et 6 offrent à peu de chose près les mêmes résultats sur ce graphique des résidus (i.e., augmenter l'ordre du filtre n'améliore pas significativement les résultats), motivant notre choix d'utiliser un **filtre passe-bas de type Butterworth, d'ordre 4 avec fréquence de coupure de 6 Hz**.

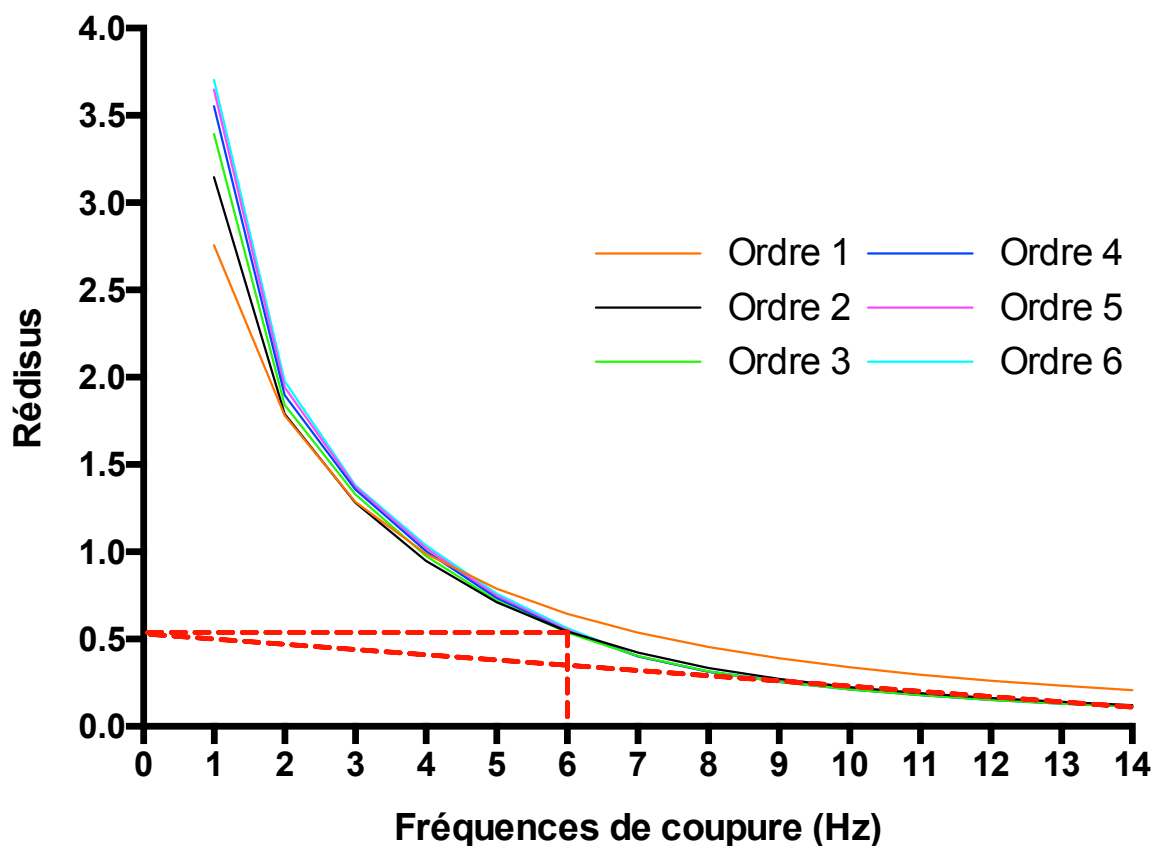


Figure 66: Procédé graphique utilisé pour déterminer la fréquence de coupure optimale du filtre Butterworth utilisé pour traiter les données angulaires recueillies dans les différentes études menées dans le cadre de ce travail de thèse.

Les effets du filtre choisi sont présentés sur les courbes qui suivent, avec les résultats du filtrage pour une série temporelle du bras droit et de la cuisse droite (Figure 67). Ce filtre a dès lors été utilisé pour l'ensemble des traitements des séries angulaires présentées dans ce travail de thèse.

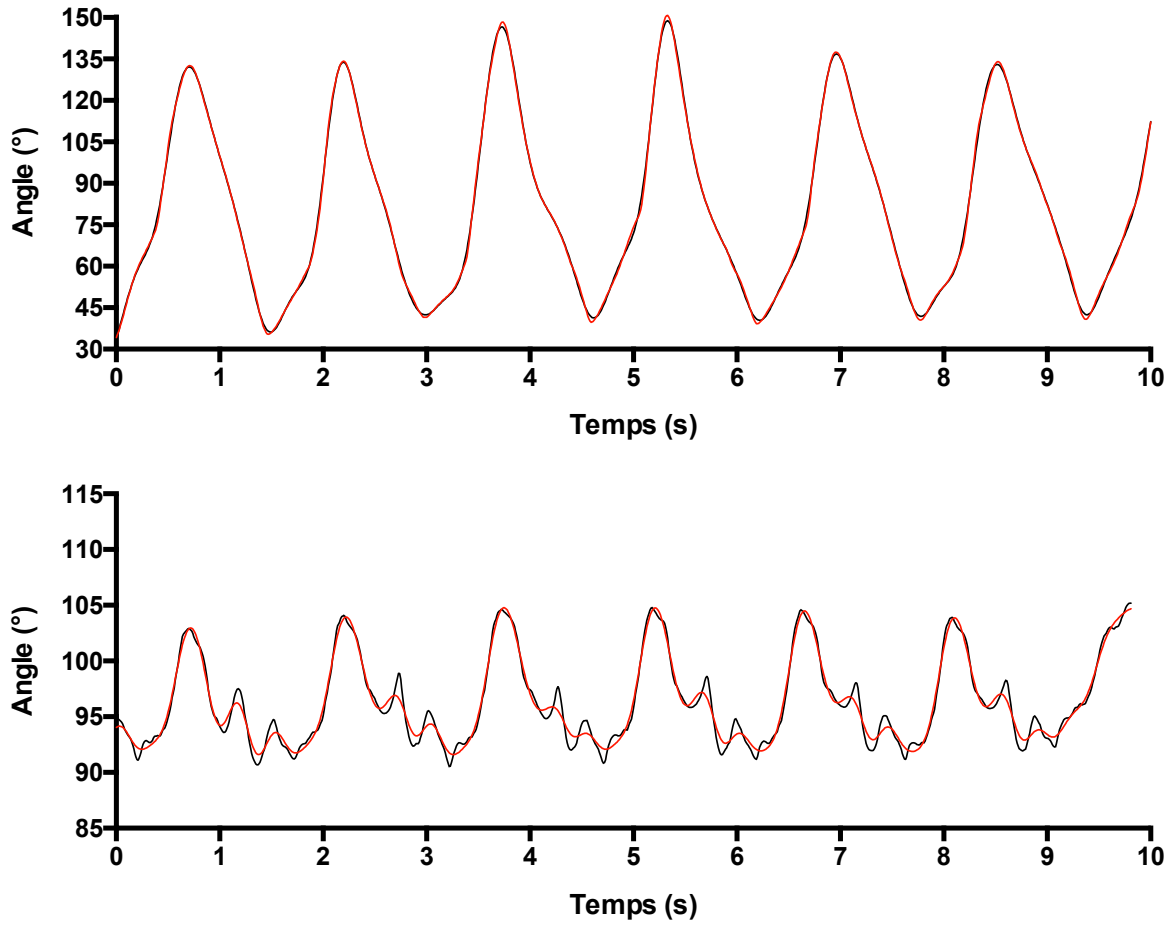
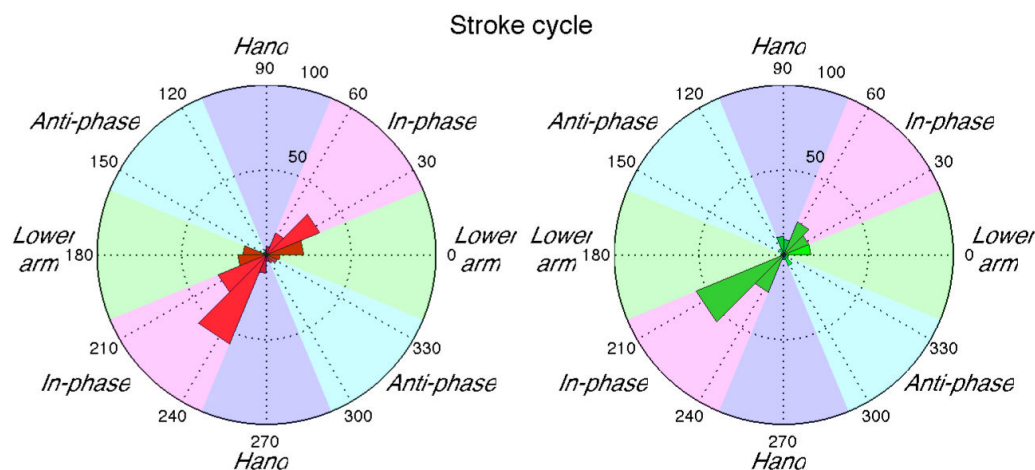


Figure 67: Un exemple de données angulaires du bras (panel du haut) et de la cuisse (panel du bas) avant (courbes noires) et après filtrage à l'aide d'un filtre passe-bas de type Butterworth, d'ordre 4 avec fréquence de coupure de 6 Hz (courbes rouges).

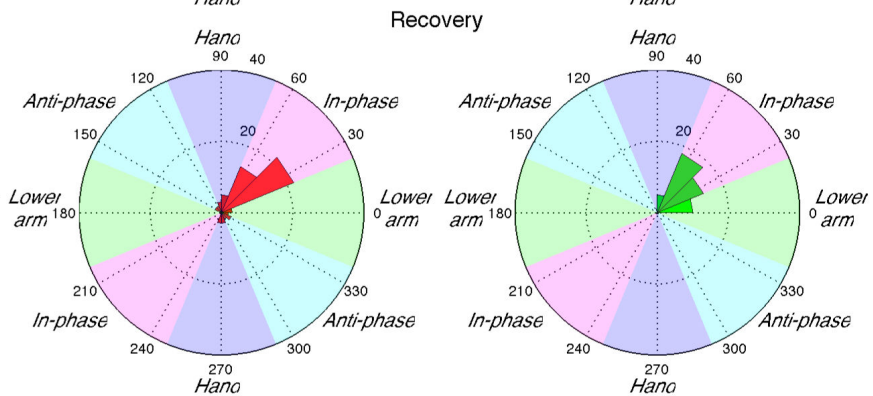
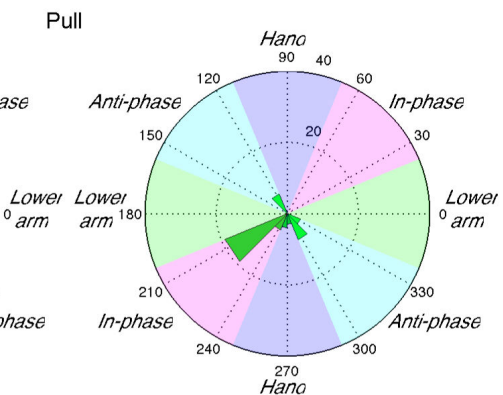
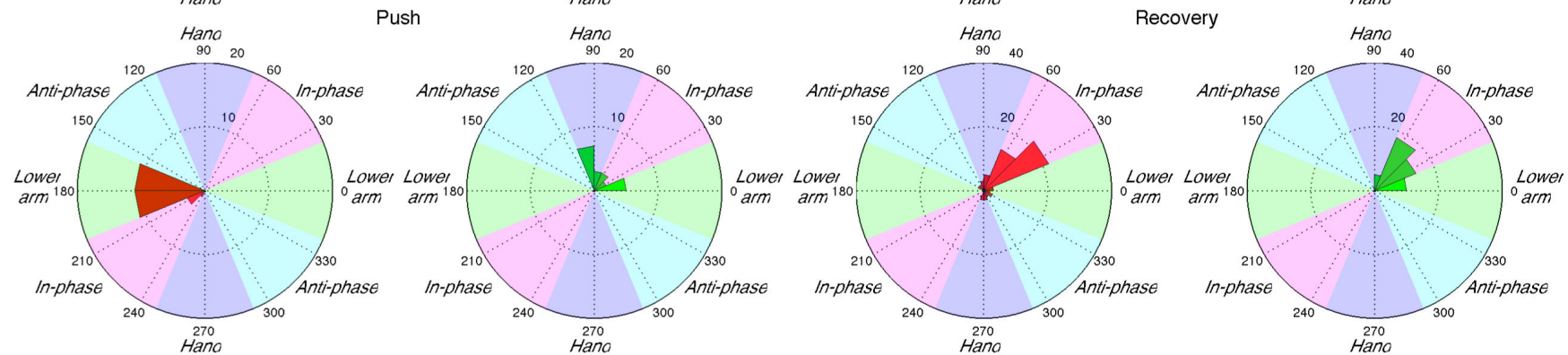
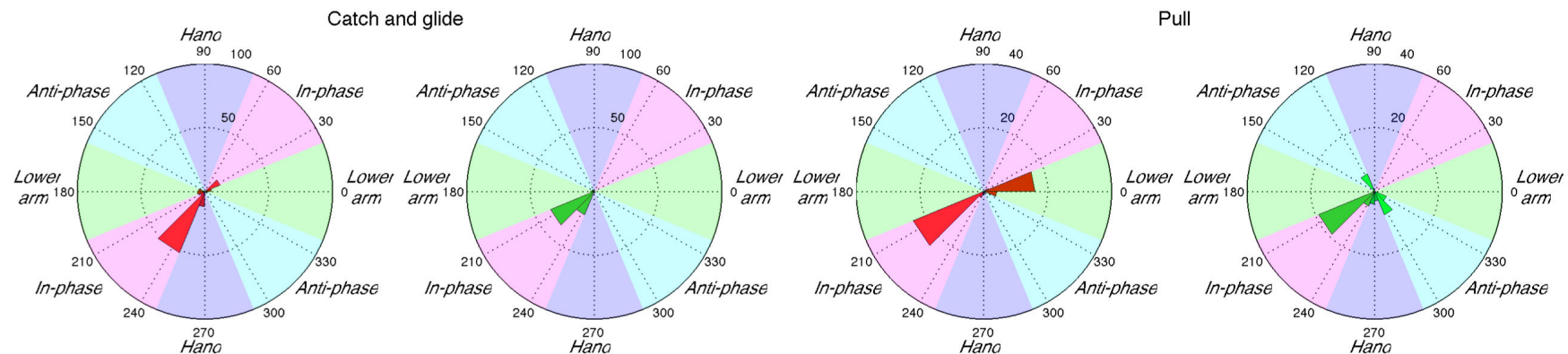
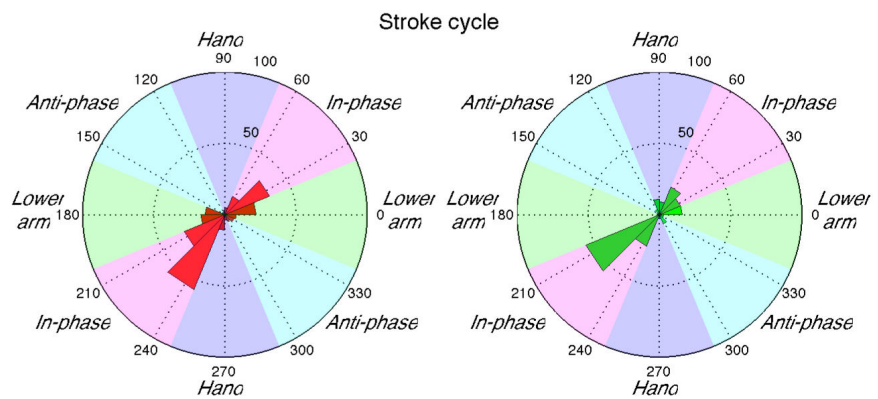
6. Patrons de coordinations pour les sujets de l'étude sur la vitesse commune entre les deux environnements de test



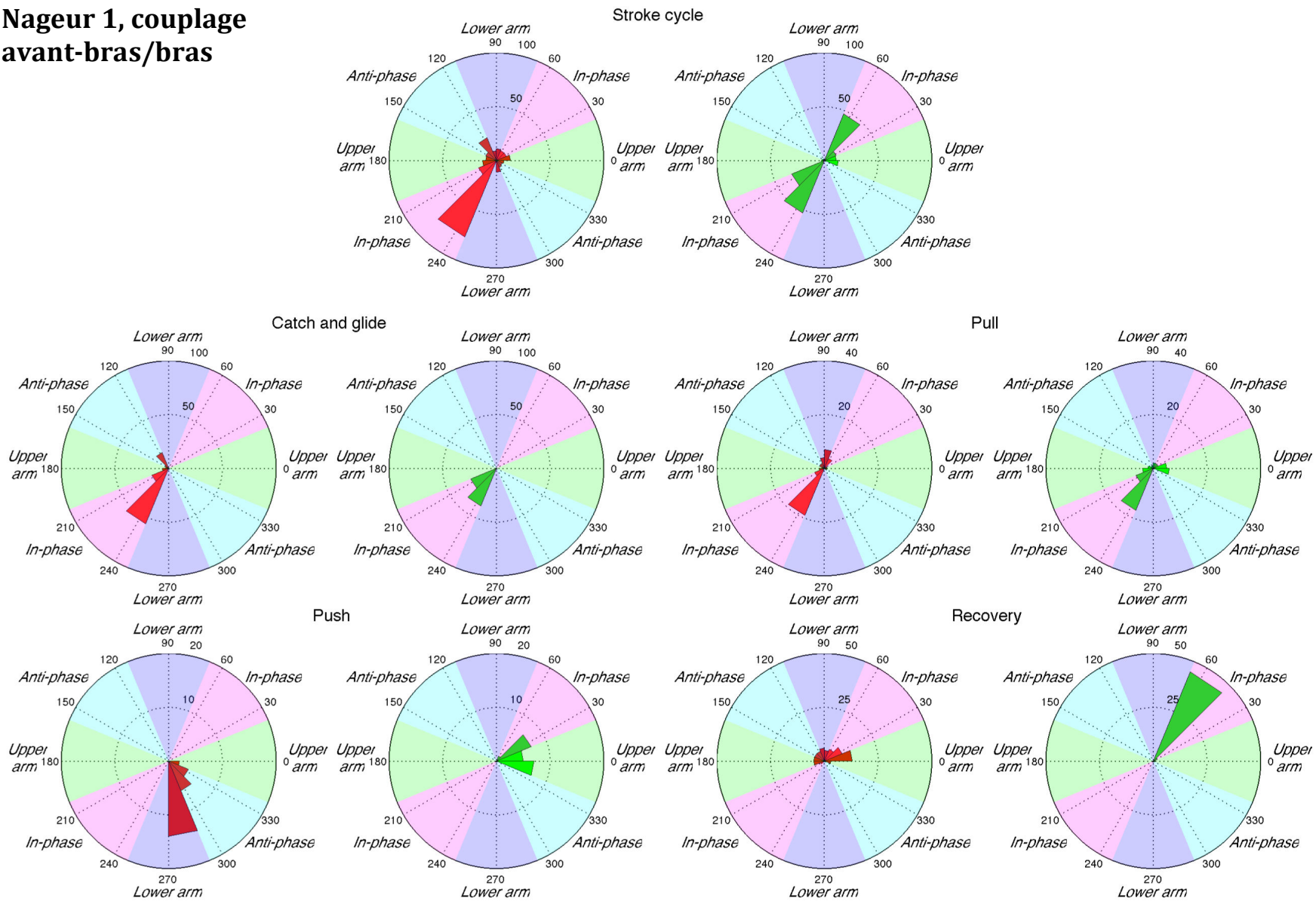
Les cercles réalisés en couleur représentent les données d'angles de couplage pour chaque sujet (i.e., les sept nageurs impliqués dans la première étude de ce travail doctoral). Les données présentées en rouge sont issues du test réalisé en piscine, les données présentées en vert correspondent aux essais nagés dans le flume. Les quatre patrons de coordination sont de couleurs différentes (en pastel, magenta pour le patron en phase, violet pour la coordination dominée par le membre distal, cyan pour la coordination en anti-phase et vert pour un mode de coordination dominé par le membre proximal). Chaque figure a été réalisée pour les quatre phases du cycle, mais également pour le cycle entier, pour les deux couples de segments main/avant-bras et avant-bras/bras.

Ces graphiques circulaires sont suivis par les graphiques circulaires **moyens** pour tous les sujets, obtenus pour le cycle entier, mais également sur chacune des quatre phases qui composent le cycle de nage en crawl. Ils représentent toujours la fréquence d'apparition de chaque patron de coordination en fonction de la situation de nage rencontrée par les participants.

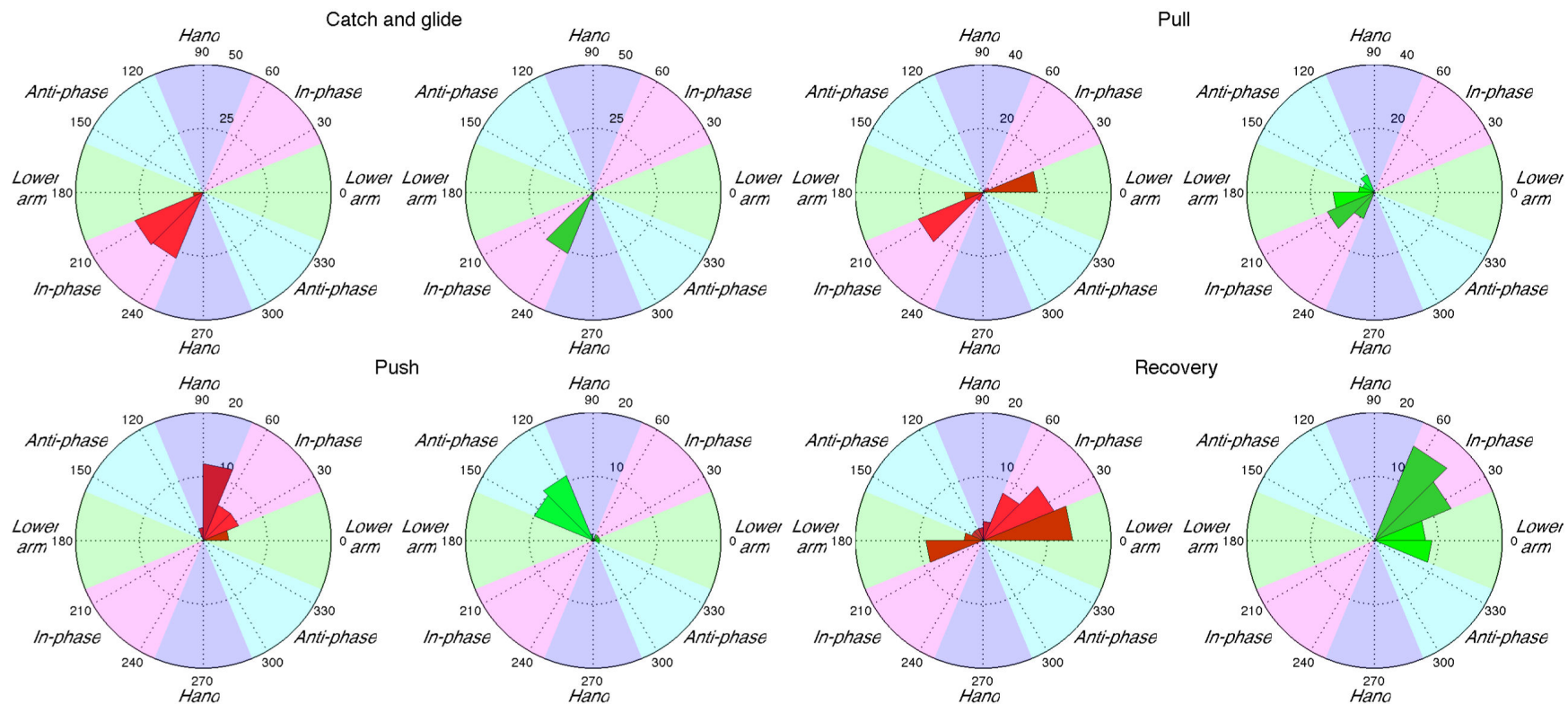
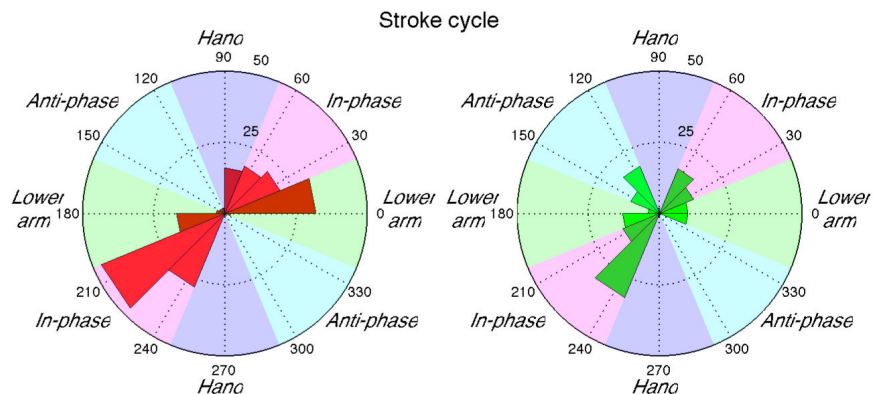
Nageur 1, couplage main/avant-bras



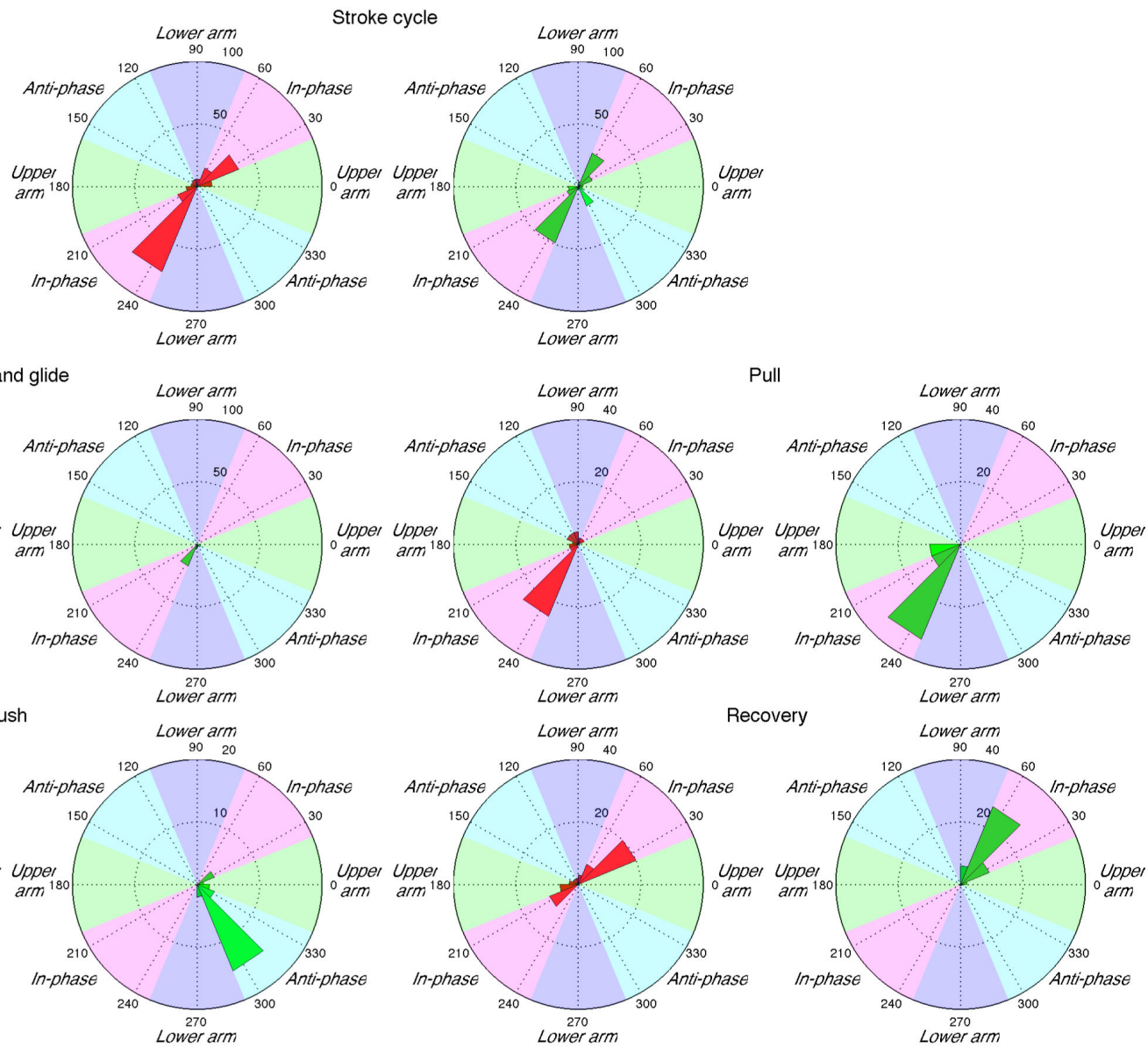
Nageur 1, couplage avant-bras/bras



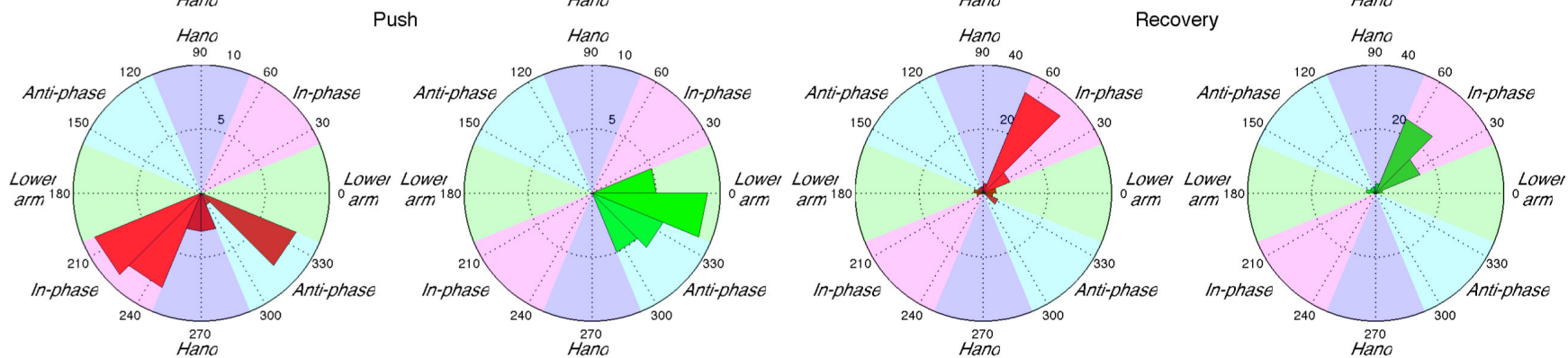
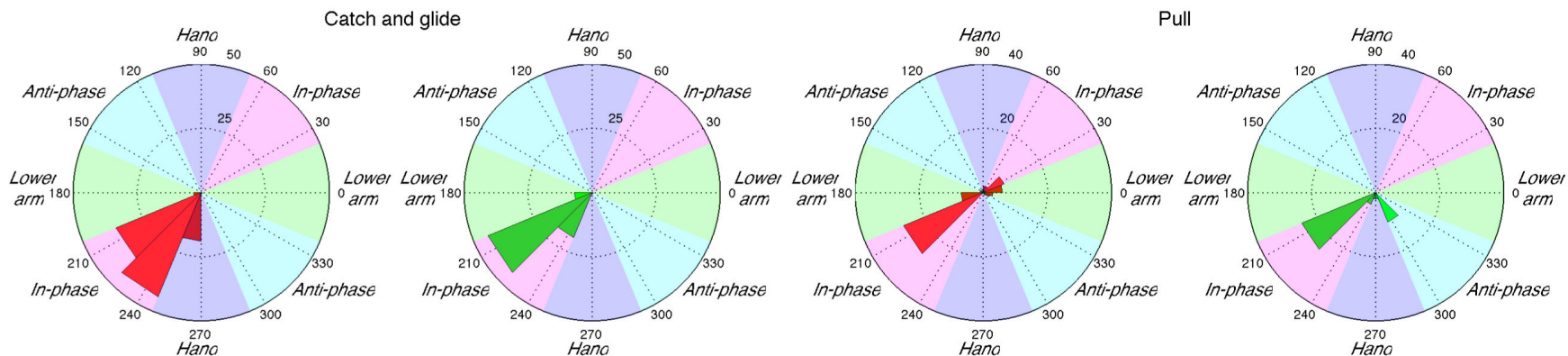
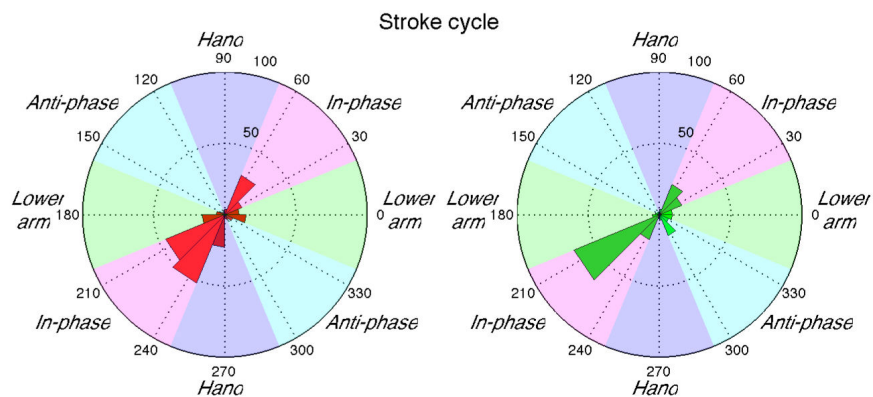
**Nageur 2, couplage
main/avant-bras**



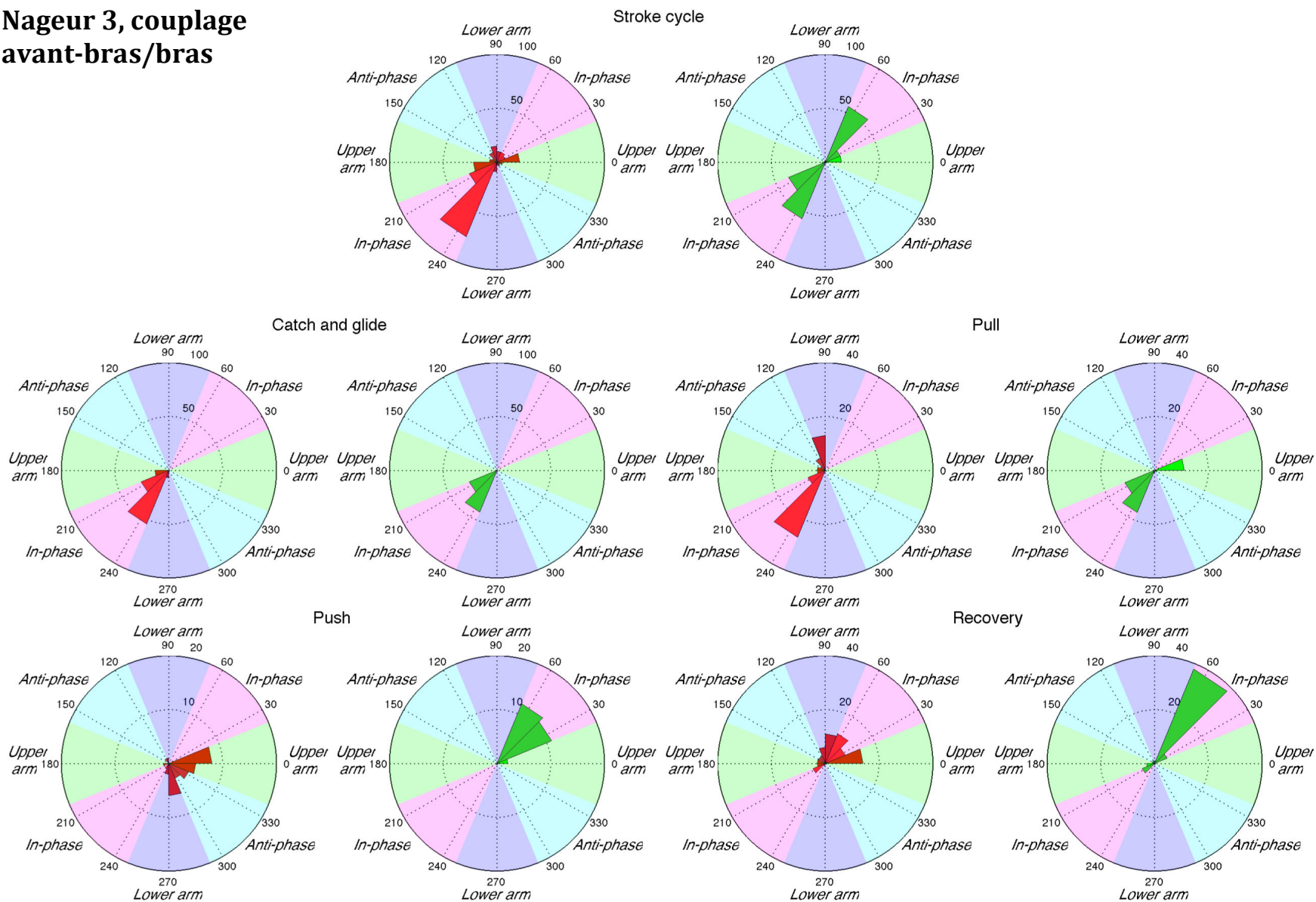
Nageur 2, couplage avant-bras/bras



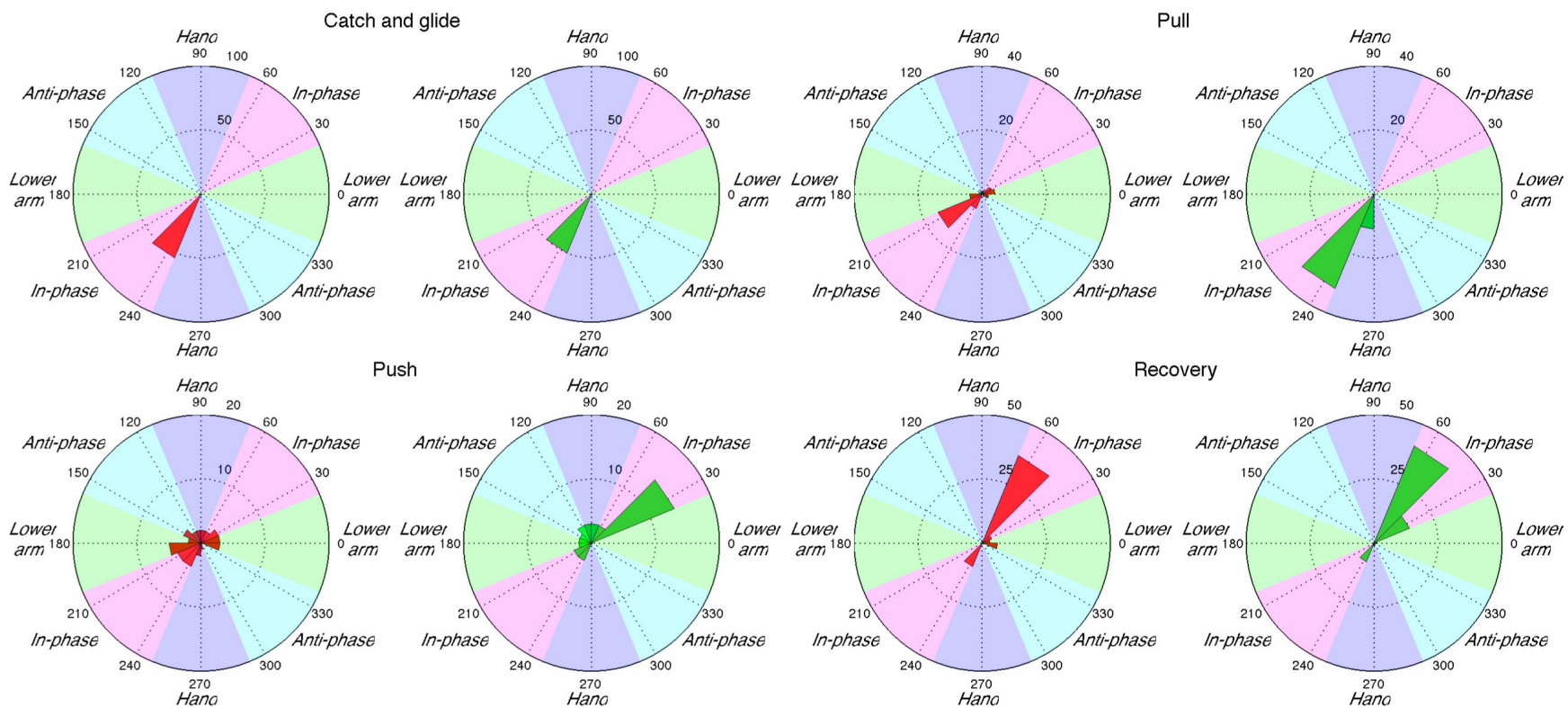
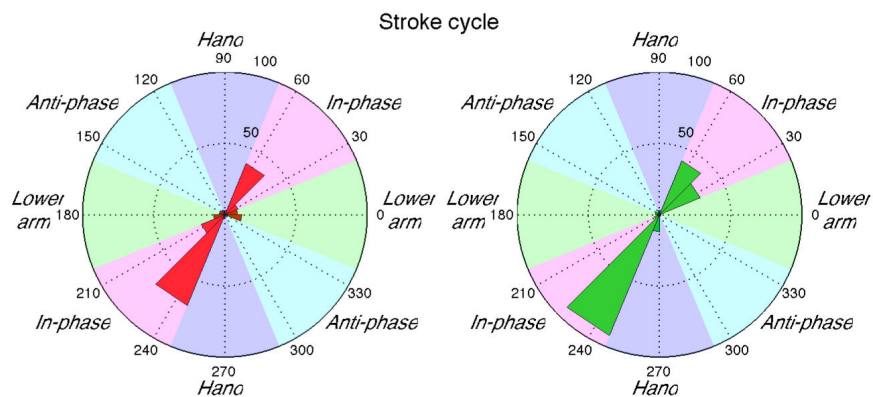
Nageur 3, couplage main/avant-bras



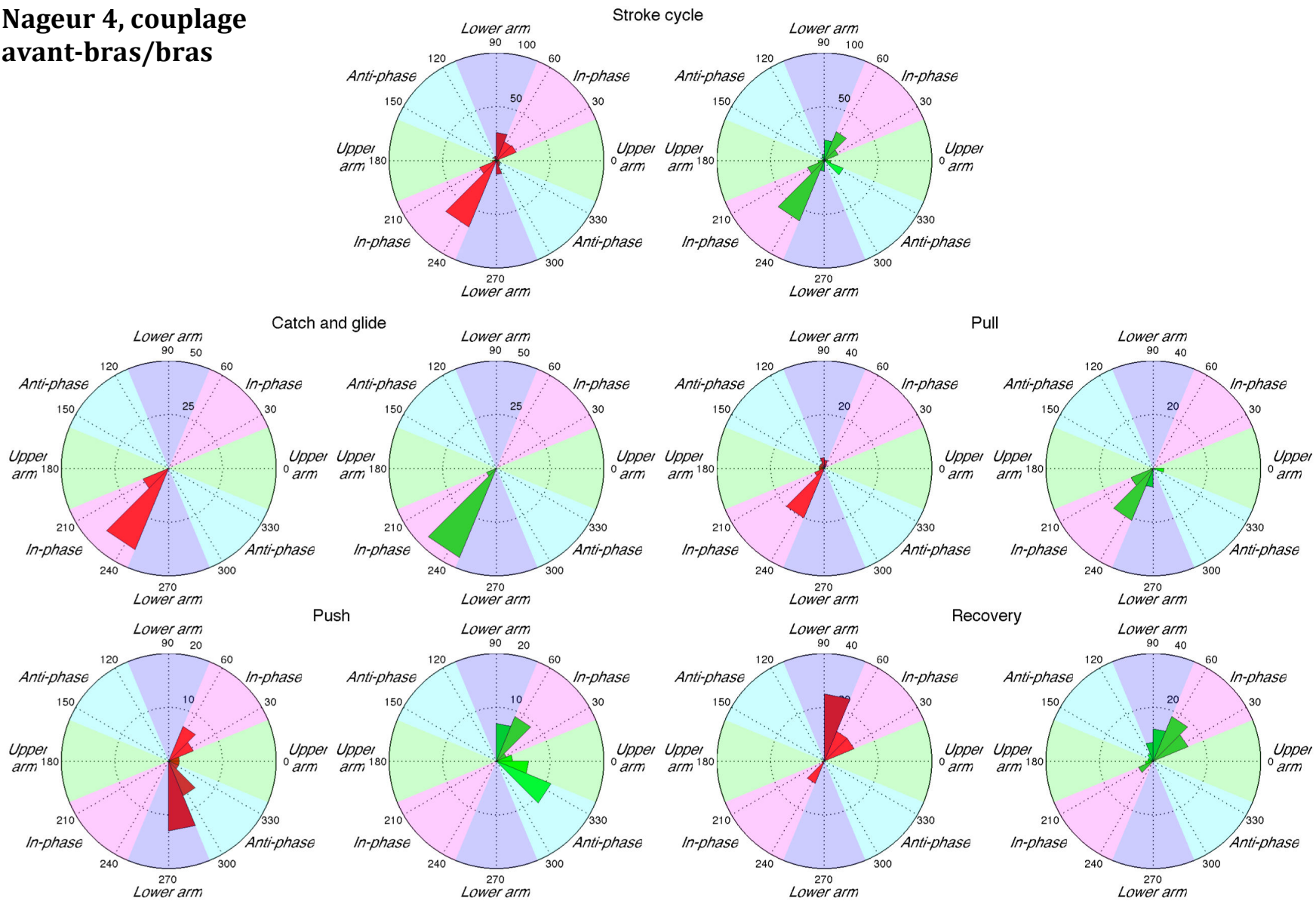
Nageur 3, couplage avant-bras/bras



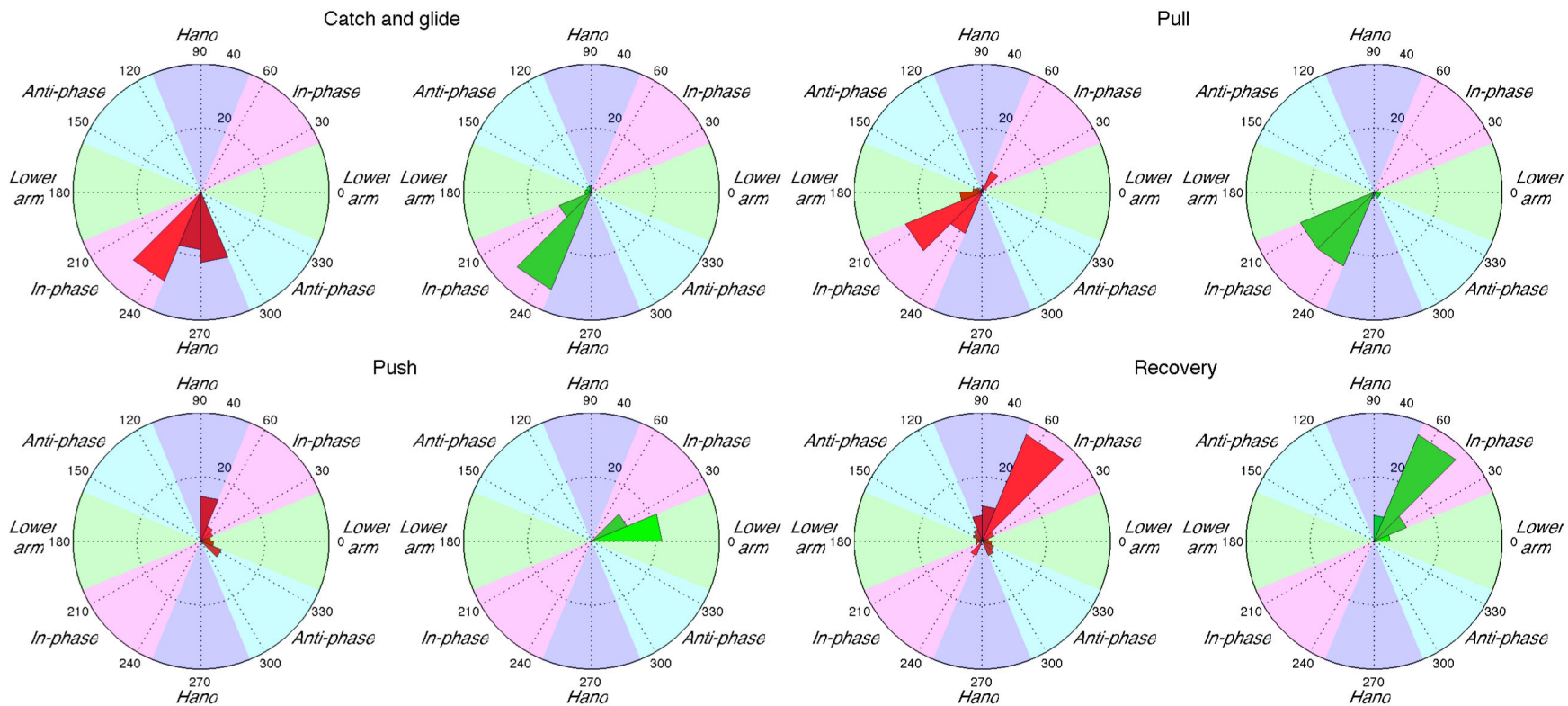
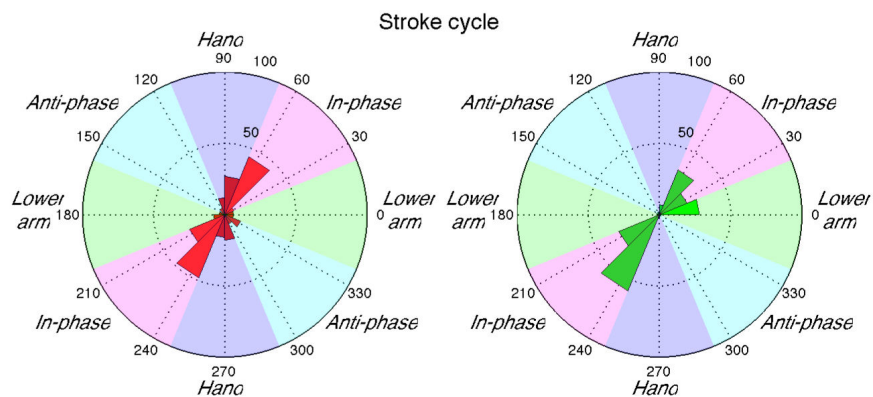
Nageur 4, couplage main/avant-bras



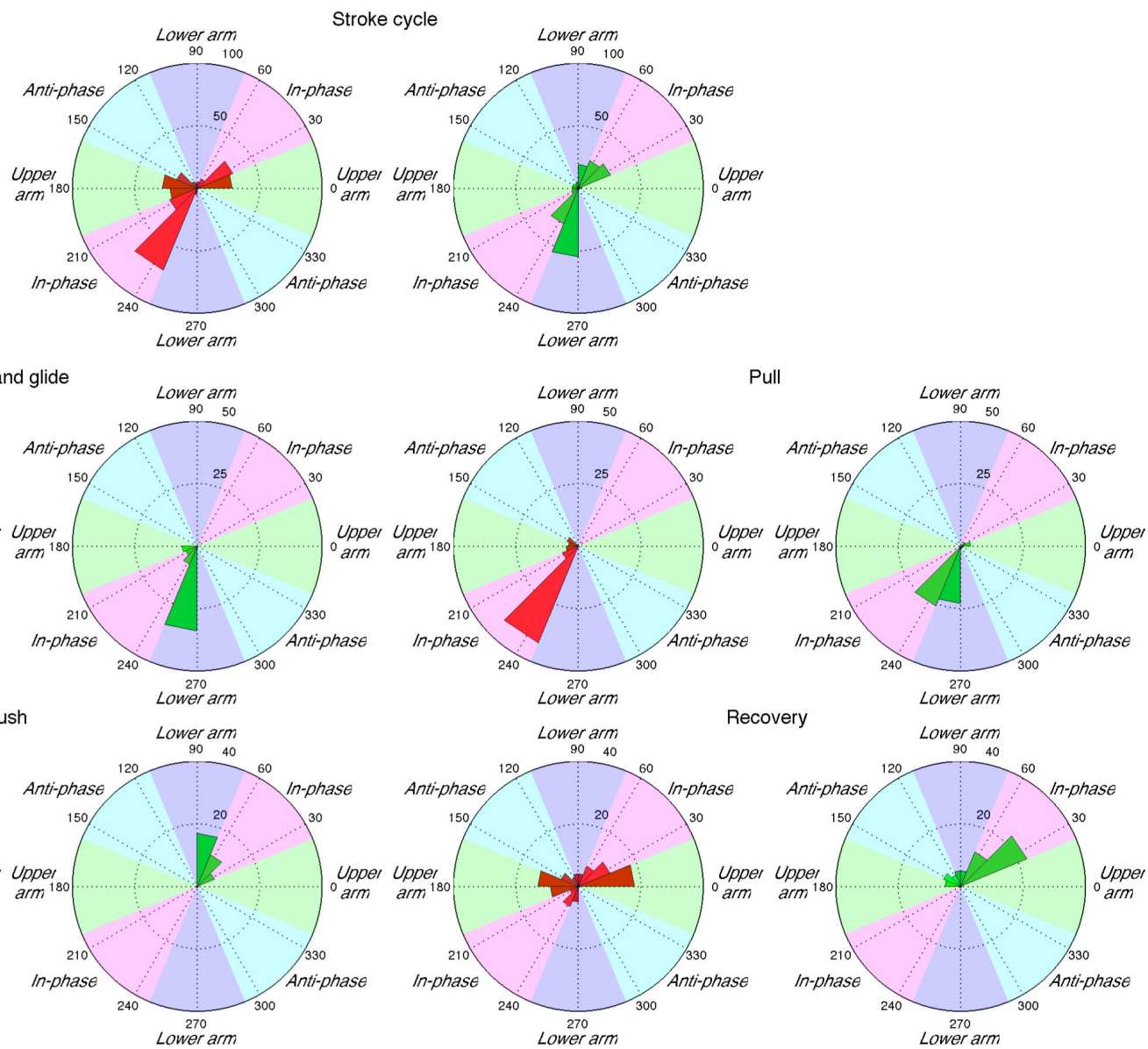
Nageur 4, couplage avant-bras/bras



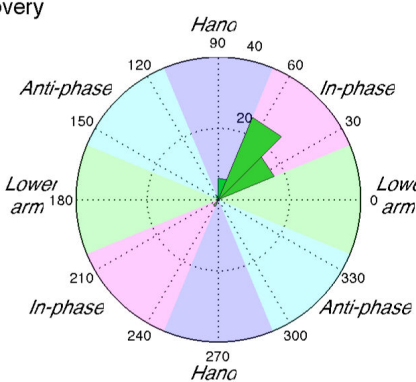
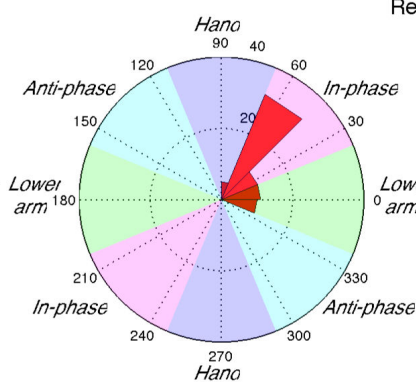
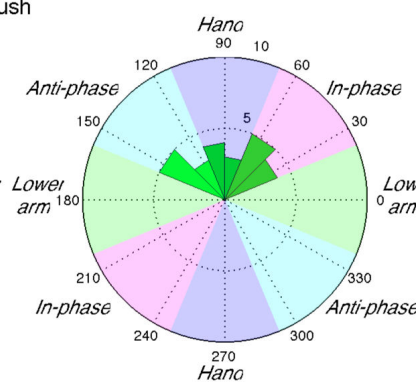
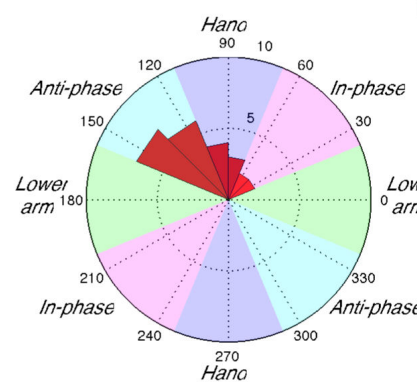
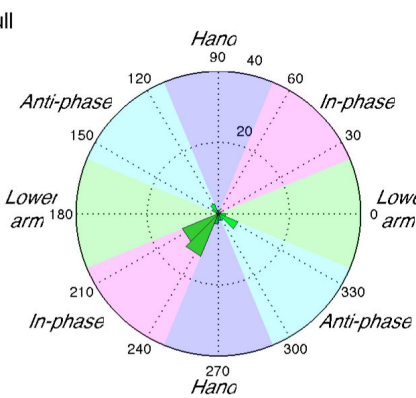
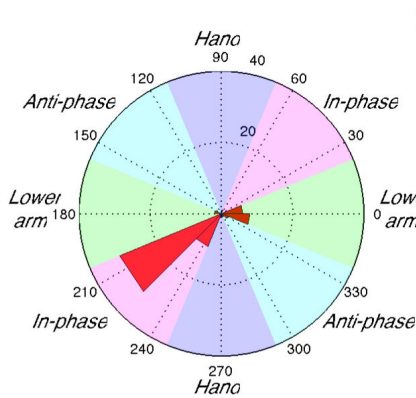
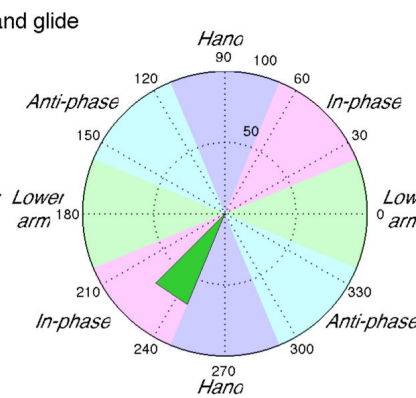
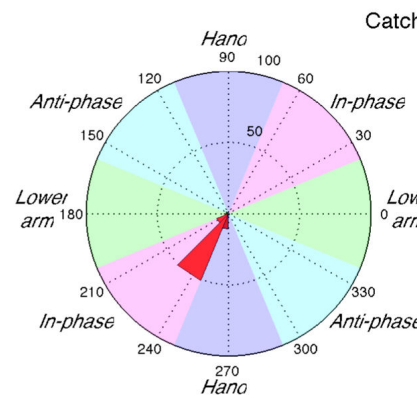
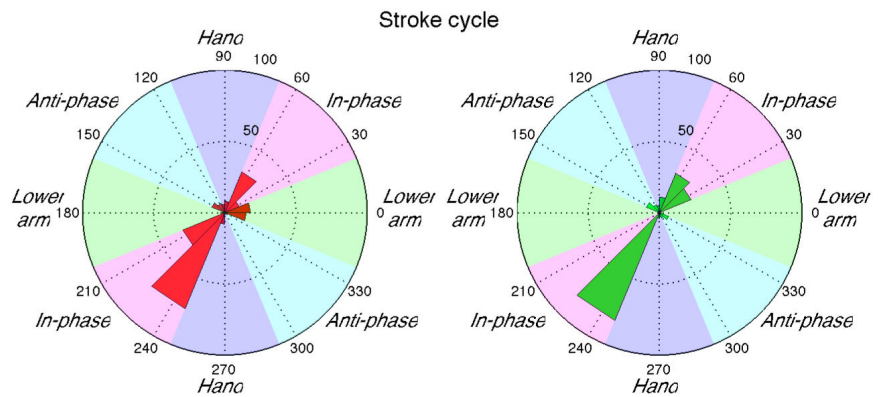
Nageur 5, couplage main/avant-bras



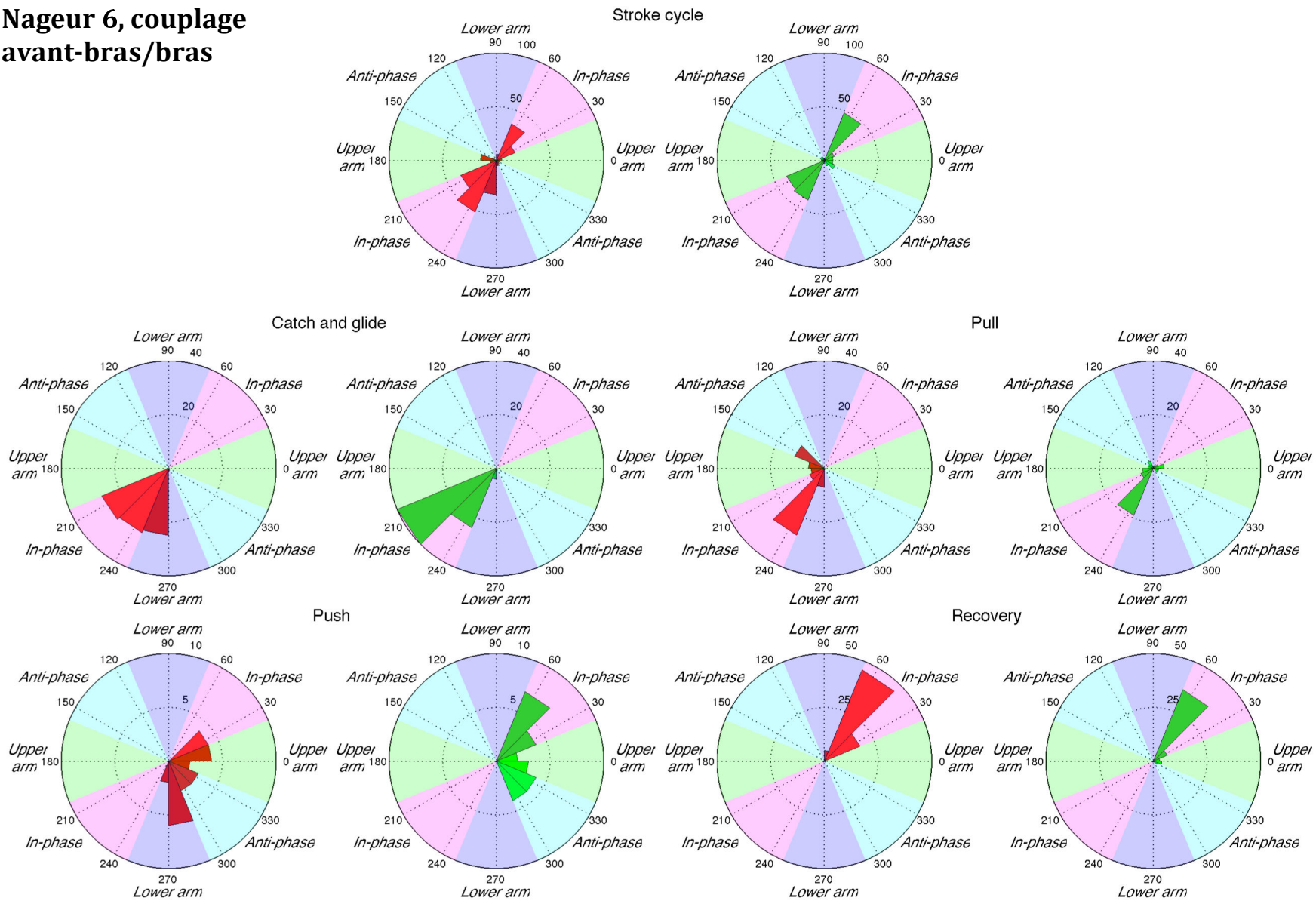
Nageur 5, couplage avant-bras/bras



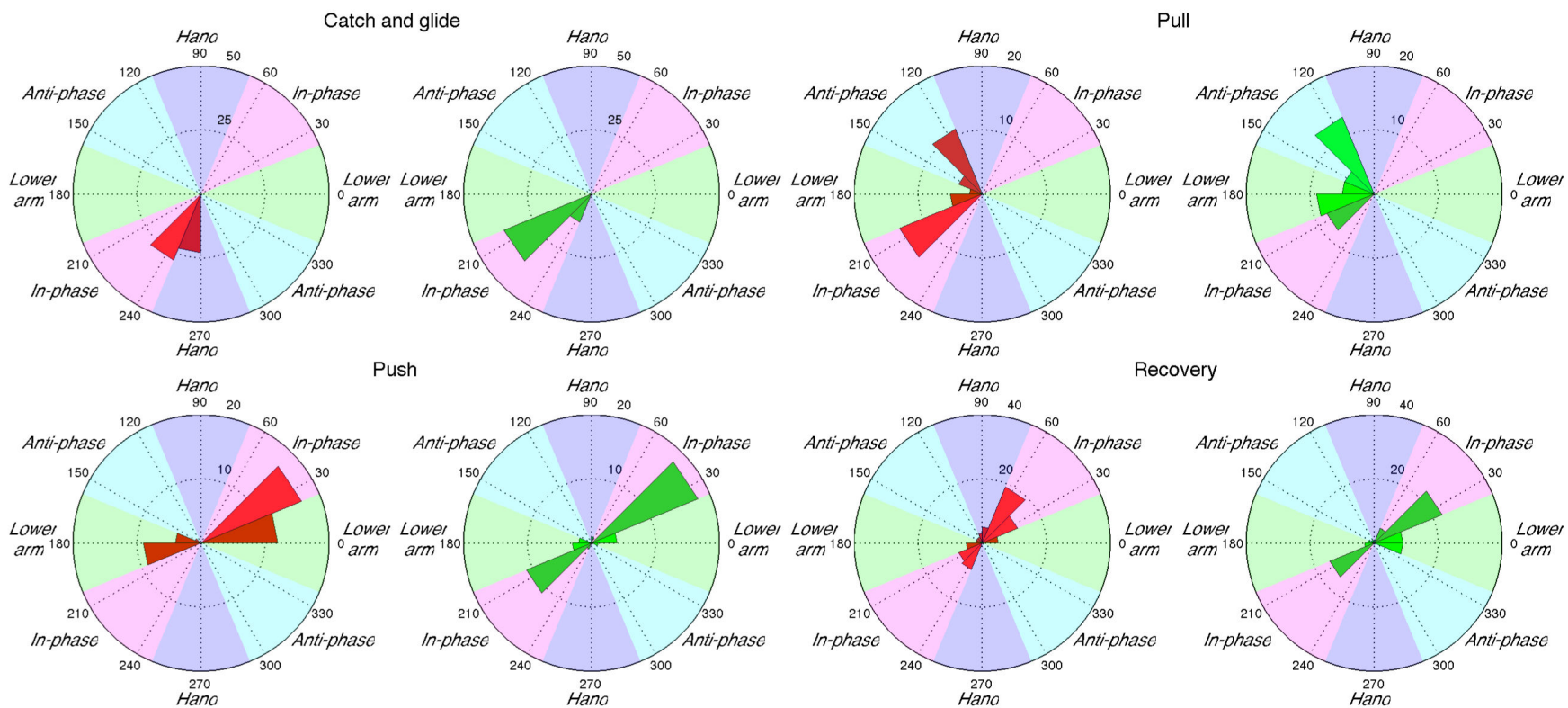
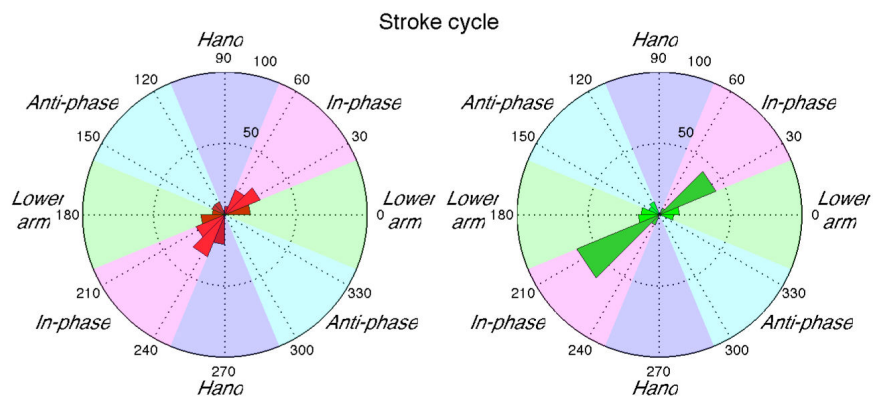
Nageur 6, couplage main/avant-bras



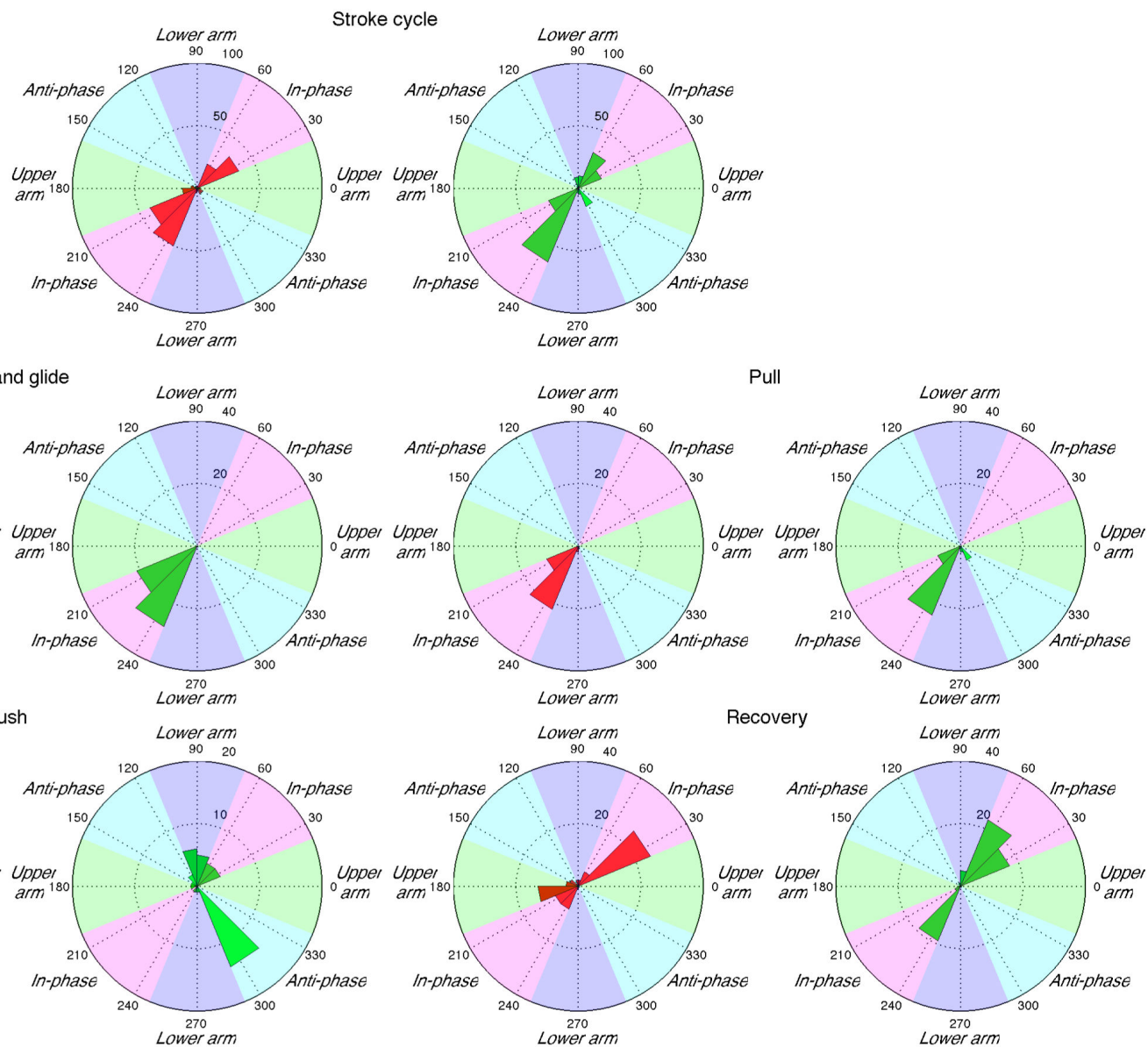
Nageur 6, couplage avant-bras/bras

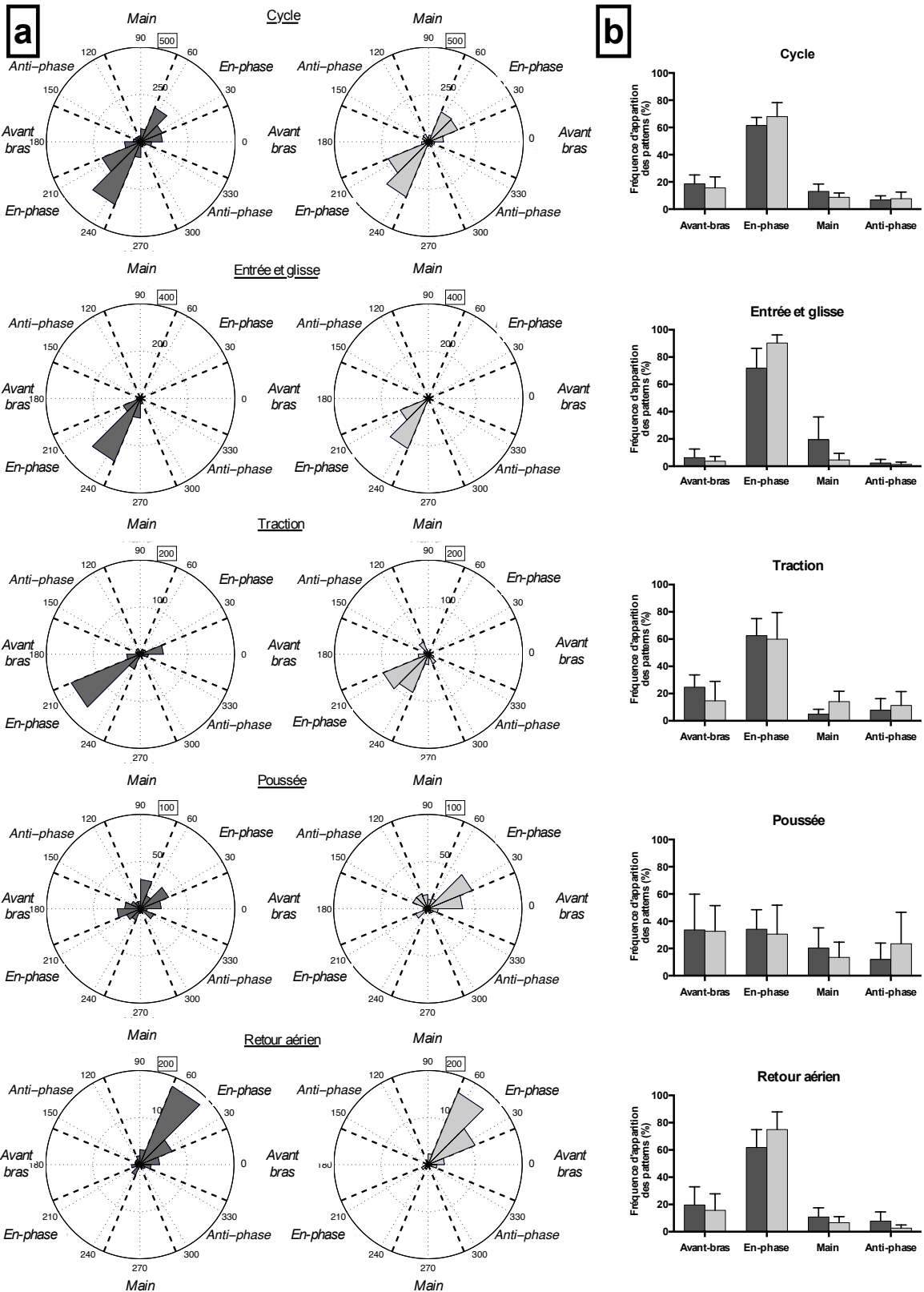


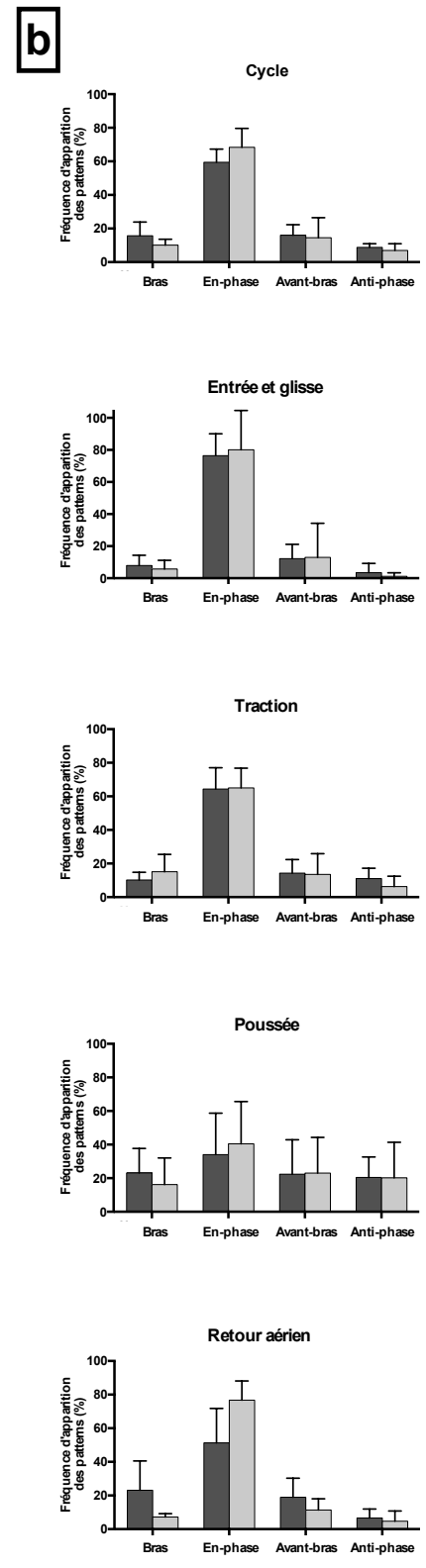
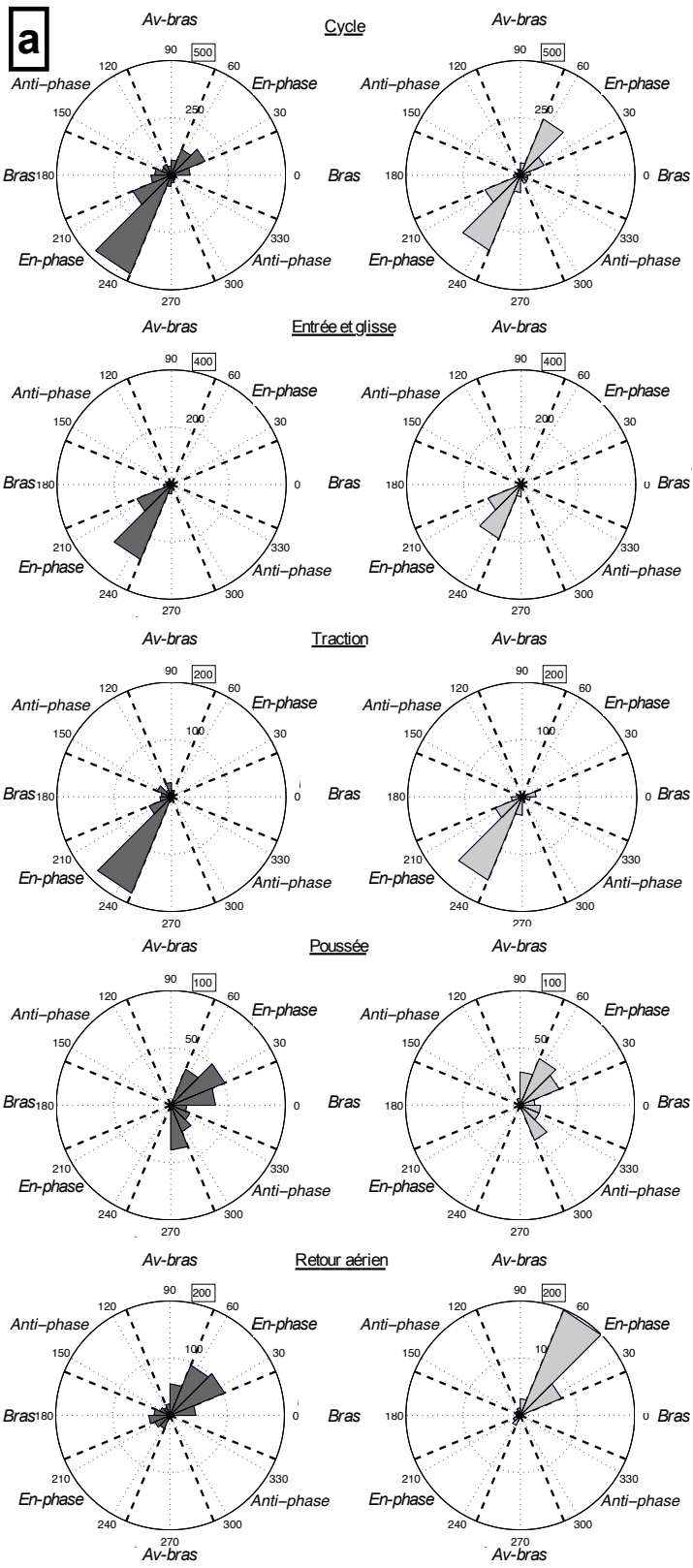
Nageur 7, couplage main/avant-bras



Nageur 7, couplage avant-bras/bras







7. Modélisation des occurrences des quatre patrons de coordination pour chaque phase du cycle

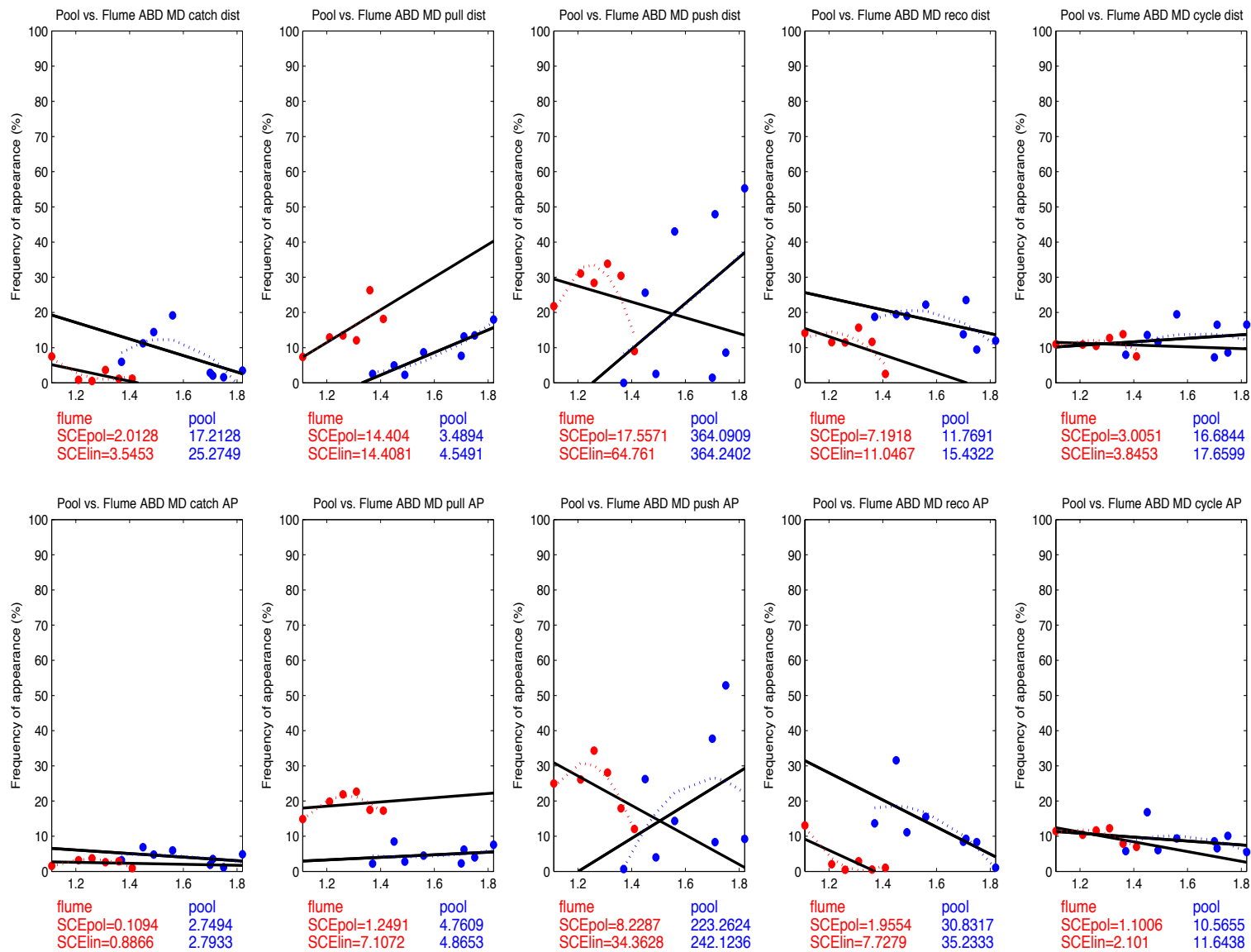
Les résultats des approches mathématiques sur les fréquences d'apparition des quatre patrons de coordination, utilisant des modèles polynômiaux et linéaires sont présentés dans les pages qui suivent. Les figures sont présentées par sujet, à chaque fois dans le même ordre :

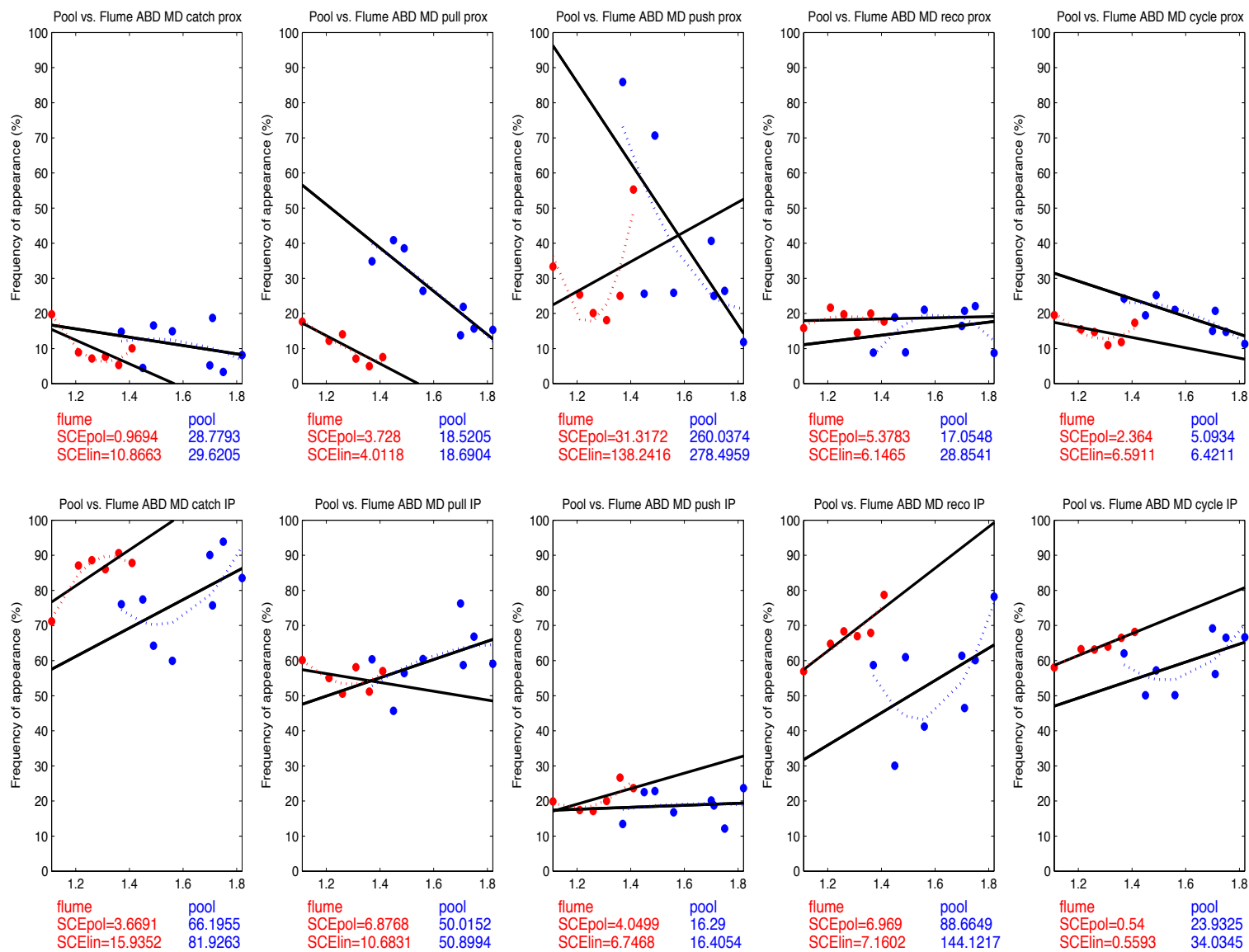
- Figure 1, pour le couplage main/avant-bras, avec sur la première ligne les données issues du mode de coordination distal et sur la seconde les données issues du mode de coordination en anti-phase ;
- Figure 2, pour le couplage main/avant-bras, avec sur la première ligne les données issues du mode de coordination proximal et sur la seconde les données issues du mode de coordination en phase ;
- Figure 3, pour le couplage avant-bras/bras, avec sur la première ligne les données issues du mode de coordination distal et sur la seconde les données issues du mode de coordination en anti-phase ;
- Figure 4, pour le couplage avant-bras/bras, avec sur la première ligne les données issues du mode de coordination proximal et sur la seconde les données issues du mode de coordination en phase.

Les données issues du flume sont représentées en rouge, alors que les données issues de la piscine sont représentées en bleu. Pour chaque environnement, un modèle linéaire (trait continu noir) ou polynômial de second degré (trait pointillé de la couleur de l'environnement auquel ce modèle s'applique) est testé. Chaque colonne représente les valeurs sur l'une des quatre phases du cycle, la dernière colonne résumant ces résultats à l'échelle du cycle de nage. En dessous de chaque graphique se trouvent les valeurs de la Somme des Carrés des Écarts (en pourcentage), avec sur la première ligne les résultats pour le modèle polynômial et sur la seconde les résultats pour le modèle linéaire.

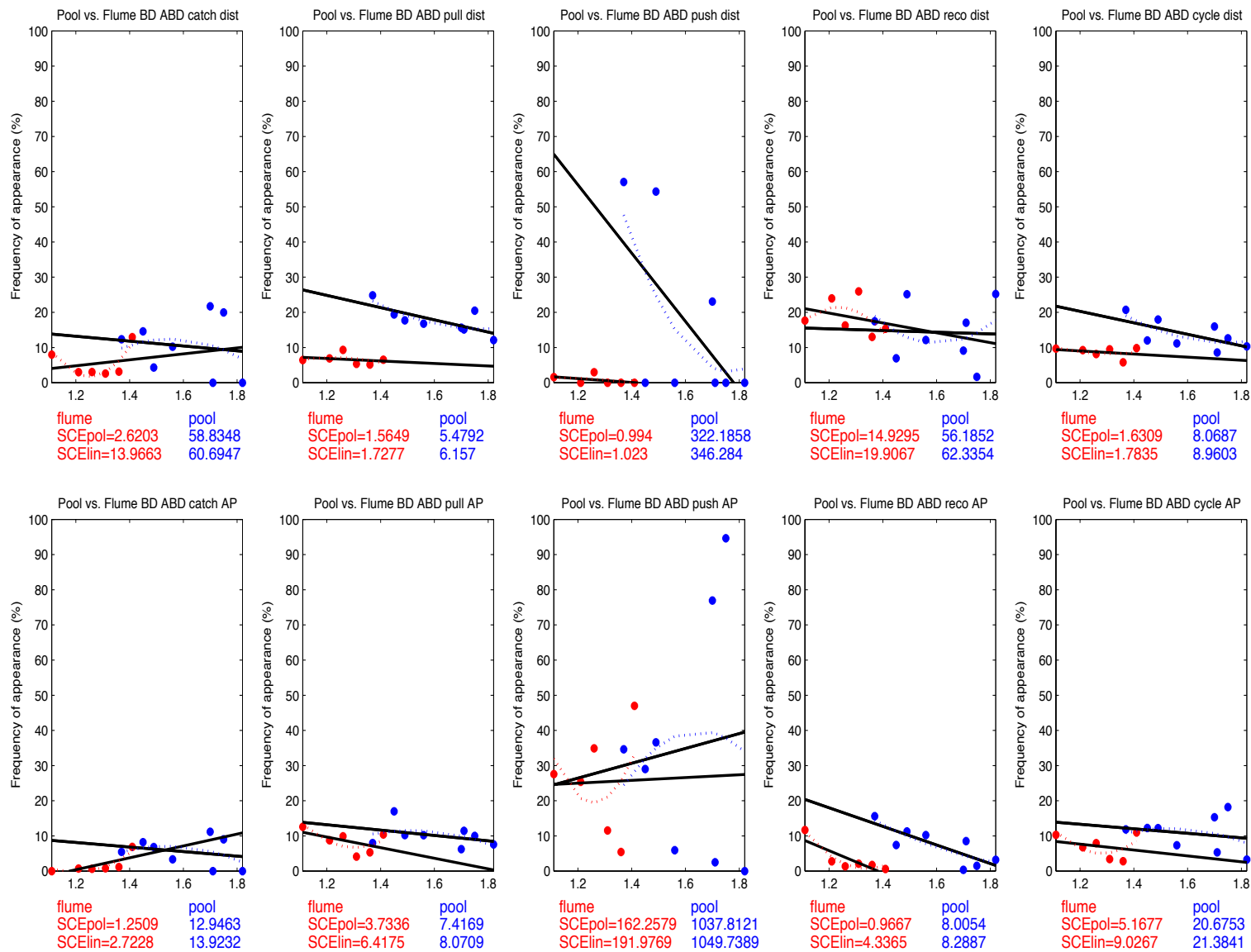
Note : le nageur 8 n'a aucune donnée de coordination, en lien avec un capteur défectueux positionné sur la main droite. Pour ce nageur, la figure 1 correspond donc au couplage avant-bras/bras pour les modes de coordination distal et en anti-phase, et la figure 2, toujours sur ce même couplage, correspond aux modes de coordination proximal et en phase.

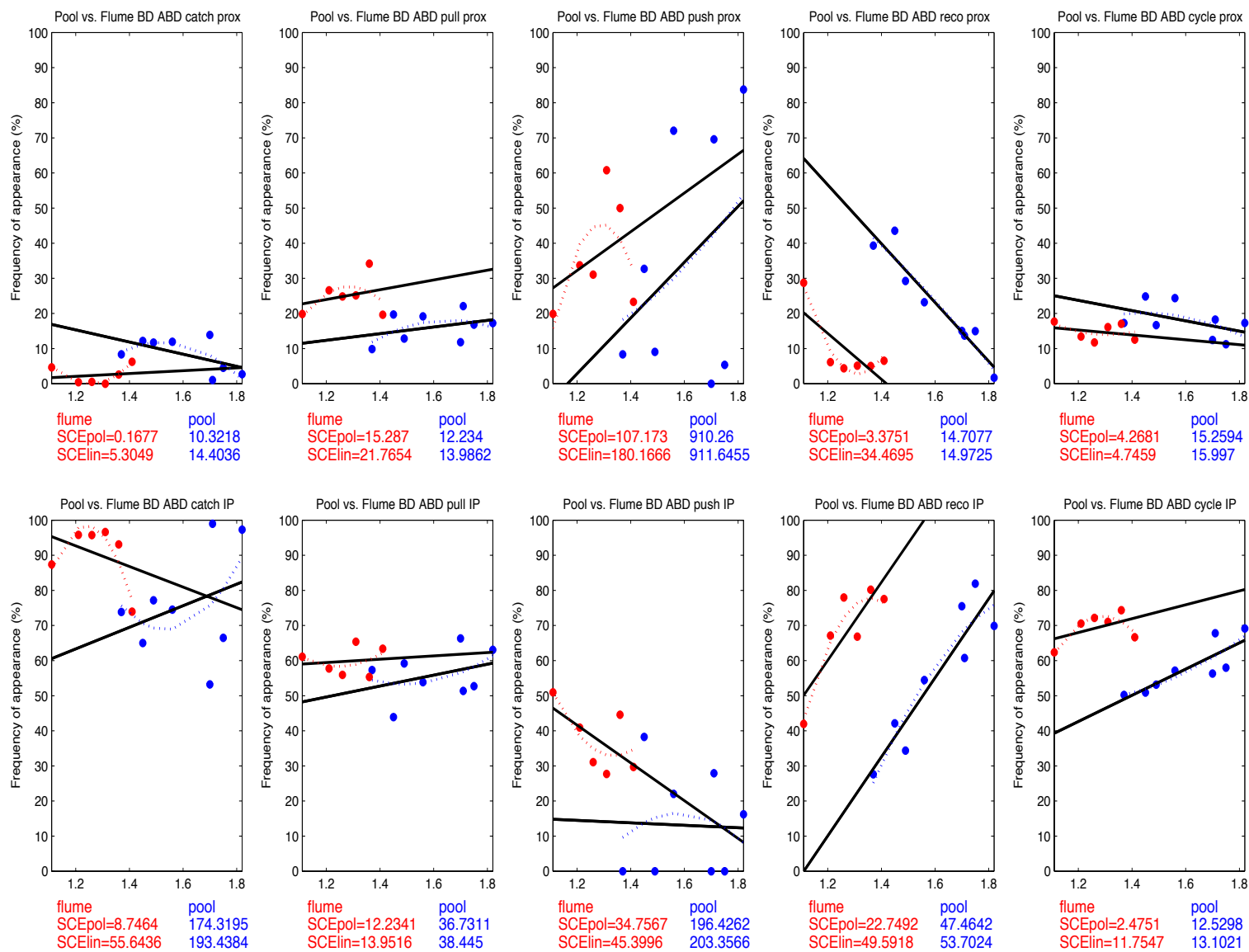
Annexes supplémentaires



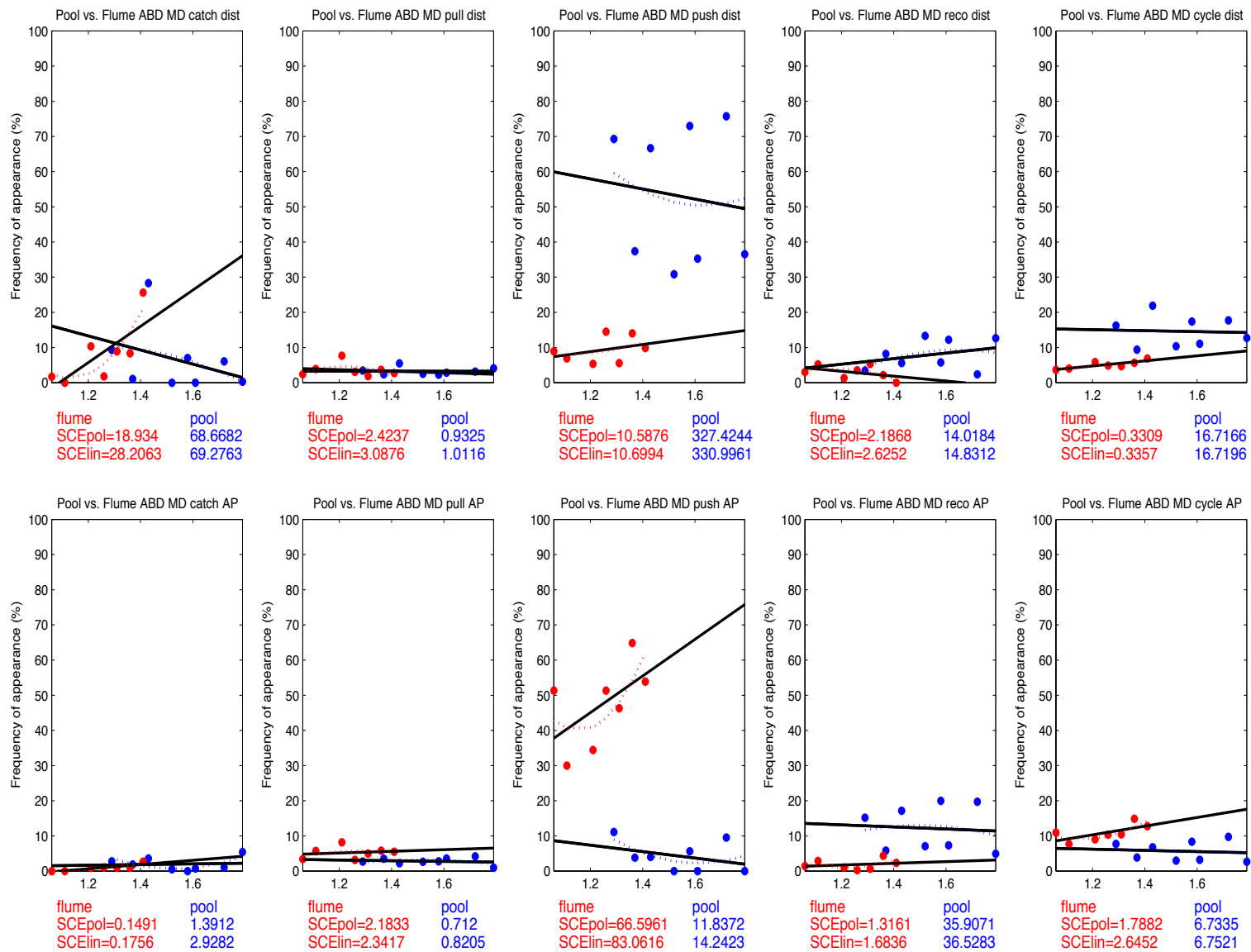


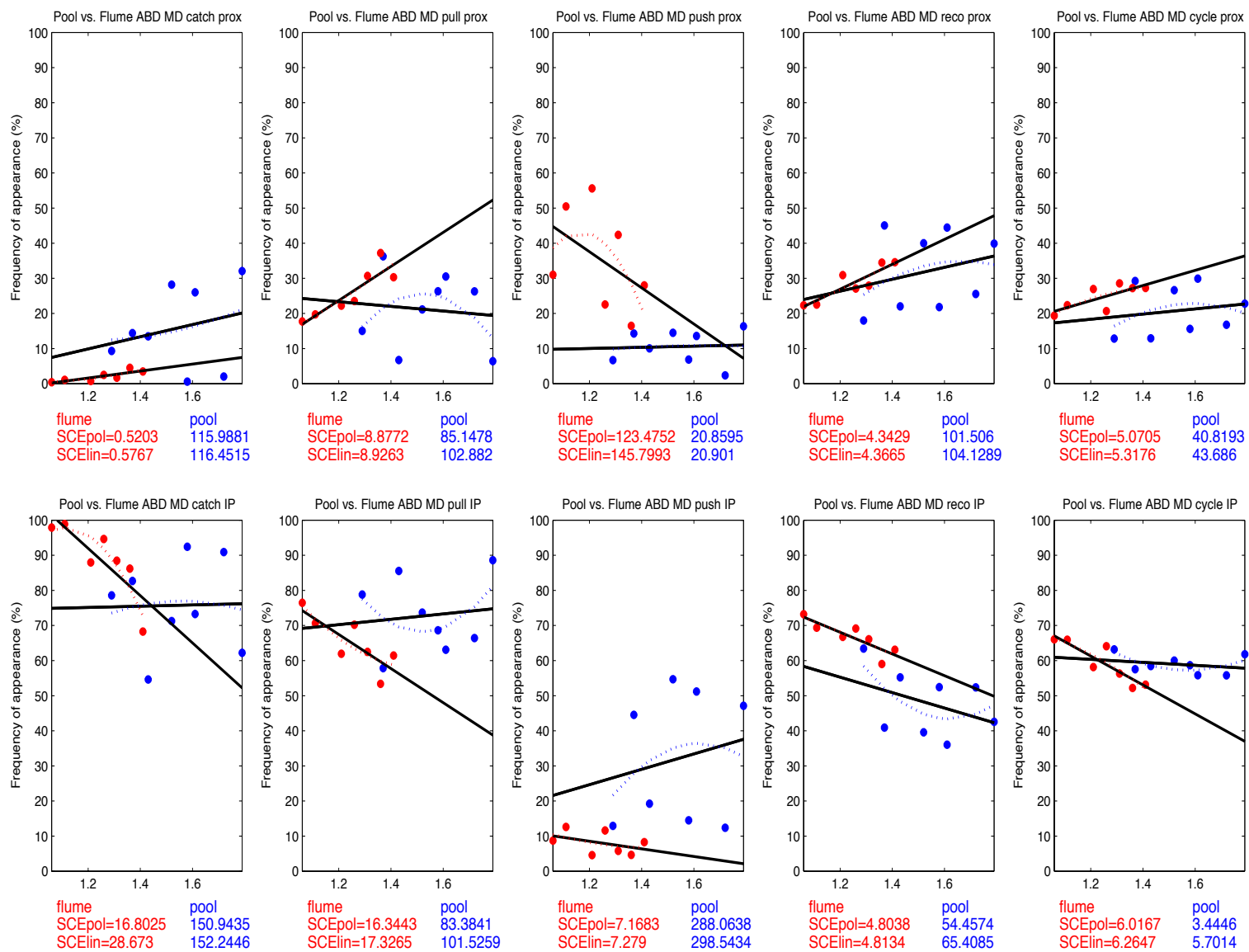
Annexes supplémentaires



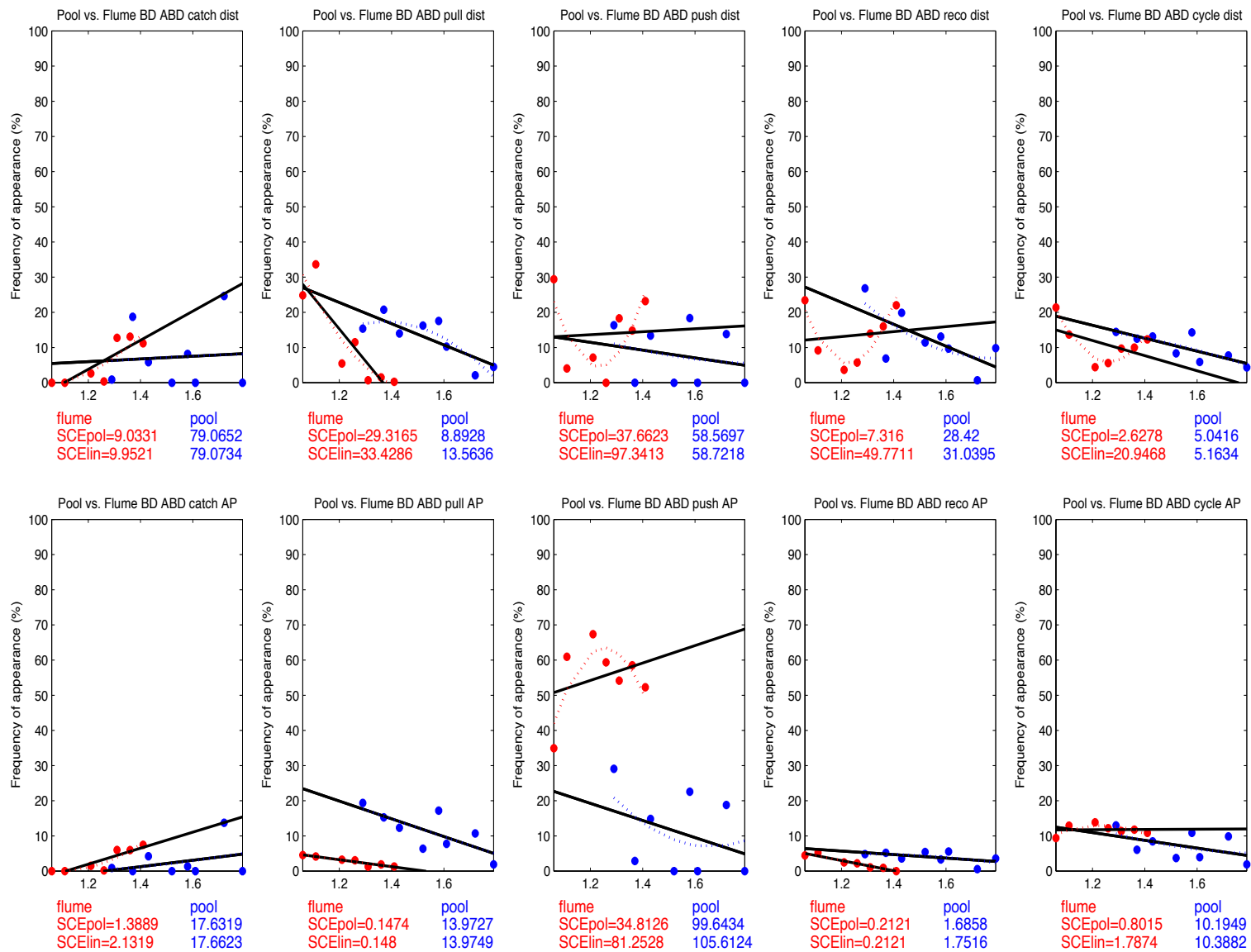


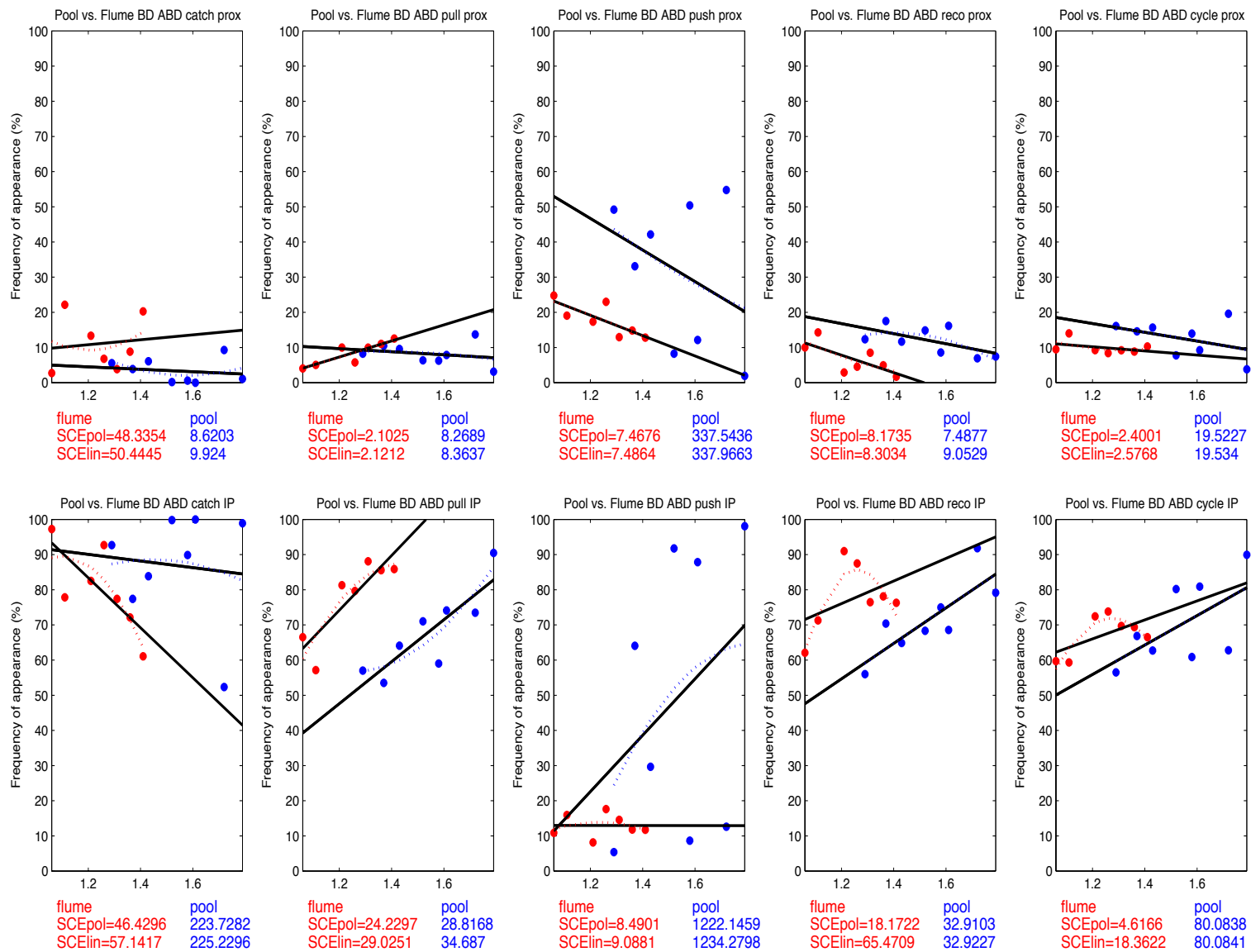
Annexes supplémentaires



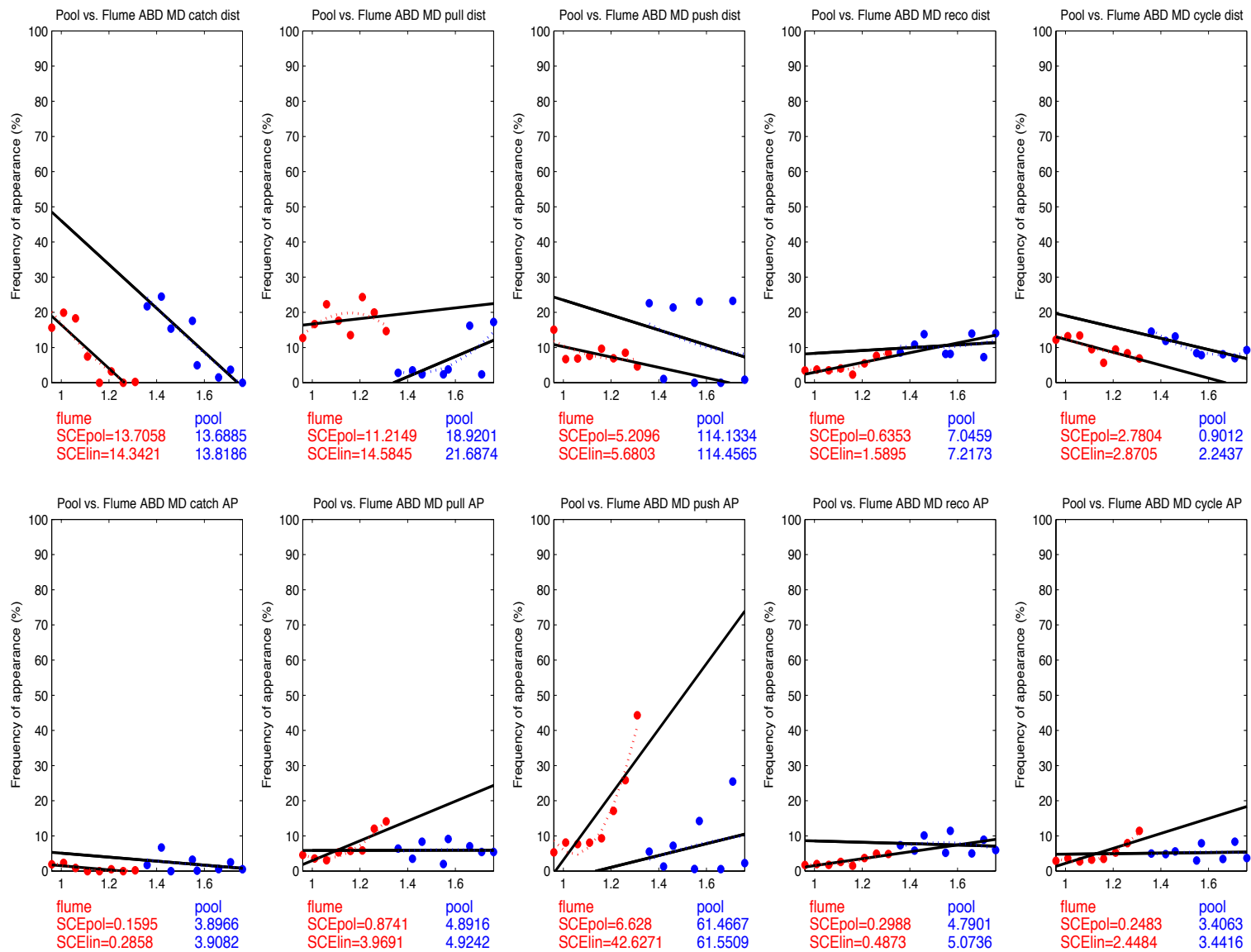


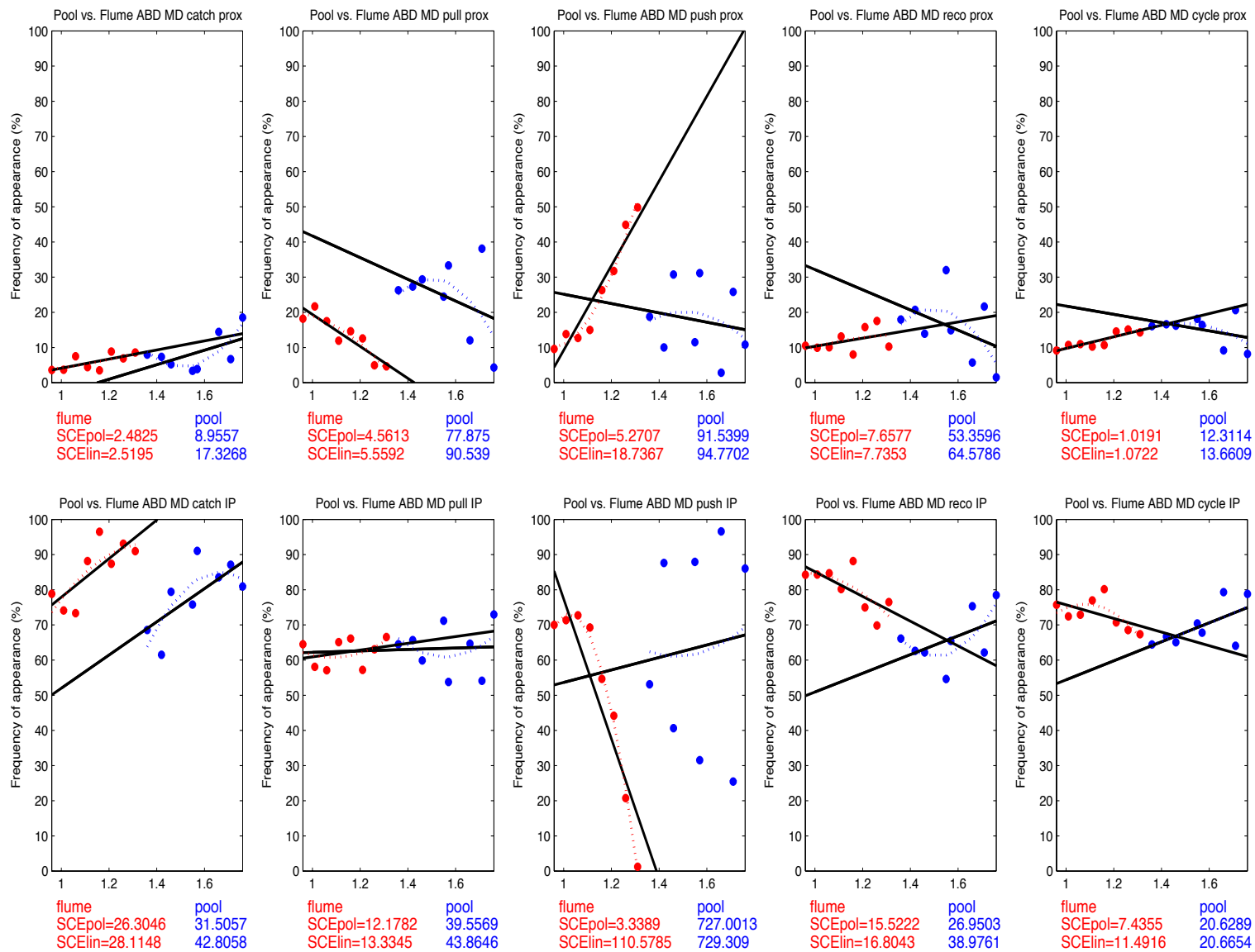
Annexes supplémentaires



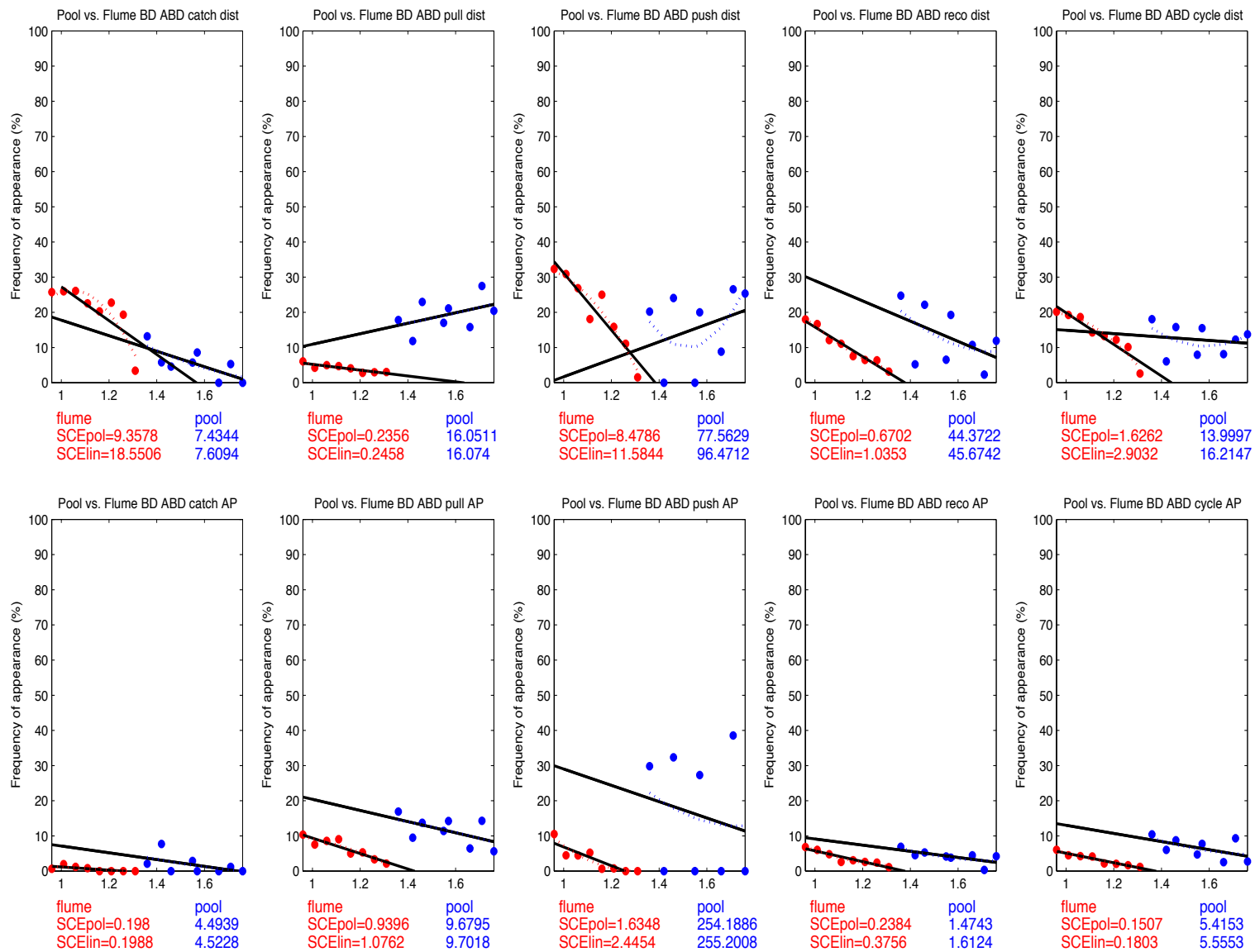


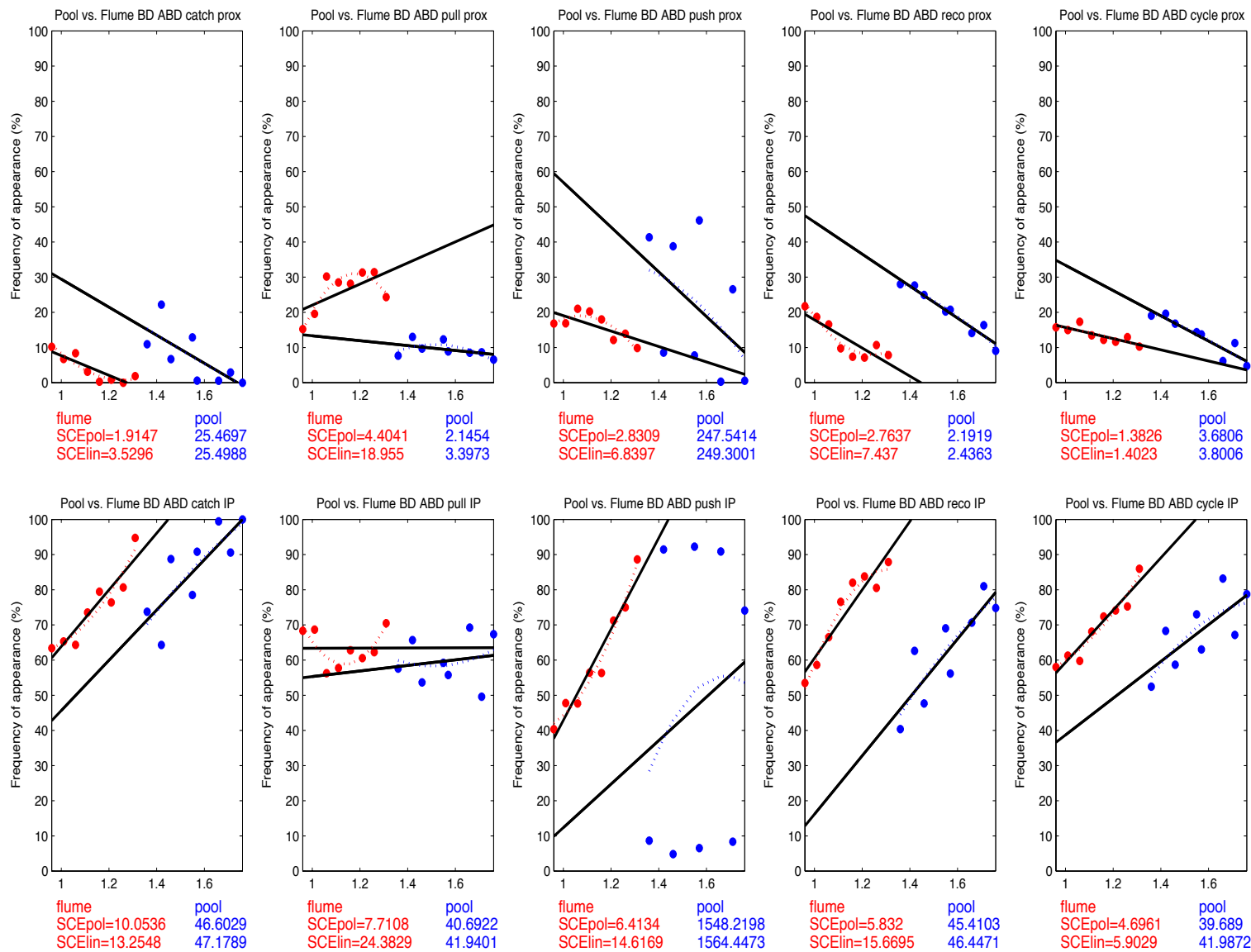
Annexes supplémentaires



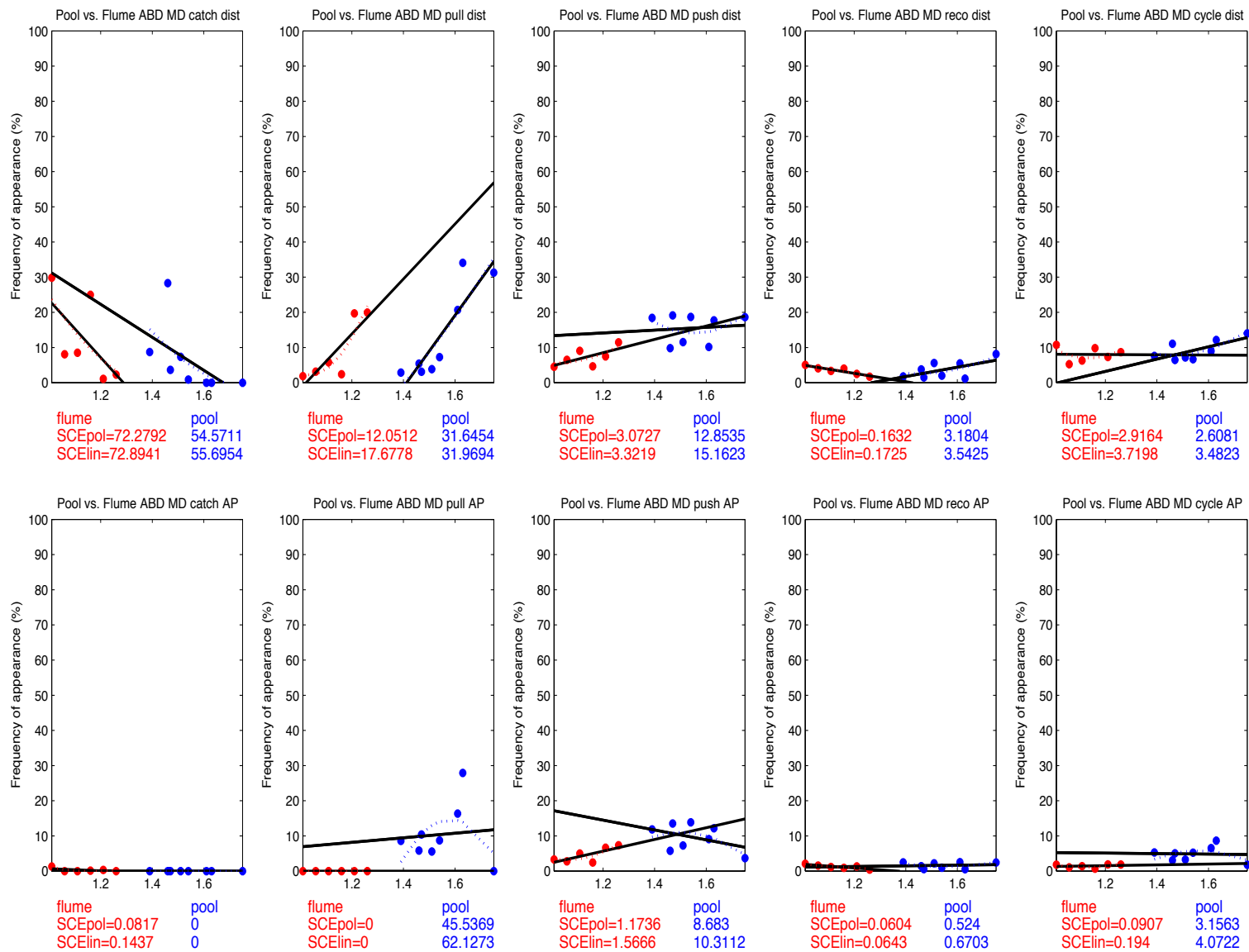


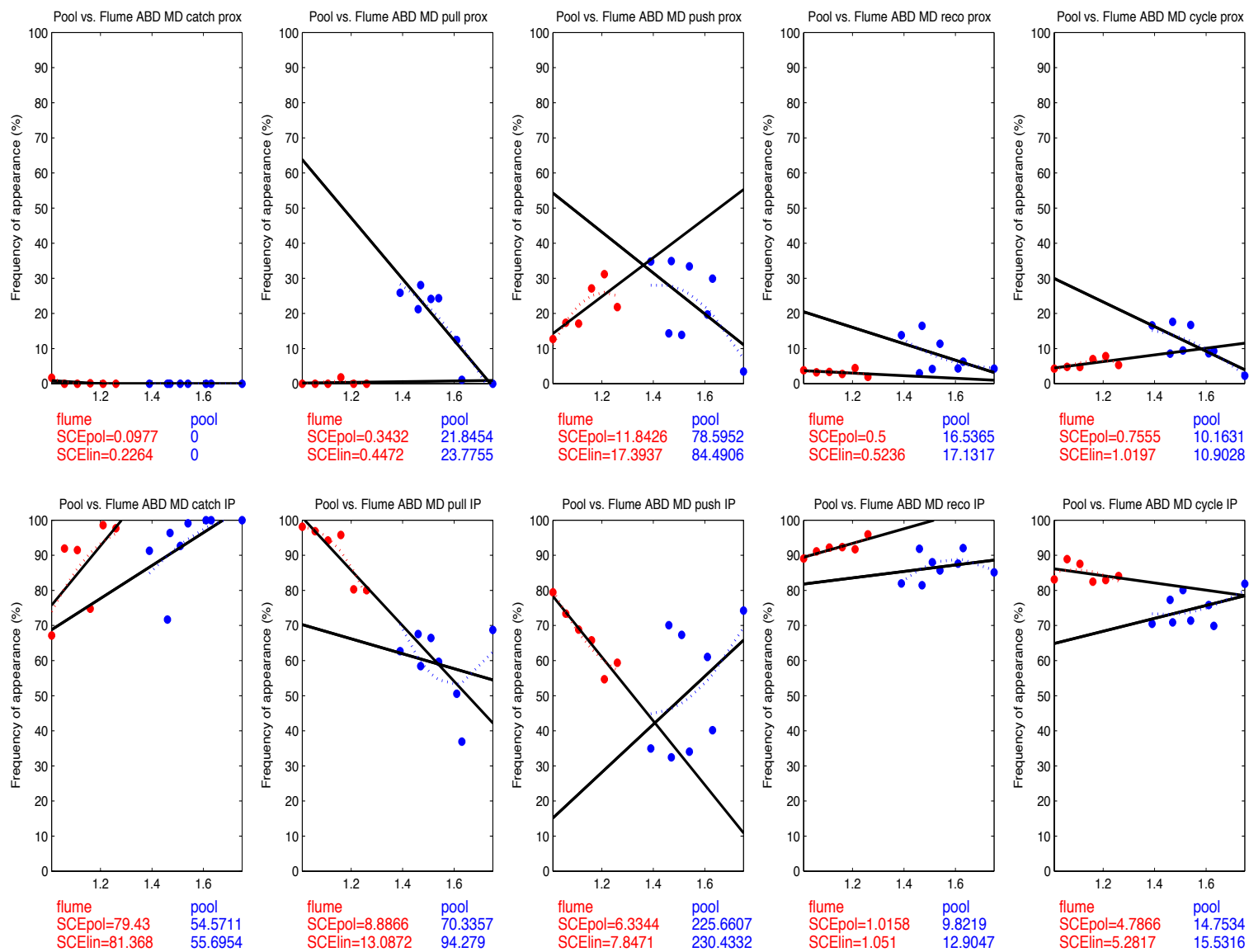
Annexes supplémentaires



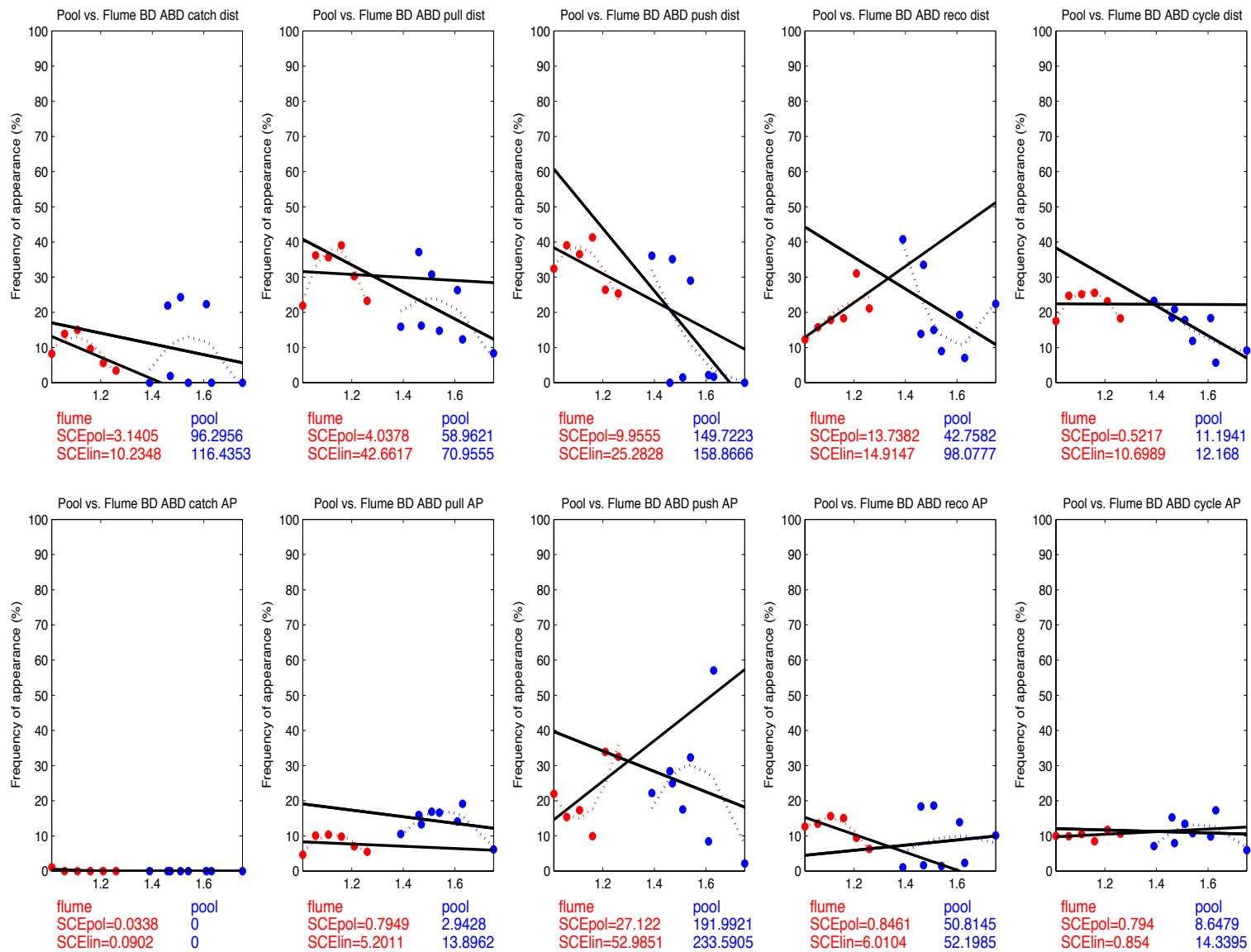


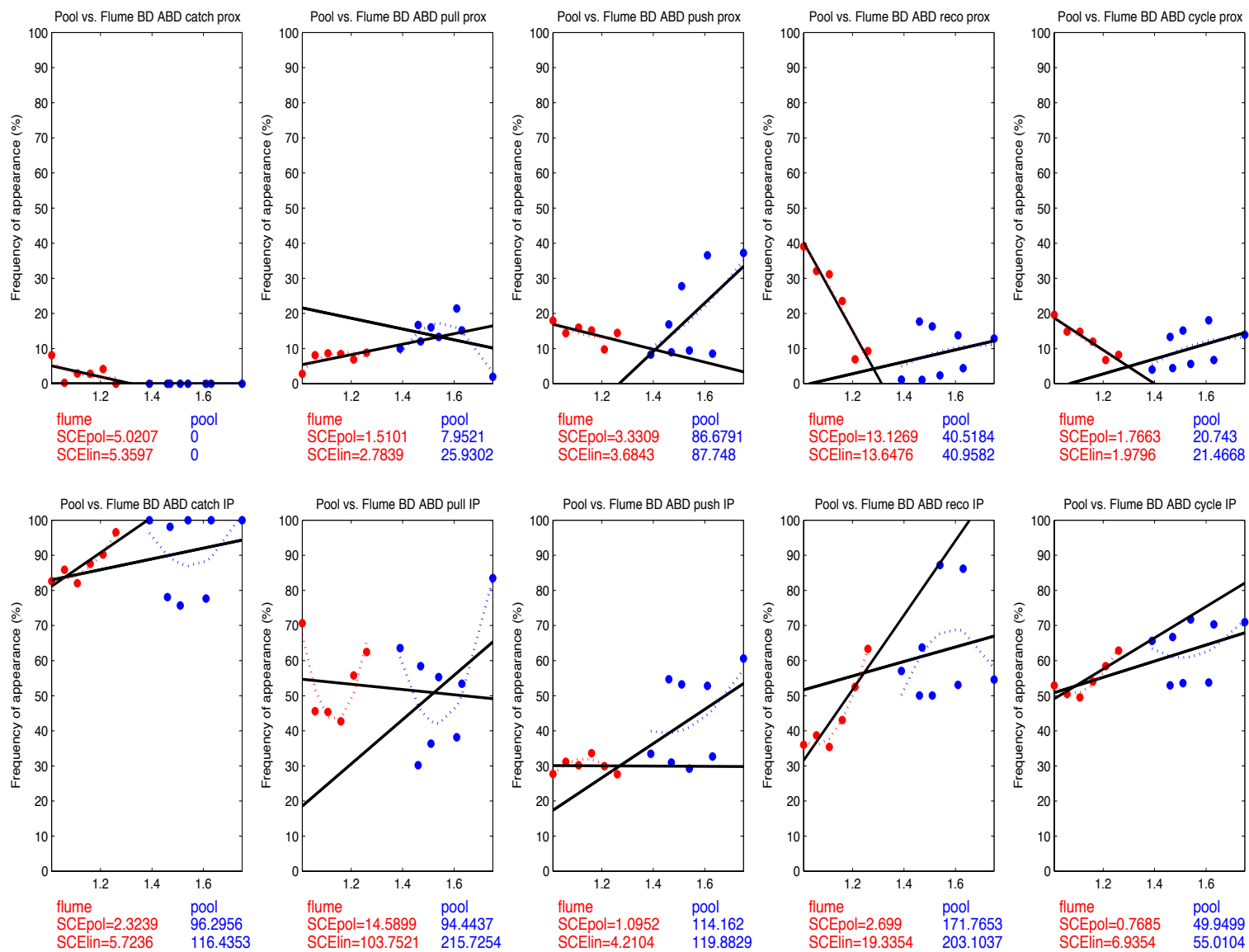
Annexes supplémentaires



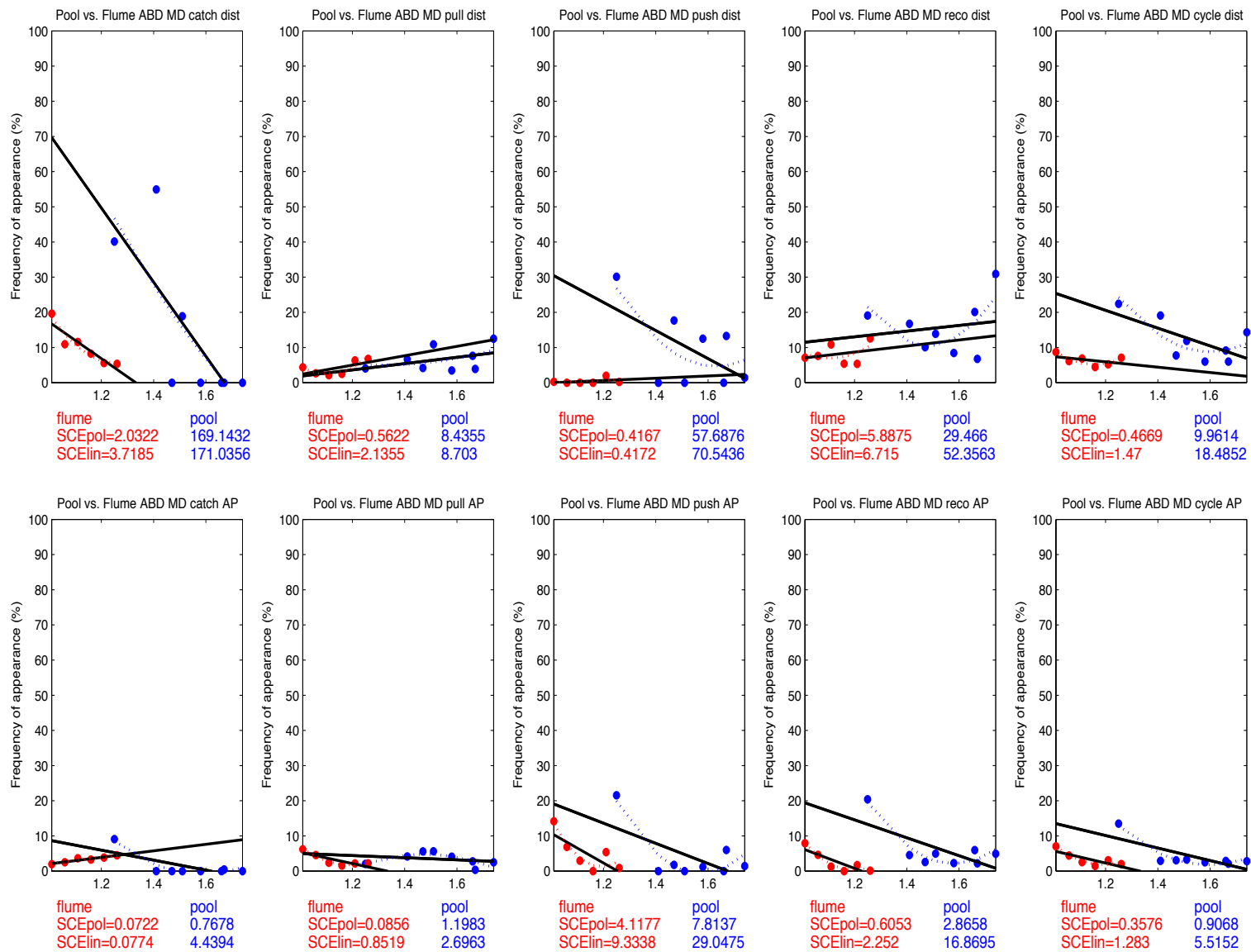


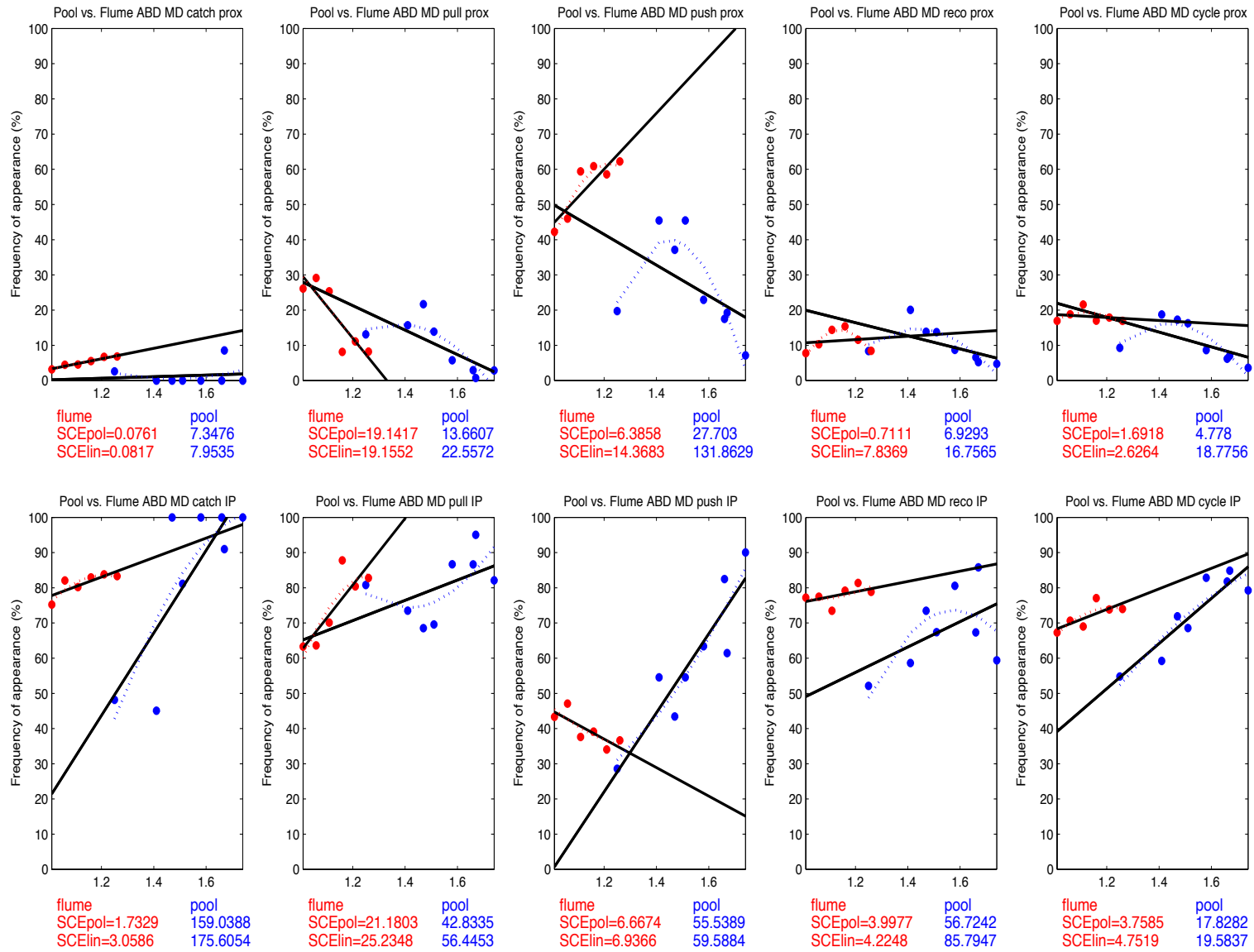
Annexes supplémentaires



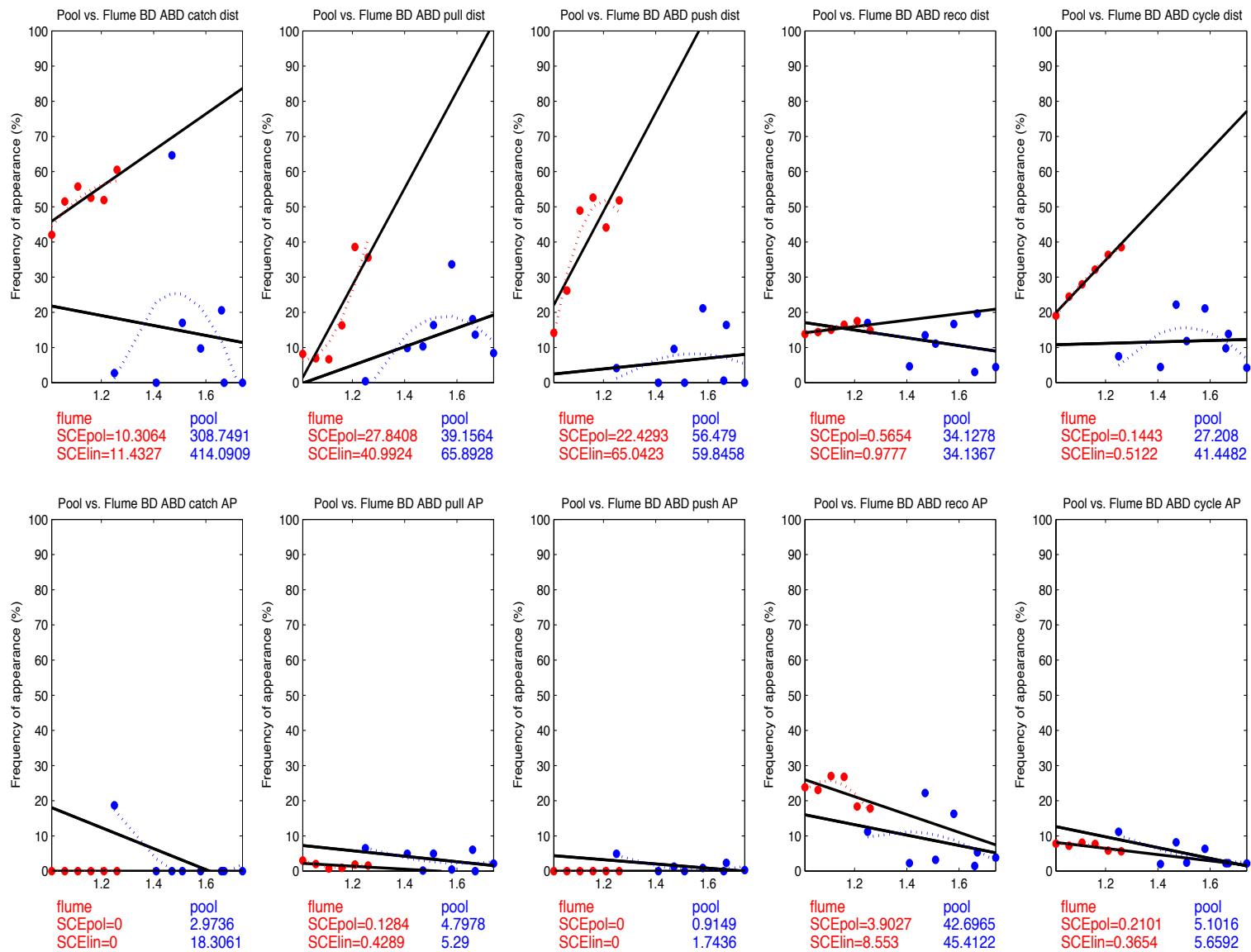


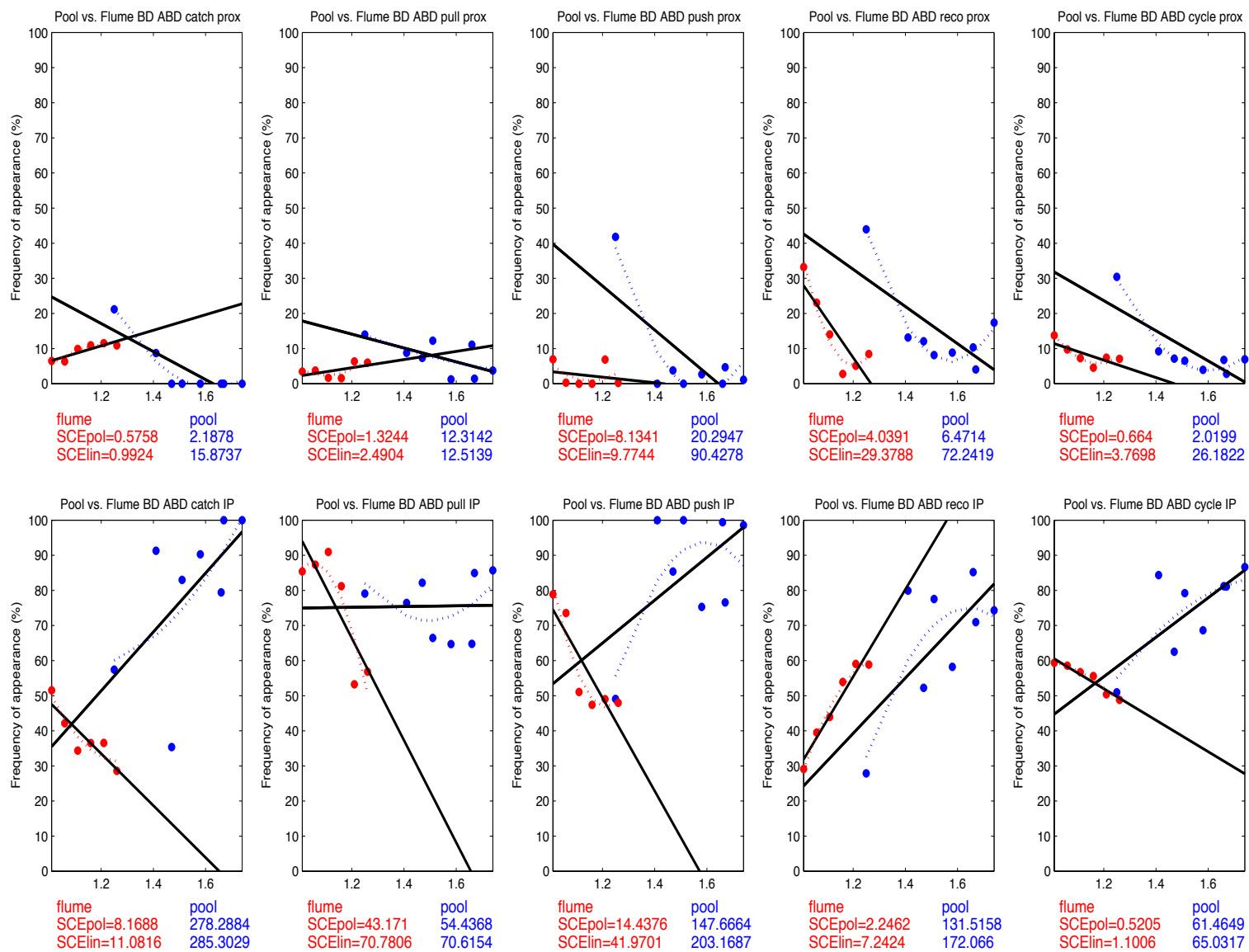
Annexes supplémentaires



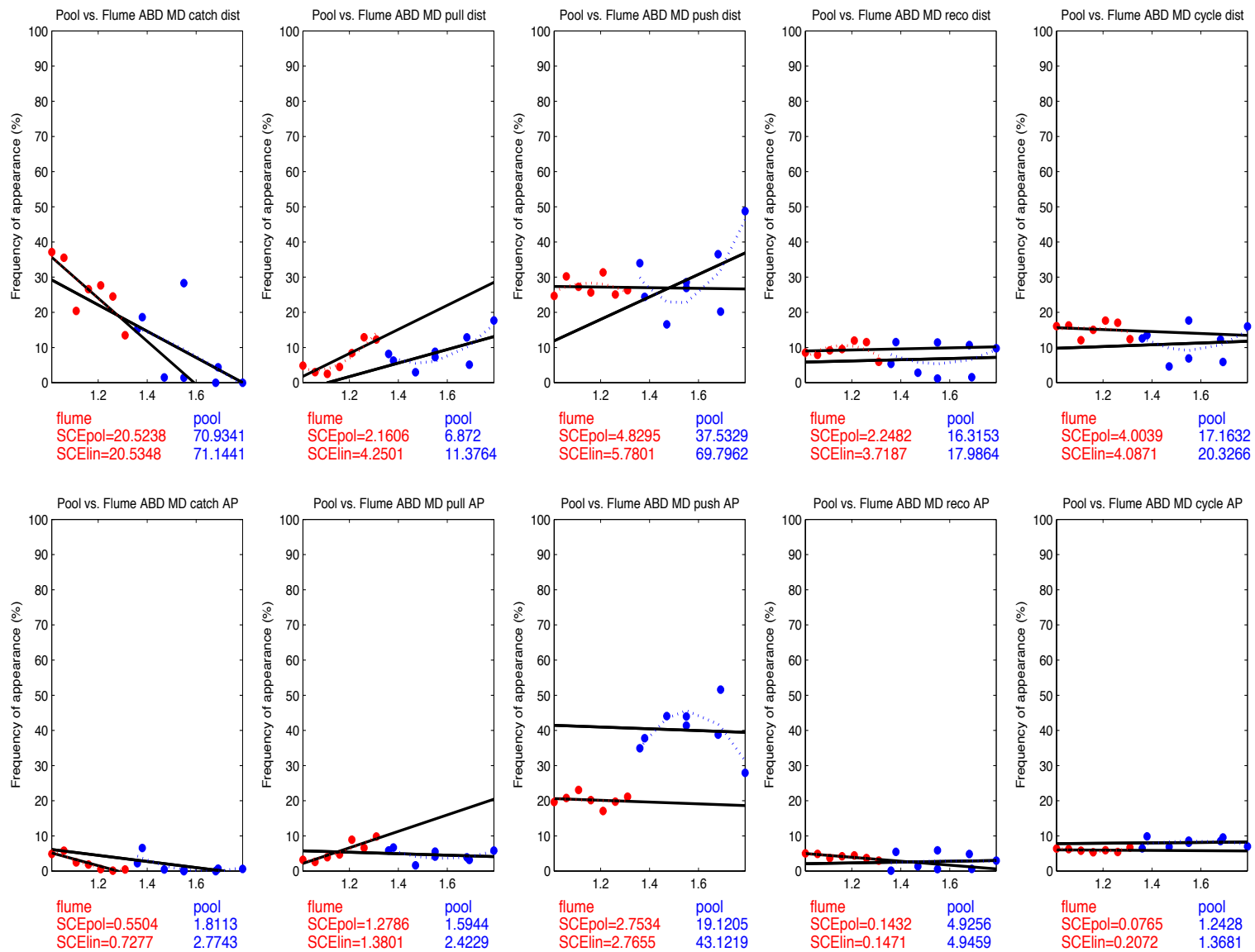


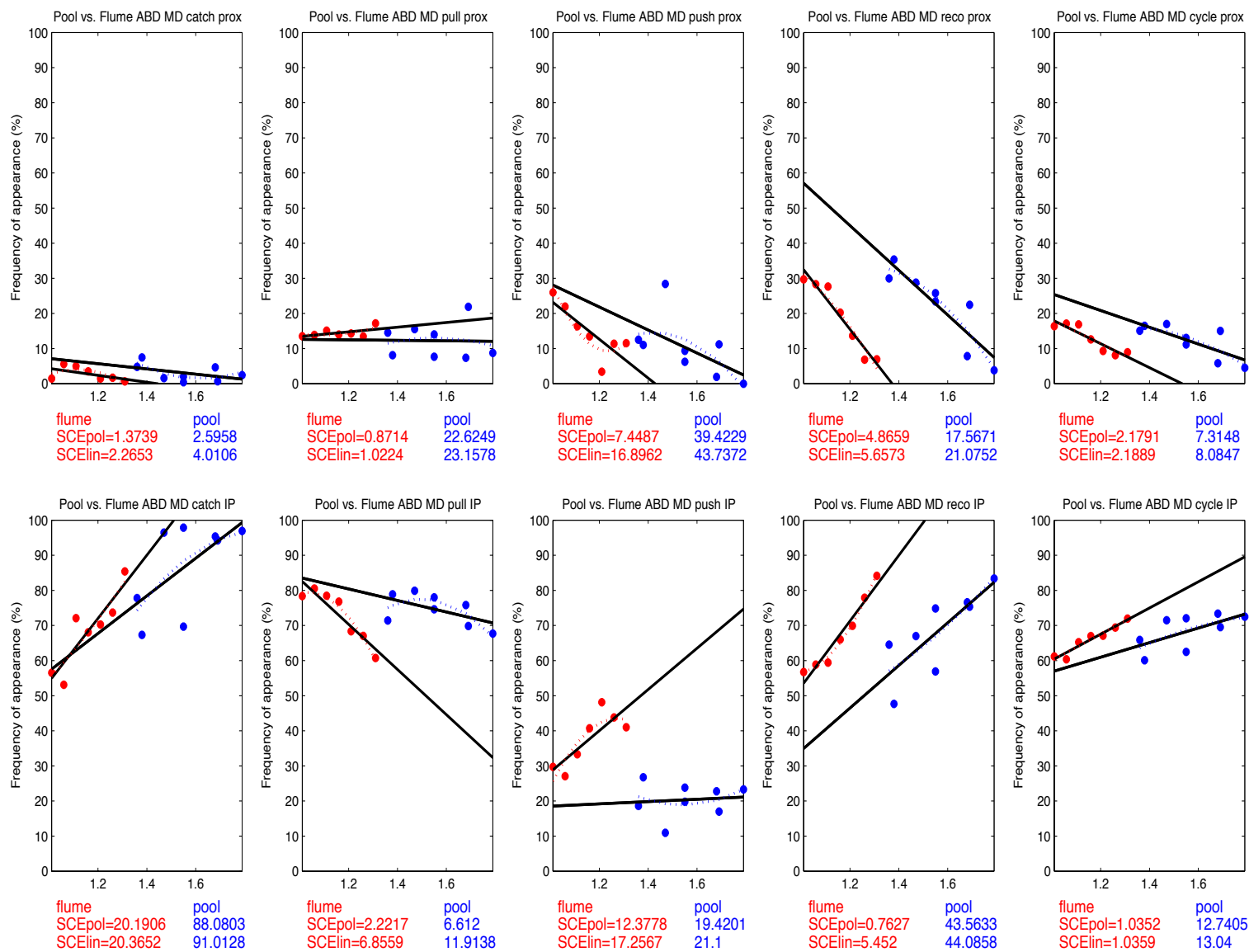
Annexes supplémentaires



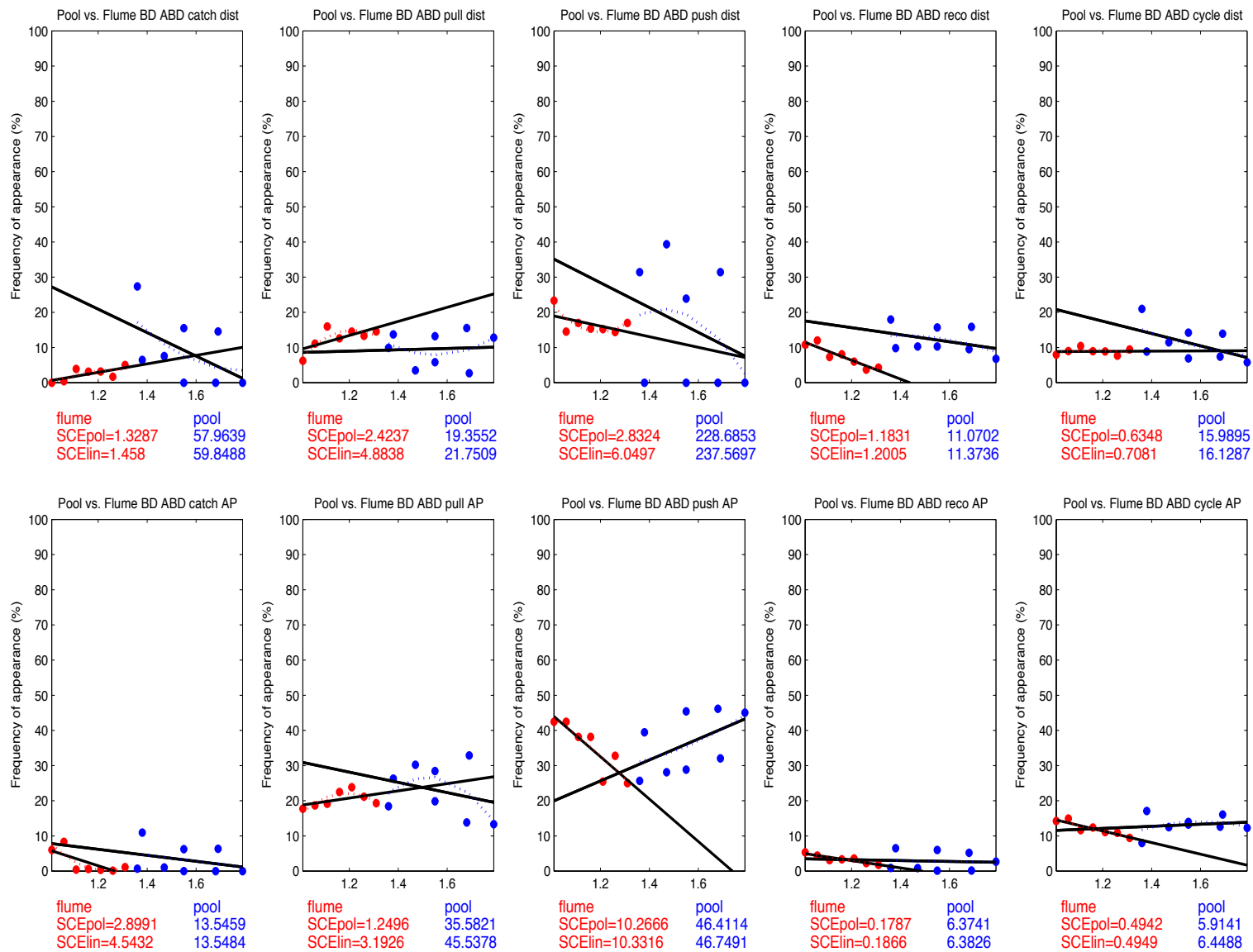


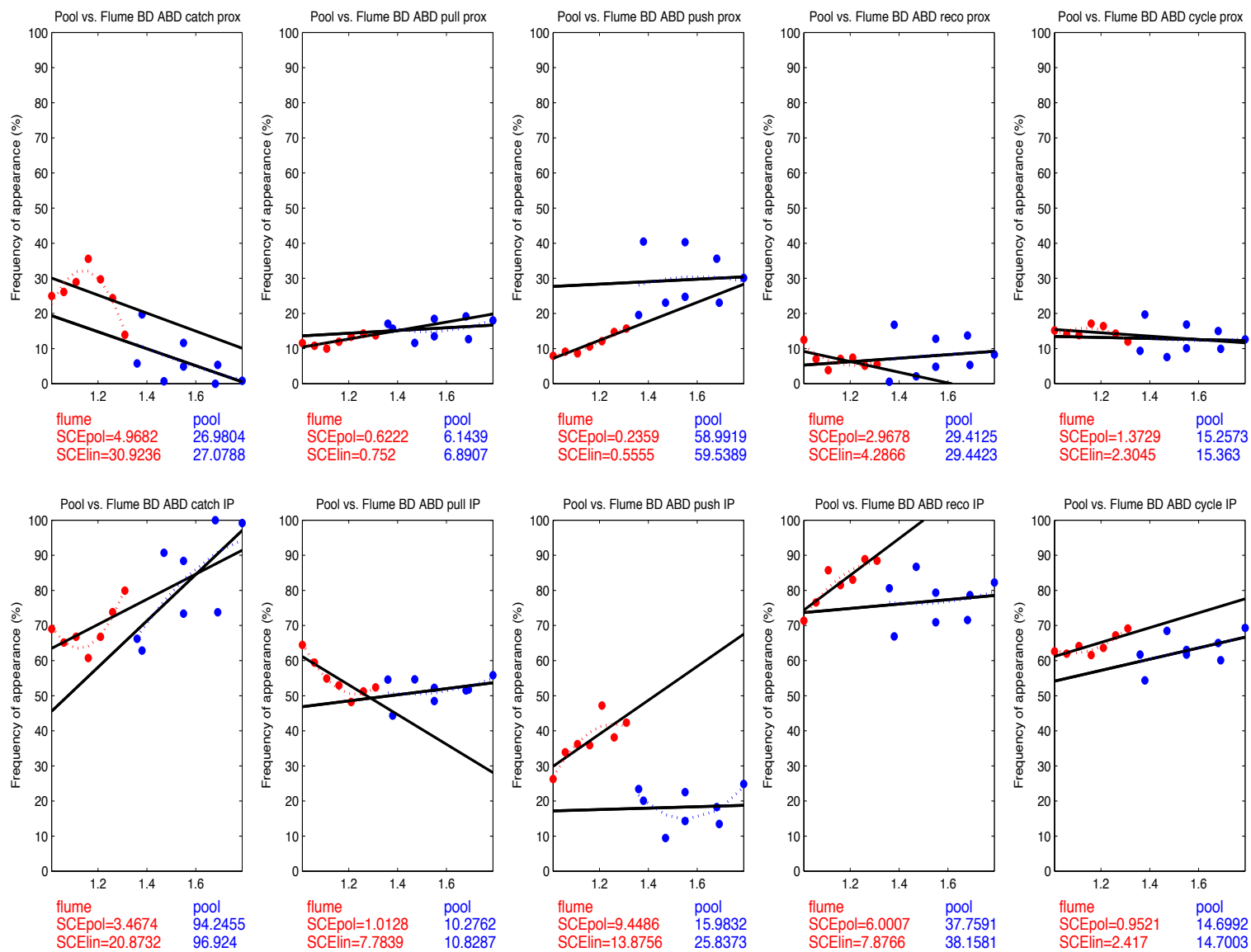
Annexes supplémentaires



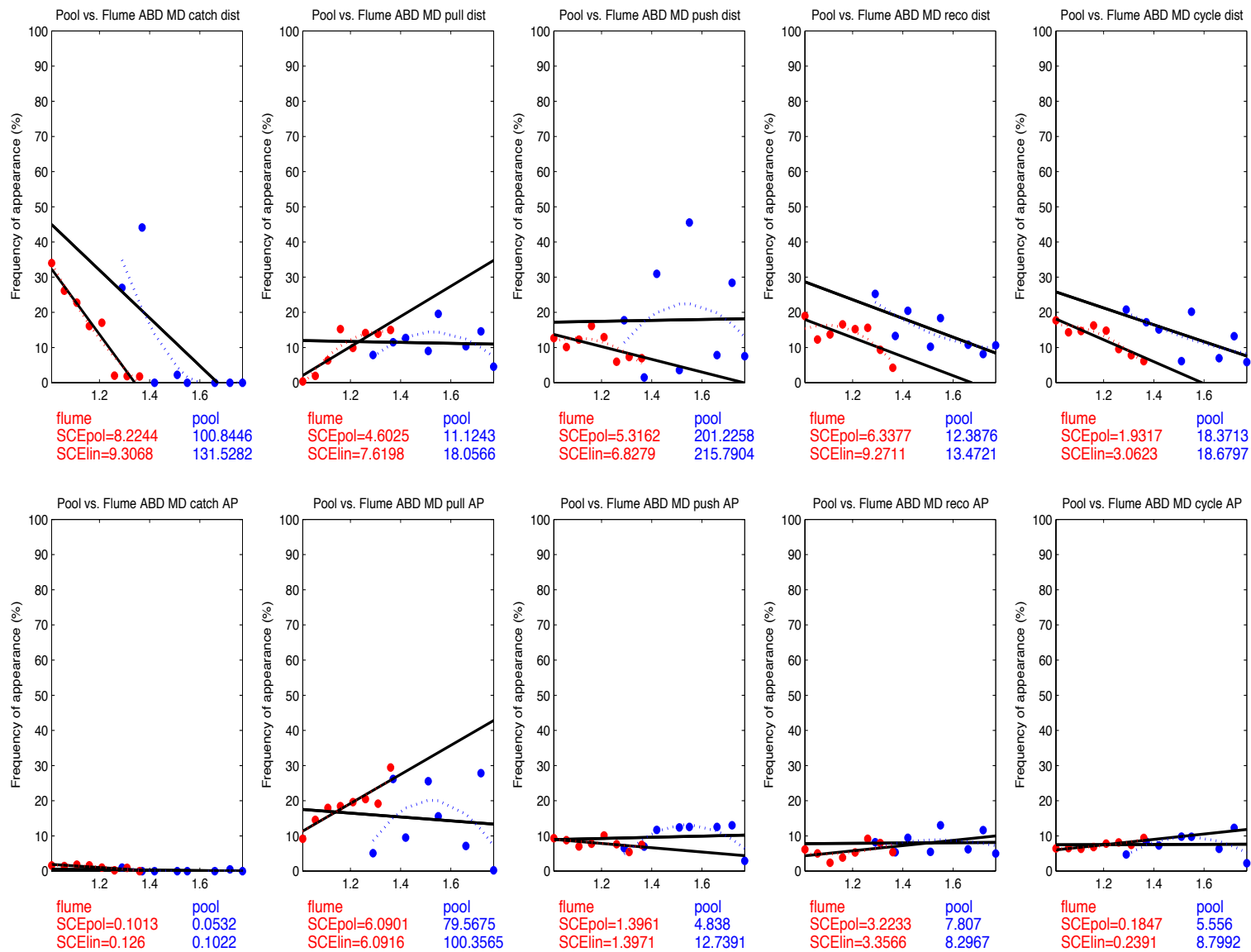


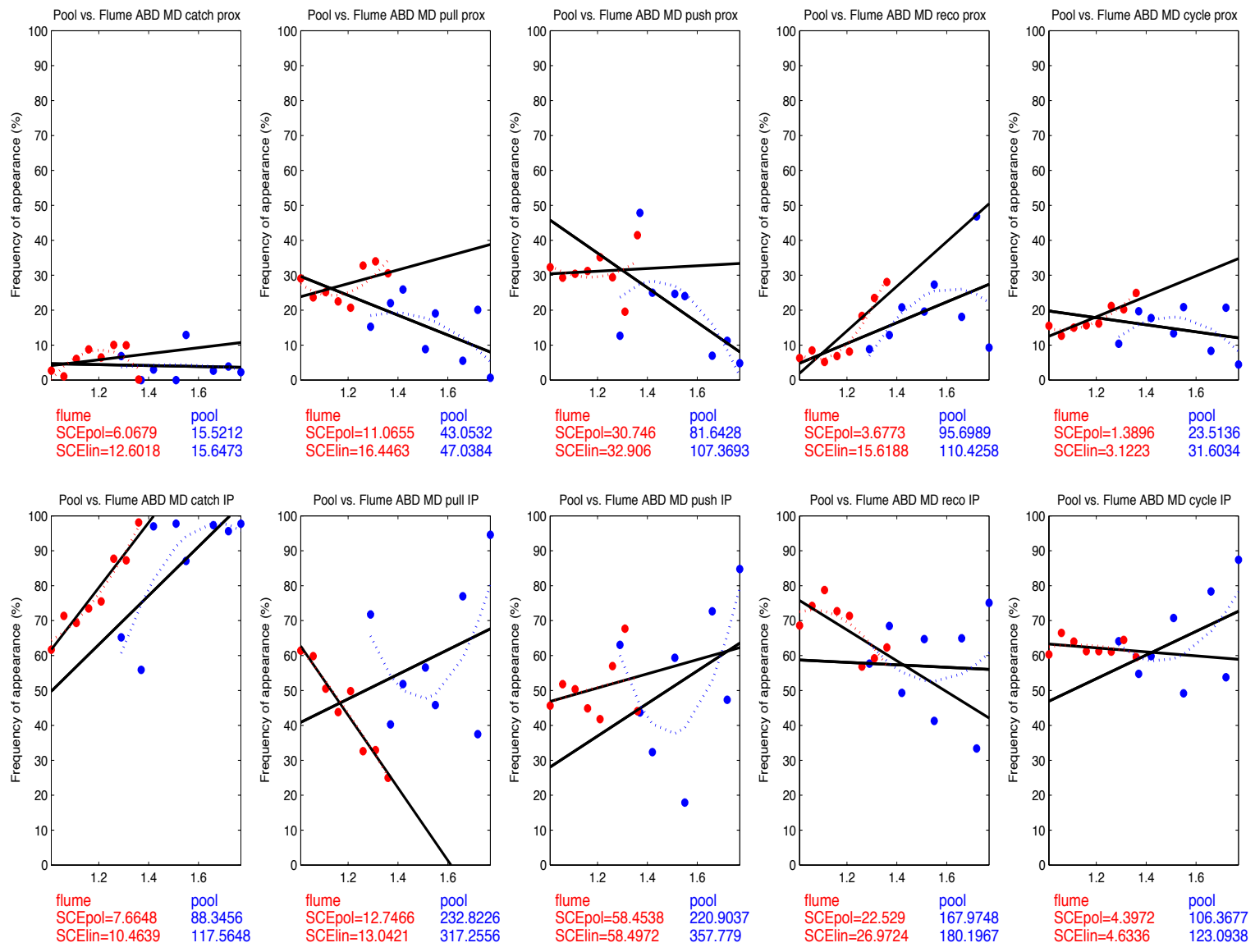
Annexes supplémentaires



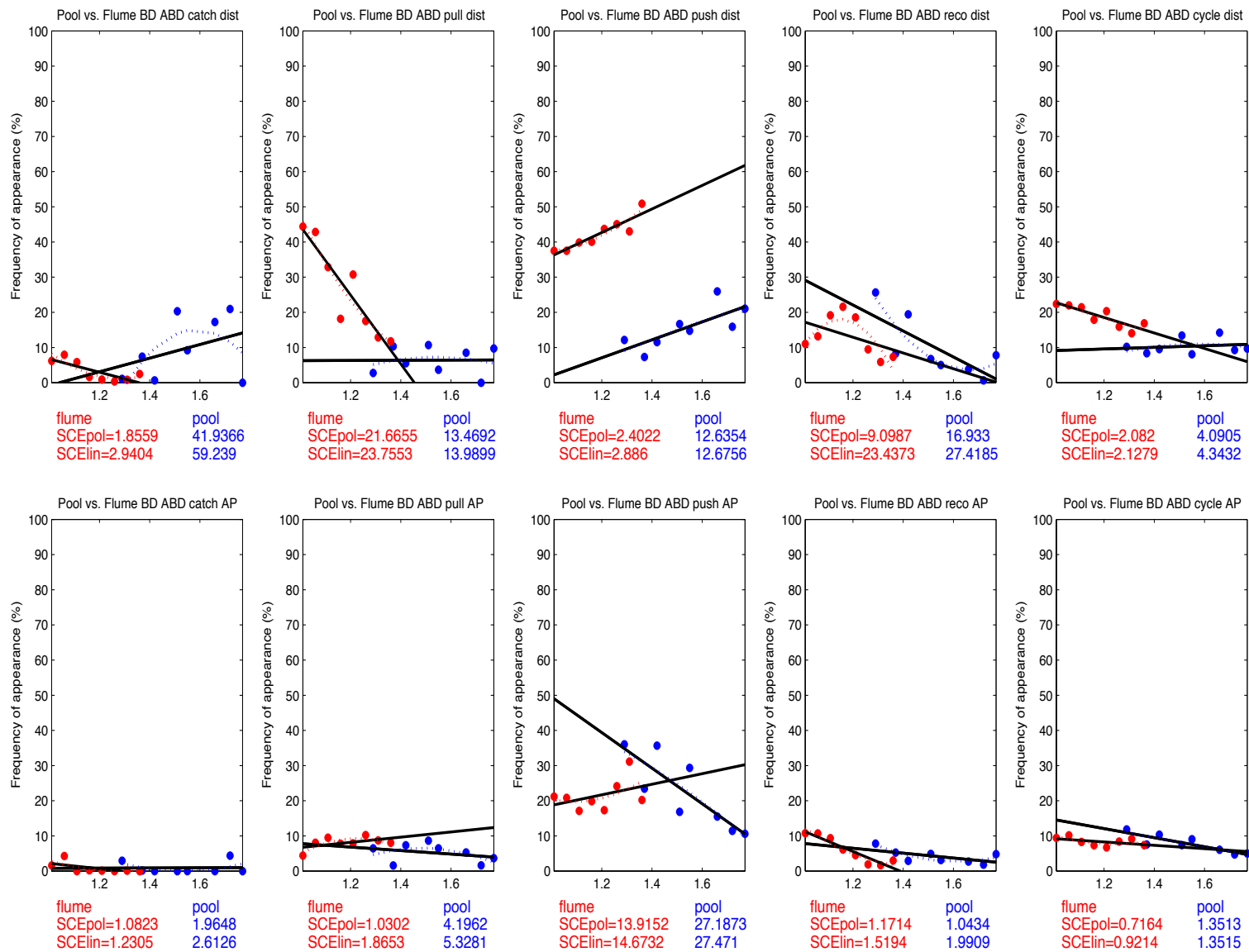


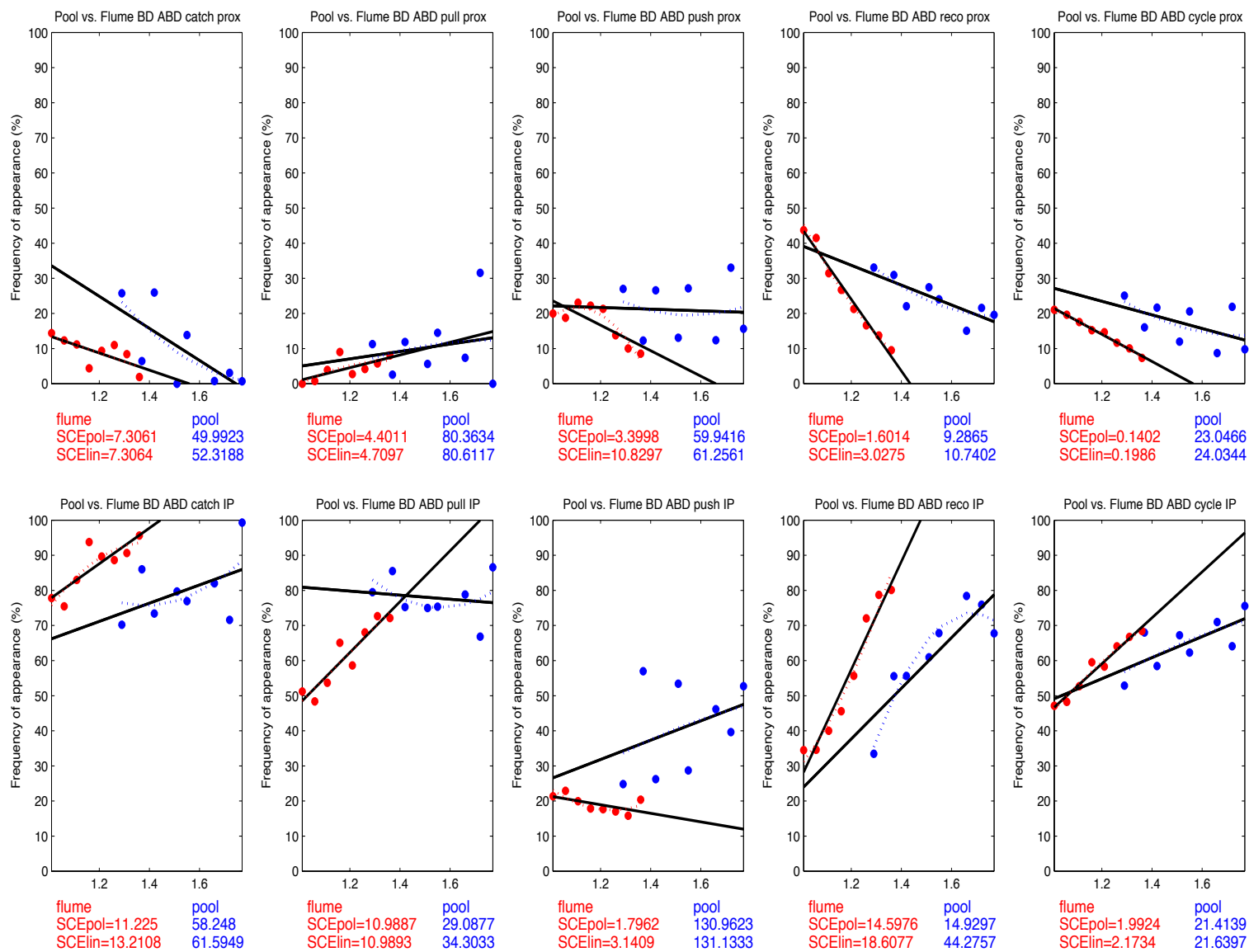
Annexes supplémentaires



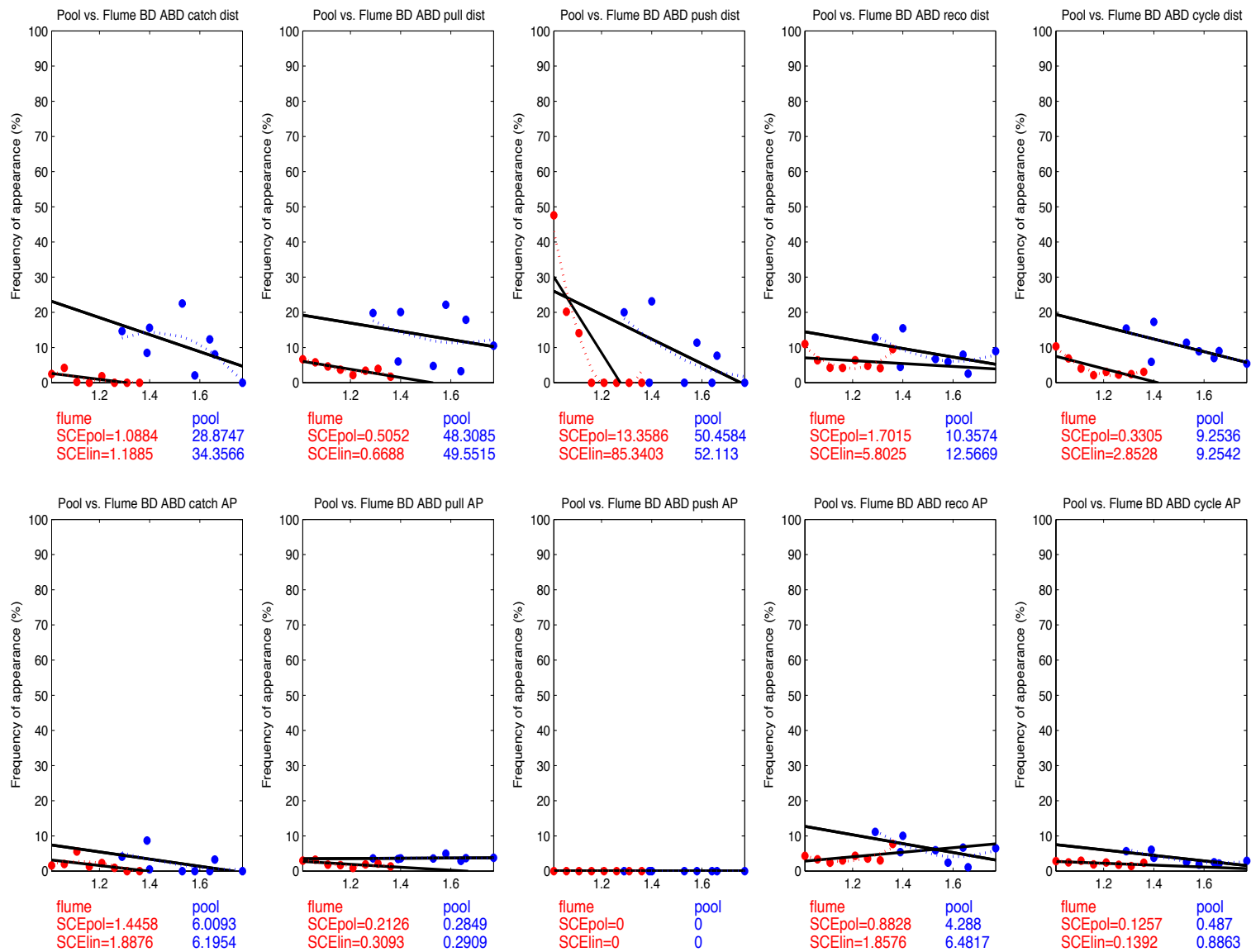


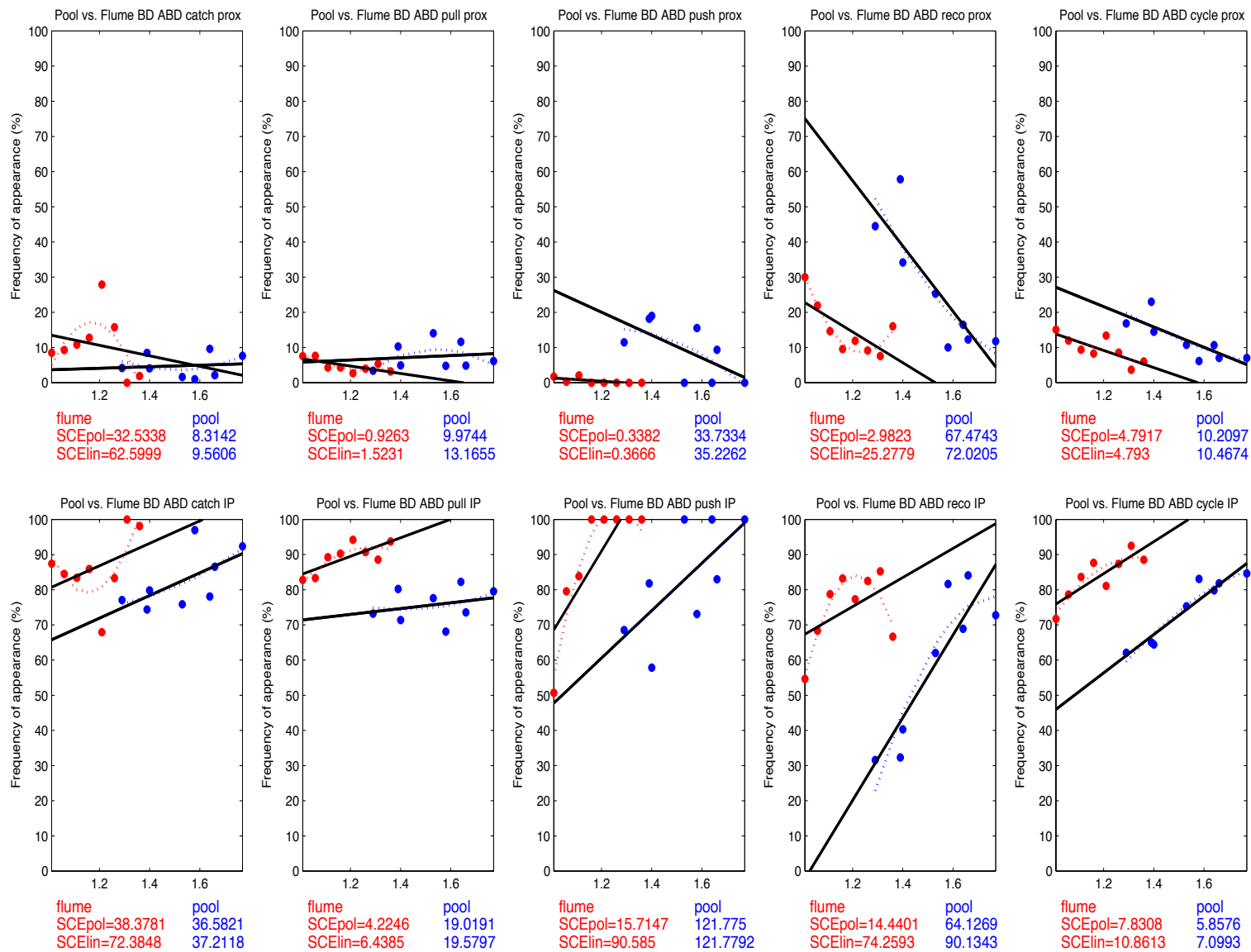
Annexes supplémentaires





Annexes supplémentaires





8. Modélisations des valeurs de SR et IdC en fonction de la vitesse

Un important travail de modélisation des données expérimentales a été effectué pour la seconde étude de ce doctorat. Les données ne révélant pas d'adaptations majeures de la part des nageurs testés, nous avons fait le choix de présenter les résultats en annexe de ce document. Trois configurations ont été testées :

- la première correspond à la modélisation des données de fréquence de cycle en fonction de l'élévation de la vitesse de nage dans les deux environnements (modélisations linéaire, polynômiale, par morceaux et segmentée) ;
- la seconde correspond à la modélisation des données d'IdC en fonction de l'élévation de la vitesse de nage dans les deux environnements de nage ;
- la troisième (inédite par rapport aux modélisations réalisées dans le Chapitre 7) correspond à la modélisation des données d'IdC en fonction de la fréquence de cycle dans les deux environnements de nage.

L'utilisation des modèles par morceaux et segmentés avait été motivée par les travaux de Seifert, Chollet, & Rouard (2007) qui démontraient un changement de pente dans les régressions linéaires utilisées pour caractériser l'élévation des valeurs d'IdC en fonction de (i) la vitesse de nage et (ii) la fréquence de cycle. En effet, ils observaient clairement le passage d'une pente plus douce à une pente plus élevée dans les modèles utilisés aux environs de l'allure du 200 m. Les équations de ces modèles par morceaux et segmentés sont obtenues à l'aide des logiciels Matlab, version R2014a (The MathWorks, Inc. Natick, MA, USA) et R (The Cran Project, version 3.4.1), dont le solveur vient minimiser par itérations successives le carré des résidus séparant le modèle des données expérimentales. Cette méthode de résolution permet de déterminer un point de rupture optimal pour satisfaire cette condition imposée au solveur (pour diminuer le temps de calcul, des plages de vitesse ou de fréquence sont préalablement renseignées pour faciliter le solveur à converger).

La pertinence des quatre modélisations par rapport aux données expérimentales a été quantifiée en se basant sur différents indicateurs statistiques. Le premier de ces indicateurs est le r^2 (coefficient de détermination entre les valeurs expérimentales et les valeurs obtenues à partir du modèle mathématique), le second correspond à la somme des écarts élevés au carré (*SCE*) et le dernier est estimé à partir du critère d'information Akaike (*AIC* en anglais pour Akaike information criterion). Outre les deux premiers critères préalablement développés à différents endroits de ce document, l'*AIC* se calcule de la manière suivante :

$$AIC = 2k - 2\ln(L)$$

avec k correspondant au nombre d'occurrences que le modèle doit tester, et L le maximum de la fonction de vraisemblance du modèle. Ce calcul de l' AIC permet de comparer différents modèles utilisés pour représenter une série de données : il faut ainsi choisir le modèle qui a un AIC minimum pour obtenir la meilleure pertinence.

Pour les huit sujets impliqués dans cette seconde étude, nous avons dès lors testé quatre modèles pour les trois configurations décrites précédemment, et ce dans les deux environnements de test (soit au total 192 modélisations). Sur ces 192 modélisations, seulement 116 représentaient significativement les données expérimentales (i.e., avec un $p < 0.05$). Sur ces modélisations, nous n'avons pas remarqué de logique particulière quant aux meilleurs modèles testés pour chacune des configurations souhaitées, et la récurrence d'apparition des quatre modèles semblait plutôt être le fruit du hasard (Tableau 18).

Tableau 18 : Résultats des travaux de modélisations menés sur les huit nageurs pour six configurations de test différentes. Lorsque les indicateurs statistiques sont présentés en noir, le modèle par morceau est le meilleur modèle, en vert c'est le linéaire, en rouge le modèle polynômial et pour finir, la couleur bleue symbolise la prépondérance du modèle segmenté.

Sujets	fréquence vs. vitesse en piscine	fréquence vs. vitesse en flume	IdC vs. vitesse en piscine	IdC vs. vitesse en flume	IdC vs. fréquence en piscine	IdC vs. fréquence en flume
S1	AIC -37,3 p 7,89E-06 SCE 0,0186 r ² 0,97	AIC -23,9 p 0,0439 SCE XX r ² 0,79	AIC 38,2 p 0,047 SCE 2,485 r ² 0,83	p > 0,05	AIC 40,2 p 0,026 SCE 2,265 r ² 0,79	p > 0,05
S2	AIC -21,8 p 0,047 SCE 0,0467 r ² 0,714	AIC -33,6 p 0,016 SCE 0,0016 r ² 0,91	AIC 38,6 p 0,039 SCE 3,27 r ² 0,62	p > 0,05	AIC 37,5 p 0,028 SCE 3,059 r ² 0,66	p > 0,05
S3	AIC -18,2 p 0,023 SCE 0,094 r ² 0,69	AIC -45,00 p 1,29E-05 SCE 0,01153 r ² 0,96	p > 0,05	p > 0,05	AIC 35,3 p 0,01 SCE 1,6608 r ² 0,87	p > 0,05
S4	AIC -38,3 p 0,0024 SCE 0,0167 r ² 0,94	p > 0,05	p > 0,05	p > 0,05	AIC 23,3 p 0,017 SCE 0,786 r ² 0,83	p > 0,05
S5	AIC -35,1 p 1,85E-05 SCE 0,0214 r ² 0,95	p > 0,05	AIC 26,8 p 0,0008 SCE 1,568 r ² 0,919	dysfonctionnement capteur	AIC 21,6 p 0,0001 SCE 1,13 r ² 0,958	dysfonctionnement capteur
S6	AIC -36,2 p 0,0002 SCE 0,03 r ² 0,95	AIC -46,7 p 6,75E-05 SCE 0,0129 r ² 0,99	p > 0,05	AIC 26,3 p 0,027 SCE 1,224 r ² 0,58	AIC 36,8 p 0,0061 SCE 1,916 r ² 0,70	AIC 26,3 p 0,027 SCE 1,216 r ² 0,59
S7	AIC -42,7 p 4,99E-05 SCE 0,0203 r ² 0,97	AIC -48,5 p 0,0002 SCE 0,014 r ² 0,96	p > 0,05	p > 0,05	AIC 41,5 p 0,036 SCE 3,938 r ² 0,63	p > 0,05
S8	AIC -41,6 p 1,57E-06 SCE 0,0143 r ² 0,98	AIC -43,1 p 7,34E-06 SCE 0,013 r ² 0,97	AIC 39,1 p 0,023 SCE 2,11 r ² 0,80	AIC 11,5 p 4,55E-06 SCE 0,393 r ² 0,97	AIC 37,7 p 0,0052 SCE 3,1004 r ² 0,83	AIC 19,1 p 0,0027 SCE 0,603 r ² 0,93

Note : IdC : index de coordination ; AIC : critère d'information Akaike ; SCE : somme des écarts élevés au carré ; r² coefficient de détermination.

Le résultat de ces modélisations démontre que 30% des variables testées sont préférablement modélisées par une approche linéaire simple, 40% par le modèle polynômial, 26,67% par le modèle linéaire segmenté, et seulement 3,33% par le modèle linéaire par morceau.

Ces résultats aussi disparates peuvent s'expliquer par le fait que (i) le nombre de vitesses testées était trop limité pour que les modèles les plus complexes convergent et que (ii) certaines données expérimentales variaient fortement d'une vitesse de nage à l'autre, conduisant à des extremums locaux difficilement modélisables.

Parmi les différentes configurations testées, nous remarquons que les valeurs de fréquence de cycle vs. l'élévation de la vitesse de nage sont les plus aisées à modéliser (Tableau 18). Nous présentons ainsi dans le cadre de cette annexe, deux représentations graphiques de ces modélisations par rapport aux données expérimentales, pour le nageur n°8 dans la piscine (Figure 68, panel a) et dans le flume (Figure 68, panel b). Il apparaît que les modèles linéaires par morceaux et segmentés démontrent des points de rupture relativement proches (i.e., autour de 1,4-1,45 m.s⁻¹ dans la piscine, et entre 1,2 et 1,3 m.s⁻¹ dans le flume). Il est aisément compréhensible que ces points de rupture n'apparaissent pas aux mêmes vitesses absolues puisque celles-ci n'étaient pas du même ordre de grandeur dans le flume et dans la piscine. Cependant, on remarque clairement que sur l'ensemble des vitesses testées, le point de rupture apparaît entre les deuxième et troisième paliers de vitesse dans la piscine, alors que cette rupture est plus tardive dans le flume, apparaissant plutôt aux alentours des cinquième et sixième paliers de vitesse. L'environnement spécifique du bassin à contre-courant amènerait donc une augmentation plus prononcée de la fréquence de nage plus tardive, alors que celle-ci intervient dès le début des tests réalisés en piscine.

Ces premiers résultats, bien qu'intéressants, restent cependant trop limités pour les raisons invoquées précédemment, et du fait de l'éclatement prononcé des valeurs recueillies expérimentalement (voir par exemple la Figure 69), d'autres modélisations sont attendues dans le futur pour renforcer cette première approche.

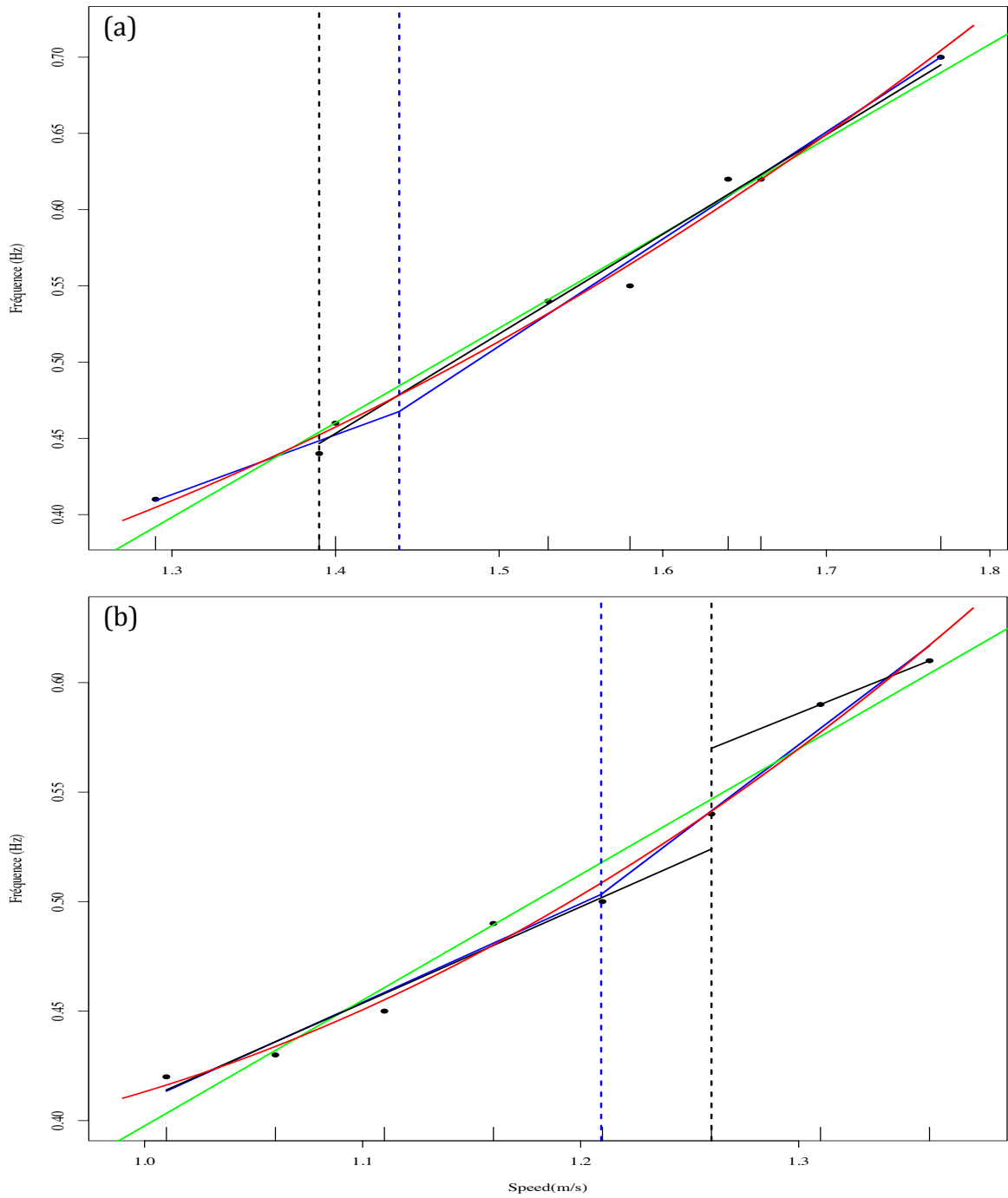


Figure 68 : Les quatre modélisations réalisées sur les données de fréquence de cycle en fonction de l'augmentation de la vitesse de nage pour le nageur 8 dans la piscine (a) et dans le flume (b). Le modèle linéaire (en vert), polynômial (en rouge), linéaire par morceau (en noir) et linéaire segmenté (en bleu).

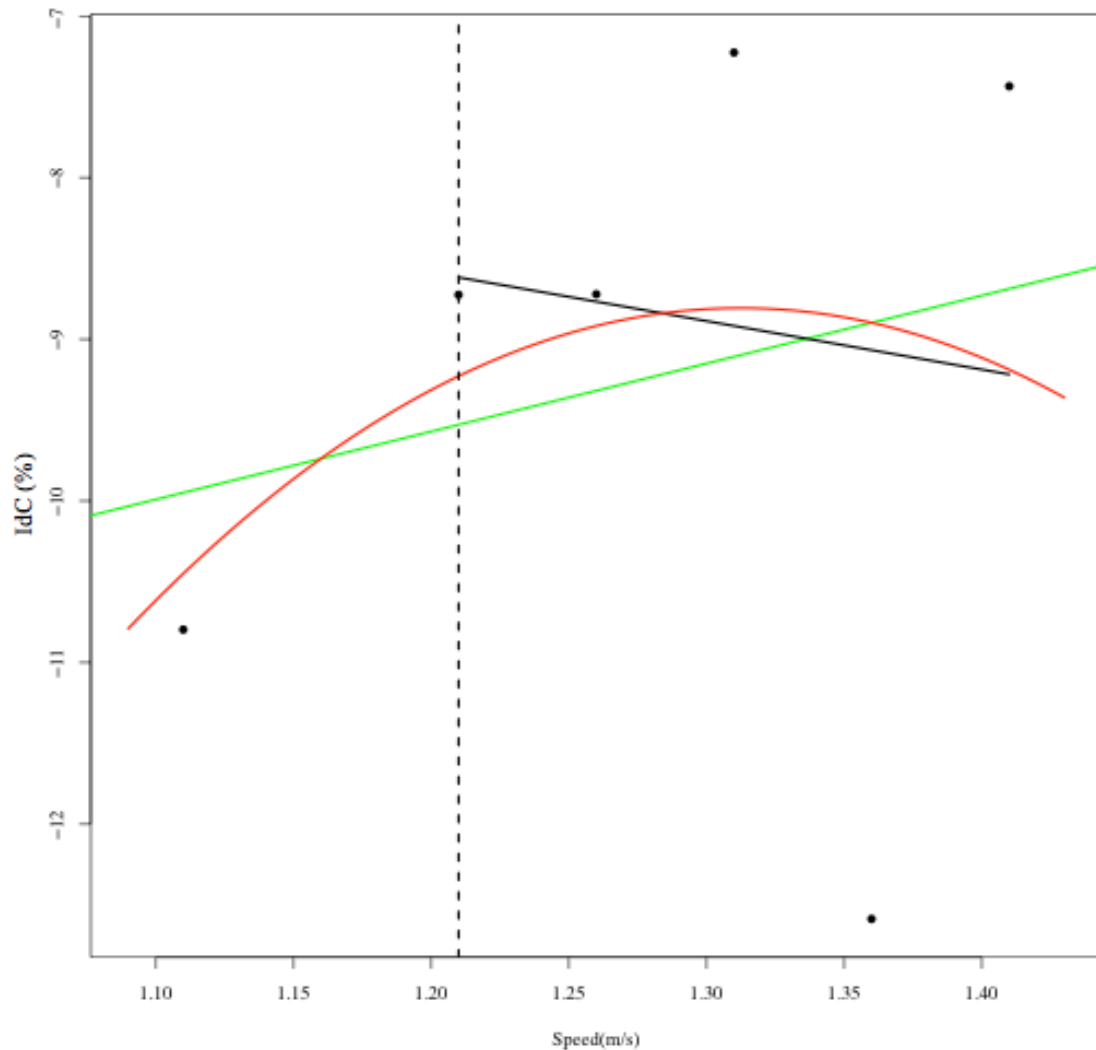


Figure 69 : Exemple typique d'une modélisation non concluante sur les données d'IdC en fonction de la vitesse de nage.

Les valeurs présentées dans ce Tableau 18 résument la précision des analyses qui caractérisaient le mieux nos données expérimentales pour chaque situation testée. Afin d'être plus spécifique, nous avons reporté dans le Tableau 19 les valeurs de r^2 et de SCE pour les modèles linéaires par morceau et linéaires segmentés qui permettent de connecter ces résultats aux analyses de fréquence de cycle et d'IdC vs. vitesse absolue de nage conduites dans la seconde étude de ce document.

Tableau 19 : Résultats des SCE et r^2 pour les modèles linéaires par morceaux et segmentés pour les conditions testées dans l'étude 2.

Sujets	Type de modèle linéaire	fréquence vs. vitesse en piscine	fréquence vs. vitesse en flume	IdC vs. vitesse en piscine	IdC vs. vitesse en flume
S1	Par morceaux	SCE 0,0089 r^2 0,995	SCE 0,00223 r^2 0,820	SCE 2,485 r^2 0,83	$p > 0,05$
	Segmenté	SCE 0,0073 r^2 0,995	$p > 0,05$	X	X
S2	Par morceaux	SCE 0,0248 r^2 0,946	SCE 0,0014 r^2 0,97	SCE 1,6624 r^2 0,835	$p > 0,05$
	Segmenté	SCE 0,0467 r^2 0,714	SCE 0,0016 r^2 0,91	X	X
S3	Par morceaux	SCE 0,0342 r^2 0,932	SCE 0,0059 r^2 0,993	$p > 0,05$	$p > 0,05$
	Segmenté	X	SCE 0,0042 r^2 0,995	X	$p > 0,05$
S4	Par morceaux	SCE 0,0201 r^2 0,953	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
	Segmenté	SCE 0,0167 r^2 0,936	X	$p > 0,05$	X
S5	Par morceaux	SCE 0,0104 r^2 0,993	X	SCE 0,3367 r^2 0,994	dysfonctionnement capteur
	Segmenté	SCE 0,0074 r^2 0,995	$p > 0,05$	X	dysfonctionnement capteur
S6	Par morceaux	SCE 0,0199 r^2 0,972	X	$p > 0,05$	$p > 0,05$
	Segmenté	X	X	SCE 1,8132 r^2 0,728	$p > 0,05$
S7	Par morceaux	SCE 0,0149 r^2 0,982	SCE 0,0087 r^2 0,959	$p > 0,05$	$p > 0,05$
	Segmenté	$p > 0,05$	SCE 0,0063 r^2 0,986	X	SCE 1,0351 r^2 0,757
S8	Par morceaux	SCE 0,0176 r^2 0,985	SCE 0,0109 r^2 0,984	SCE 1,9278 r^2 0,889	SCE 0,18992 r^2 0,996
	Segmenté	SCE 0,01238 r^2 0,985	SCE 0,0101 r^2 0,979	SCE 2,11 r^2 0,80	SCE 0,37476 r^2 0,974

Note : X : le modèle spécifié n'a pas convergé pour la condition de test correspondante.

9. Revue de littérature des techniques utilisées pour calculer et normaliser les valeurs de Phase Relative Continue (CRP)

Article	Rôle de la CRP ou des portraits de phase	Filtrage données 3D	Normalisation angle et vitesse	Calcul angles de phase et CRP	Type de tâche / signal analysé
Miller et al. (2008)	La CRP fournit une mesure continue de la coordination segmentaire tout au long d'un cycle et permet également une estimation de la flexibilité de la coordination (Hamill, 1999).	/	$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\max(\omega), \max(-\omega))}$	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$	Course conduite jusqu'à épuisement (groupe sujets sains et sujets avec un historique de syndrome iliotibial). Angles 3D entre les différentes articulations du membre inférieur.
Raffalt, Alkjær, & Simonsen (2015)	La CRP ou le vector coding peuvent être appliqués à des signaux cinématiques afin de quantifier la coordination segmentaire. La CRP quantifie le mouvement de deux segments en se basant sur la différence de leur angle de phase et cela décrit une mesure de coordination de haut niveau entre les segments. La CRP contient aussi bien de l'information spatiale et temporelle sur la coordination des segments et est utilisée pour quantifier la coordination et la variabilité de cette coordination dans de nombreux domaines: marche, course, saut à skis...	Filtre passe bas de type Butterworth (ordre 4) avec 0 lag, fréquence de coupure à 8 Hz.	$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\omega)}$	Calcul en fonction du quadrant : Q1: $\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}$ Q2: $\theta_i = 180 - \left \arctan\left(\frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \right $ Q3: $\theta_i = 180 + \left \arctan\left(\frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \right $ Q4: $\theta_i = 360 - \left \arctan\left(\frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \right $ $CRP = \theta_{distal} - \theta_{proximal}$ $CRP = \theta_{droit} - \theta_{gauche}$	Sauts à contre-mouvements chez des adultes et des enfants. Angles entre l'axe longitudinal de chaque segment du membre inférieur et le plan horizontal.
Tavernese et al. (2015)	CRP définie de façon continue le couplage entre deux segments et deux articulations	Filtre passe bas de type Butterworth (ordre 4) avec 0 lag, fréquence de coupure 6 Hz.	La vitesse est normalisée par la formule $\frac{2 \cdot \pi}{p}$ avec p étant la période d'oscillation du signal	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$	Marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale bilatérale. Angles 3D entre les 3 plans de l'espace et l'orientation de l'épaule ou du bassin.

Mokhtarinia et al. (2016)	CRP est utilisée pour quantifier la coordination.	Interpolation spline de 5eme ordre sur logiciel Vicon	$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\omega)}$	Calcul en fonction de 4 quadrants : Q1: $\theta_i = \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}$ Q2: $\theta_i = 180 + \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ Q3: $\theta_i = 180 - \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ Q4: $\theta_i = \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ $CRP = \theta_{distal} - \theta_{proximal}$	Tâche de flexion-extension chez des sujets sains ou ayants des douleurs lombaires chroniques. Déplacement angulaire des lombaires, du bassin et de la cuisse sur l'axe longitudinal (flexion-extension).
Hein et al. (2012)	CRP unit les aspects spatiaux et temporels du mouvement humain et permet des analyses continues de la coordination. CRP démontre également la flexibilité de la motricité humaine.	Filtre de Woltring (spline de cinquième ordre, avec une erreur moyenne carrée de 2 mm ²)	$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)}$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\max(\omega), \max(-\omega))}$	Calcul en fonction de 4 quadrants : Q1: $\theta_i = \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}$ Q2: $\theta_i = 180 + \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ Q3: $\theta_i = 180 - \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ Q4: $\theta_i = \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ $CRP = \theta_{distal} - \theta_{proximal}$	Course sur tapis roulant pour des coureurs sains et des coureurs souffrant d'un syndrome iliotibial. Déplacements angulaires de la hanche et du genou (flexion/extension), abduction et adduction de hanche, flexion plantaire et dorsiflexion et inversion et eversion de la cheville.
Kovacs & Shea (2011)	La CRP a été calculée pour examiner la coordination spatio-temporelle des membres.	Butterworth deuxième ordre passe bas avec une fréquence de coupure à 10	Soustraction de la moyenne à chaque point de la série de données, puis division des valeurs positives par le maximum, et des valeurs négatives par le minimum.	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$ $CRP = \theta_{droit} - \theta_{gauche}$	Flexion et extension continues des membres supérieurs en fonction d'instructions. Angle dans le plan transversal entre les deux membres

Miller et al. (2010)	La variabilité de la coordination spatio-temporelle peut être mesurée par la CRP.	Hz. /	$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\omega)}$	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$	supérieurs. Marche sur un tapis roulant, trois vitesses différentes. Angles de flexion / extension de la cuisse et de la jambe.
Kovacs, Buchanan, & Shea (2008)	La CRP a été calculée pour examiner la coordination spatio-temporelle des membres.	Butterworth passe bas, fréquence de coupure à 10 Hz.	Soustraction de la moyenne à chaque point de la série de données, puis division des valeurs positives par le maximum, et des valeurs négatives par le minimum.	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$ $CRP = \theta_{droit} - \theta_{gauche}$	Coordination bimanuelle 1 :1 avec 90° de phase relative entre les deux bras. Angle dans le plan transversal des deux membres supérieurs.
Polk et al. (2008)	Un portrait de phase fourni une représentation dynamique d'un mouvement particulier d'un segment ou d'une articulation.	/	/	/	Analyse du développement de la marche non pathologique. Angles du genou et de la cheville par rapport à l'horizontale.
Hamill et al. (1999)	La phase relative entre des oscillateurs permet d'identifier différents états qualitatifs de la dynamique du système. Par exemple, des changements dans les patterns de coordination peuvent être évalués avec la phase relative. La phase relative continue donne des informations spatiales et temporelles.	Butterworth passe bas, zero lag, fréquence de coupure à 16 Hz.	$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)}$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\max(\omega), \max(-\omega))}$	Calcul en fonction de 4 quadrants : Q1: $\theta_i = \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}$ Q2: $\theta_i = 180 + \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ Q3: $\theta_i = 180 - \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ Q4: $\theta_i = \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}\right $ $CRP = \theta_{proximal} - \theta_{distal}$	Deux modes de course (sur le sol et sur un tapis roulant) avec modulation de la vitesse de course. Angles du pied et de la jambe dans le plan sagittal.
Li et al. (1999)	La phase relative peut être utilisée comme un paramètre d'ordre pour décrire les changements de coordination entre des segments pendant	Butterworth passe bas, zero lag, fréquence de coupure à 18	$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$ $CRP = \theta_{proximal} - \theta_{distal}$	Marche et course à une unique vitesse (2.24 m/s). Angles du genou et de la hanche par rapport à l'horizontale.

	un changement du pattern de marche. La CRP permet d'étudier la coordination spatio-temporelle, alors que la DRP a été utilisée pour étudier la coordination temporelle.	Hz.	$\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\omega)}$		
Burgess-Limerick, Abernethy, & Neal (1993)	La coordination est ici quantifiée par le calcul de la phase relative entre des articulations en fonction du temps. Le calcul de la phase relative donne une mesure de coordination qui est sensible aux changements environnementaux, à l'apprentissage, ou à d'autres variables indépendantes qui affectent la coordination. Le calcul de la phase relative donne plus d'information que les conventionnels graphs angle vs. temps.	Butterworth passe bas, fréquence de coupure à 6 Hz.	Normalisation entre +1 et -1	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$ $CRP = \theta_{proximal} - \theta_{distal}$	Traction d'une charge de 8,5 kg pour un sujet de 18 ans. Angles articulaires du membre inférieur (marqueurs positionnés sur les articulations).
Irwin & Kerwin (2007)	CRP utilisée pour identifier la coordination segmentaire et l'organisation spatiale. CRP fournit une mesure du couplage inter-segmentaire à travers la quantification du type et de la magnitude de la différence de phase entre des segments (en phase ou en anti-phase). CRP définit la relation spatio-temporelle entre des segments, en incorporant leur vitesse (information de haut ordre est considérée). CRP est une mesure de la coordination inter-segmentaire (Heiderscheit et al, 1999).	Filtre digital Gaussien Kernel avec une largeur de bande de 0.15 a été implémenté.	Normalisation entre +1 et -1, par la valeur max de la position angulaire et l'amplitude des données de vitesse angulaire.	Sur l'intervalle 0-180°, $\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$ $CRP = \theta_{hanche} - \theta_{épaule}$	Trois séries d'oscillations et huit progressions sur la barre en gymnastique (ordre randomisé). Angles de la hanche (à partir de l'épaule, de la hanche et du genou) et de l'épaule (à partir du poignet, de l'épaule et de la hanche) ont été calculés.
Heiderscheit, Hamill,	Afin de connaître la	Butterworth	Normalisation entre +1 et -1, par la valeur	Sur l'intervalle 0-180°,	Course au sol pendant dix

Annexes supplémentaires

& van Emmerik (1999)	coordination de segments, la phase relative entre les segments a été calculée. La phase relative réfère aux relations de phase angulaires entre deux segments et représente la coopération entre les segments. Cette technique reflète les patterns de coordination du système. CRP fournit une mesure du couplage des segments durant le cycle de marche.	passe bas, 4 ^{ème} ordre, fréquence de coupure à 16 Hz.	max de la position angulaire et l'amplitude des données de vitesse angulaire.	$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$ $CRP = \theta_{proximal} - \theta_{distal}$	essais. Angles des principaux segments du membre inférieur (pied, jambe, cuisse).
Wagenaar & van Emmerik (2000)	Visualiser le changement de coordinations dans les mouvements des jambes et des bras à l'aide du calcul de la CRP.	Butterworth passe bas, 2 nd ordre, fréquence de coupure à 5 Hz.	Normalisation entre +1 et -1. Variable de phase pour accélération $a_i = r_i \cos(S_i)$ Variable de phase pour Jerk $j_i = r_i \sin(S_i)$ avec r_i l'amplitude normalisée et S les signaux originaux filtrés	Sur l'intervalle 0-180°, $\theta_i = \arctan\left(\frac{j_i}{a_i}\right)$ $CRP = \theta_1 - \theta_2$	Marche barefoot sur tapis roulant avec variation de vitesse. Les signaux analysés sont les signaux d'accélération (obtenus par accéléro positionnés sur les jambes et les bras)
van Emmerik & Wagenaar (1996)	7 hommes en bonne santé	Butterworth passe bas, 2 nd ordre, fréquence de coupure à 5 Hz.	2 techniques de normalisation : 1 : centrée réduite (avec normalisation par le min et le max) ; 2 : permet d'obtenir une mesure d'écart type de la phase relative.	Sur l'intervalle 0-180°, $\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$ $CRP = \theta_1 - \theta_2$	Marche barefoot sur un tapis roulant, avec la vitesse graduellement augmentée par pas de 0.1 m/s et diminuée par pas de 0.3 m/s. Système optoélectronique permettant de visualiser les mouvements du thorax et du bassin. Diodes sur le bassin et sur l'épaule (plan sagittal). Et accéléromètres uni-axiaux sur les tibias. Angles du bassin et du thorax par rapport à l'horizontale dans le plan transverse.

Clark (1995)	La phase relative est utilisée comme variable collective afin de capturer le coordination inter-segment durant la marche.			Sur l'intervalle 0-180°, $\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_i}{\theta_i}\right)$ $CRP = \theta_1 - \theta_2$	Tâche de marche, angles de cuisse et de la jambe afin d'étudier la coordination intra-segmentaire.
Barela et al. (2000)	La phase relative inclut aussi bien les positions que les vitesses angulaires des deux segments et permet de savoir quel segment bouge plus rapidement ou plus doucement que l'autre.	Butterworth 4 ^{ème} ordre, passe bas fréquence de coupure à 5 Hz, avec zéro lag.	Non précisé.	Pas de précision pour le calcul des angles de phase. $CRP = \theta_{distal} - \theta_{proximal}$	4 groupes de 6 participants (4 hommes, 2 femmes) : le premier constitué de 6 patients ayant subi un AVC; le second marchant à leur vitesse de confort; le troisième marchant à une vitesse aussi lente que celle des patients du groupe 1; le quatrième marchant lentement avec une orthèse de pied. Données sont digitalisées à partir d'enregistrement video. Angles entre la cuisse et l'horizontale, et la jambe et l'horizontale.
Kurz & Stergiou (2002)	<u>Conclusions de l'article:</u> Les conclusions de cet article démontrent que la normalisation n'est pas forcément nécessaire pour augmenter la précision du calcul de la CRP entre deux segments adjacents. Si les chercheurs choisissent la normalisation, les deux techniques présentées dans cet article peuvent être utilisées, à condition de ne pas coupler la méthode B avec la technique de calcul d'angles de phase « standard ».	Butterworth passe bas fréquence de coupure 13-16 Hz.	METHODE A : $\theta_{norm} = \frac{\theta_i}{\max(\theta)}$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\omega)}$ METHODE B : $\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$ $\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(\omega)}$	Angle de phase de référence : Q1 à Q4: $\theta_i = \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}$ Angle de phase standard : Q1: $\theta_i = \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \cdot \frac{180}{\pi}$ Q2: $\theta_i = 180 - \left(\arctan \left(\frac{\omega_i}{\theta_i}\right)\right) \cdot \frac{180}{\pi}$ Q3: $\theta_i = 180 - \left \left(\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}\right) \right \cdot \frac{180}{\pi}$	Un sujet masculin, en bonne santé. Course sur un tapis roulant (2.23 m/s). Marqueurs réfléchissants sur le grand trochanter, la partie latérale du condyle du genou et la malléole externe de la cheville. Angle du segment cuisse avec l'horizontale ; angle du segment jambe avec l'horizontale.

			$Q4: \theta_i = (\arctan \frac{\omega_i}{\theta_i}) \cdot \frac{180}{\pi}$ $CRP = \theta_{distal} - \theta_{proximal}$		
Peters et al. (2003)	<p><u>Conclusions de l'article:</u> Il faut bien retenir que la technique de normalisation optimale utilisée dépend fortement de la question de recherche. Si le pattern des valeurs analysées est sinusoïdal, la normalisation des données ne s'impose pas. Dans le cas où la sinusoïde n'est pas facilement décelable, plusieurs types de normalisation peuvent être envisagés, dans le but de créer un portrait de phase plus « circulaire ».</p>	/	<p>Normalisation par $\frac{2 \cdot \pi}{p}$ avec p étant la période d'oscillation du signal</p>	$\theta_i = \arctan(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}})$ $CRP = \theta_1 - \theta_2$	Signaux d'angle créés de façon mathématique.
Varlet & Richardson (2011)	<p>La CRP a été utilisée pour quantifier la coordination entre différents segment du corps humain dans différentes activités.</p> <p><u>Conclusions de l'article:</u> Les auteurs ne recommandent en aucun cas de ne pas normaliser les données, car les résultats donnés par la méthode de non normalisation ne sont pas convaincants.</p> <p>Pour les signaux testés, des estimations correctes de CRP sont exclusivement obtenues en utilisant la normalisation avec la moitié de la période d'oscillation du signal.</p> <p>Même si la technique de normalisation par $2 \cdot \pi$ peut correspondre, il vaut mieux</p>	/	<p>Normalisation par $\frac{2 \cdot \pi}{p}$ avec p étant la période d'oscillation du signal</p> <p>Ou par $\frac{\pi}{hp}$ avec hp la moitié de la période d'oscillation du signal</p>	$\theta_i = \arctan(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}})$ $\theta_i = \arctan(\frac{s(t)}{Hs(t)})$ <p>avec s(t) et Hs (t) la partie réelle et imaginaire du signal analytique, respectivement.</p>	Signaux sinusoïdaux créés de façon mathématique, avec différentes modulations de fréquence.

privilégier la méthode de la moitié de la période, notamment pour des signaux qui ne sont pas strictement sinusoïdaux (modulation de fréquence).

Lamb & Stöckl (2014)

Le comportement d'un système dynamique peut être décrit en plotant une variable avec sa première dérivée: le portrait de phase. La phase relative peut décrire la coordination dynamique du système. Le calcul de la phase relative continue peut être réalisé à partir des portraits de phase ou à partir de la transformée de Hilbert. Conclusions de l'article: Pour témoigner de la coordination intra-segmentaire, les auteurs conseillent d'utiliser la transformée de Hilbert avec amplitude centrée, qui est la plus précise des méthodes testées dans cet article (notamment pour des signaux non-sinusoïdaux, permettant de corriger l'effet « fréquence »). Cette technique va au delà des techniques classiques de normalisation, puisqu'elle permet notamment de prendre en compte et de supprimer l'effet fréquence. Quatre étapes pour arriver à la CRP : centrer les données, transformer les données en signal analytique (Hilbert), calcul des portraits de phase, de CRP.

METHODE A :

$$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$$

$$\omega_{norm} = \frac{\omega_i}{\max(|\omega|)}$$

METHODE B :

$$\theta_{norm} = 2 \cdot \frac{\theta_i - \min(\theta)}{\max(\theta) - \min(\theta)} - 1$$

$$\omega_{norm} = 2 \cdot \frac{\omega_i - \min(\omega)}{\max(\omega) - \min(\omega)} - 1$$

$$\theta_i = \arctan\left(\frac{\omega_{norm}}{\theta_{norm}}\right)$$

$$\theta_i = \arctan\left(\frac{H_i}{\theta_i}\right)$$

$$CRP = \theta_1 - \theta_2$$

Détail de la formule avec la transformée de Hilbert (avec $H(t)$ la partie imaginaire du signal analytique) :

$$\xi(t) = x(t) + iH(t)$$

Cas pratique : trois foulées de course sur un tapis roulant. Angles du genou et de la hanche.

Résumé :

En ce qui concerne le type de filtre à utiliser pour lisser les données cinématiques brutes, plusieurs études mentionnent l'utilisation du filtre de Butterworth passe bas, avec différentes fréquences de coupure, en fonction des signaux analysés. **Afin d'être le plus précis possible sur la fréquence de coupure utilisée pour nos données, il est nécessaire, au préalable, de faire une Transformée Rapide de Fourier (FFT) sur l'ensemble des données.** Ce traitement préalable nous permettra de sélectionner une fréquence de coupure appropriée, afin de procéder à l'établissement des portraits de phase dans un second temps.

Pour des signaux qui ne sont pas à 100% sinusoïdaux, il est nécessaire de normaliser les données de position et de vitesse angulaires (notre cas avec nos données obtenues en natation). La normalisation peut se faire de plusieurs manières. La méthode A utilisée dans l'article de Lamb et Stöckl (2014) a été recensée dans au moins 12 articles publiés, alors que la méthode B a été vue dans au moins 7 publications. Pour nos données, les deux types de normalisation peuvent être utilisées, mais **la méthode A est plus appropriée, puisqu'elle distingue la normalisation de la position angulaire de celle de la vitesse angulaire.** En effet, dans cette technique de normalisation, **la vitesse angulaire est simplement normalisée par rapport à la valeur maximale des données de vitesse, et non pas entre le minimum et le maximum** (les valeurs ne sont pas centrées entre -1 et +1, ce qui laisse entendre qu'une valeur de vitesse de 0°/s sera maintenue à l'origine après normalisation). Cette opération garde l'échelle des données de vitesse, et les replace entre les bornes -1 et +1.

Lamb et Stöckl (2014) démontrent également les **effets bénéfiques d'utiliser la transformée de Hilbert dans le calcul des angles de phase, pour des signaux qui ne sont pas cycliques** (pas notre cas en natation). Pour plus de précisions sur la transformée de Hilbert, voir l'article de Palut et Zanone (2005).

Le **calcul des angles de phase doit être différencié en fonction du quadrant** dans lequel ils se situent pour assurer une continuité dans les valeurs avant de procéder au calcul de la CRP. A ce titre, il est plus référencé de faire la différence droite-gauche, et distal-proximal pour obtenir la CRP.

REVUE CENTREE SUR LES ARTICLES DE METHODOLOGIE :

Peters et al. (2003) : Ils justifient l'utilisation de la normalisation afin de gérer les différences de fréquence qui peuvent apparaître entre les deux signaux angulaires testés. Les techniques de normalisation partent du postulat que les signaux sont de type 'sinusoïdaux'. Dans le cas de signaux 'partiellement sinusoïdaux' ou 'non-sinusoïdaux', ce traitement de normalisation pourrait ne pas être approprié. La normalisation peut également être utilisée pour deux signaux possédant la même forme afin de minimiser les différences de fréquence.

La technique de normalisation la plus appropriée dépend de la question que le chercheur se pose. Si les données à analyser sont parfaitement sinusoïdales, toutes les méthodes de normalisation utilisées vont donner un portrait de phase circulaire. Dans le cas de données non sinusoïdales, différentes techniques peuvent être utilisées, ayant chacune pour but de 'formater' le portrait de phase à un cercle. En conclusion, la normalisation se justifie par la réduction des effets de modulation de fréquence entre les signaux analysés.

Burgess-Limerick, Abernethy, & Neal (1993) : La normalisation des données de vitesse angulaire par le maximum permet de ne pas dénaturer les données égales à zéro. Ainsi, les points se situant à une vitesse normalisée de zéro correspondent à des moments où l'articulation est stationnaire. En ce qui concerne les valeurs de positions angulaires, un point se situant à une valeur de zéro après normalisation correspond au point médian entre la valeur maximale et la valeur minimale des positions angulaires adoptées par l'articulation ou le segment au cours du mouvement. La phase relative est sensible aux changements de contraintes environnementales.

Kurz & Stergiou (2002) : Afin d'éviter qu'un segment prenne le pas sur l'autre dans le calcul des valeurs de CRP (car les segments peuvent avoir des différences d'amplitude et de vitesse lors de leurs mouvements), les auteurs conseillent d'utiliser la normalisation des données avant de réaliser les portraits de phase. La normalisation A (par le maximum pour les valeurs de position et de vitesse angulaire) conserve mieux la forme globale des données brutes alors qu'un étirement s'opère lors de la normalisation avec la méthode B (étirement de la courbe pour passer à -1 et +1). Les auteurs formulent cela de la sorte : la méthode A est plus adaptée puisqu'elle conserve la configuration du portrait de phase avant normalisation. La méthode B étire ou compresse les données de position et de vitesse angulaires pour les faire passer par -1 et +1 (avec des facteurs de correction qui peuvent être très différents entre les données de position et de vitesse angulaires). Entre les deux méthodes de normalisation, de légères différences peuvent apparaître notamment aux maximums et minimums locaux. Par l'étude de la différence entre les courbes avant et après normalisation (RMS), il apparaît que la méthode A est plus proche des valeurs non-normalisées que la méthode B, et ce pour les deux méthodes de calcul des angles de phase. La normalisation devrait produire un multiple scalaire de la trajectoire du portrait de phase non-normalisé, et de maintenir la dynamique de cette trajectoire. Les deux techniques de normalisation testées dans cet article ne produisent cependant pas un multiple scalaire des données originales.

Pour les auteurs, la CRP n'est pas affectée par des différences d'amplitude dans les données d'angles des oscillateurs considérés, du fait des propriétés de la formule arc-tangente. Les auteurs soulignent que les modifications des données originales ne sont pas très importantes lorsque l'angle de phase est calculé entre 0 et 90° (c'est-à-dire référence phase angle). Mais les deux méthodes de calcul des angles de phase peuvent tout de même être utilisées (référence et standard phase angles).

Lamb & Stöckl (2014) : Les auteurs distinguent entre deux types de signaux, les signaux sinusoïdaux et les non-sinusoïdaux, qui nécessitent différentes techniques de normalisation. Pour analyser un signal sinusoïdal, Fuchs & Jirsa (2007) conseille la normalisation du portrait de phase (afin de centrer et de rendre circulaires les données). Dans le calcul des angles de phase, le déplacement angulaire de signaux sinusoïdaux ne nécessite pas obligatoirement une normalisation, parce que la phase de ce type d'oscillateur n'est pas impactée lors du calcul quand les données sont sinusoïdales. Pour des signaux non-sinusoïdaux, différentes techniques de normalisation existent : méthode A dans l'article qui utilise la normalisation centrée réduite pour les données d'angle et la normalisation réduite (avec le max absolu) pour les données de vitesse ; méthode B avec la normalisation centrée réduite, aussi bien pour les données de position que de vitesse angulaires. La méthode A semble être plus intéressante car elle garde le 0 vitesse avant normalisation à un 0 vitesse après normalisation. En effet, cette donnée ayant un sens qualitatif, il peut être nécessaire de la conserver pour faciliter les interprétations des résultats par la suite.

Même pour des signaux sinusoïdaux (en décalage de phase, ou avec des fréquences propres différentes), la normalisation est nécessaire, car la non-normalisation des données donne des résultats erronés. Dans ces conditions, la transformée de Hilbert apporte les mêmes résultats que les méthodes utilisant les techniques de normalisation.

Pour des signaux non-sinusoïdaux, la normalisation classique n'est pas adaptée car elle induit des artifices dans la valeur de la CRP. En revanche, la transformée de Hilbert apporte des résultats satisfaisants.

10. Prémices des travaux de modélisation sur les données des bras droits et gauches pour quelques situations de test

Les données présentées dans les pages qui suivent correspondent au début des travaux de modélisation réalisés en guise d'ouverture de ce travail. Pour l'instant, seules quelques situations ont été testées, pour évaluer la précision et la reproductibilité du modèle, basé sur le croisement entre un oscillateur de Van der Pol et un de Rayleigh. Pour chaque cas, les données brutes sont d'abord présentées (en bleu), avec le modèle mathématique qui a pour objectif de caractériser au mieux la cyclicité du pattern mesuré (en rouge). Les données proposées concernent les mouvements réalisés par les deux bras, les deux avant-bras et les deux mains. Seules les modélisations concernant les bras peuvent apporter des résultats approchés de la réalité, alors que les comportements des avant-bras et des mains sont très difficilement modélisables. En effet, les portraits de phase obtenus à partir des données de ces oscillateurs sont ponctués de revirements ou de boucles qui ajoutent en complexité au modèle. Plus généralement, nous avons également remarqué que la trajectoire obtenue sur l'ensemble des portraits de phase n'était pas symétrique, impliquant un second niveau de complexité dans les travaux de modélisation. Pour témoigner de cette complexité générale, l'équation différentielle du modèle sollicitant les oscillateurs de Van der Pol et de Rayleigh est positionnée au centre de chaque illustration. L'équation différentielle de base (Charrier et al. 2013; Charrier et al. 2014) correspondant à ce travail de modélisation est de la forme :

$$\ddot{x} - (\gamma - \varepsilon x^2 - \delta \dot{x}^2)\dot{x} + \omega^2 x = 0$$

où $x(t)$ est la variable considérée (par exemple la position angulaire), \dot{x} sa dérivée première et \ddot{x} sa dérivée seconde par rapport au temps (Huys & Jirsa 2010). De cette équation différentielle générale émane un système composé de deux nouvelles équations, qui permettent de dessiner les contours d'une première modélisation au sein des portraits de phase :

$$\begin{cases} \dot{x} = y \\ \dot{y} = (\gamma - \varepsilon x^2 - \delta y^2)y - \omega^2 x \end{cases}$$

avec x la position angulaire, y la vitesse angulaire et $\gamma, \varepsilon, \delta, \omega$ un ensemble de constantes qui minimisent l'écart du modèle avec la moyenne des données expérimentales sur un cycle à chaque instant, par la méthode des moindres carrés (Charrier et al. 2013; Charrier et al. 2014) Parmi ces paramètres, nous retiendrons que ε représente l'effet non-linéaire de la variable de position angulaire, rentrant en considération dans la dynamique de l'oscillateur de Van der Pol, alors que δ représente quant à lui l'effet non-linéaire de la variable de vitesse angulaire,

impactant la dynamique de l'oscillateur de Rayleigh. Pour gagner en clarté dans ces explications, veuillez consulter l'exemple de modèle hybride proposé par Charrier et al. (2013; 2014), avec des constantes fixées à 2.0 pour γ , 1.2 pour ε , 1.0 pour δ et 1.5 pour ω . La seconde équation de ce système correspond à l'équation du modèle utilisé pour réaliser les présents traitements (voir l'équation inscrite au centre de chaque illustration). Certaines constantes viennent ensuite systématiquement s'ajouter ou se retrancher aux valeurs de position (x) et de vitesse (y) angulaires dans cette équation, permettant un centrage du cycle de Van der Pol sur les données expérimentales.

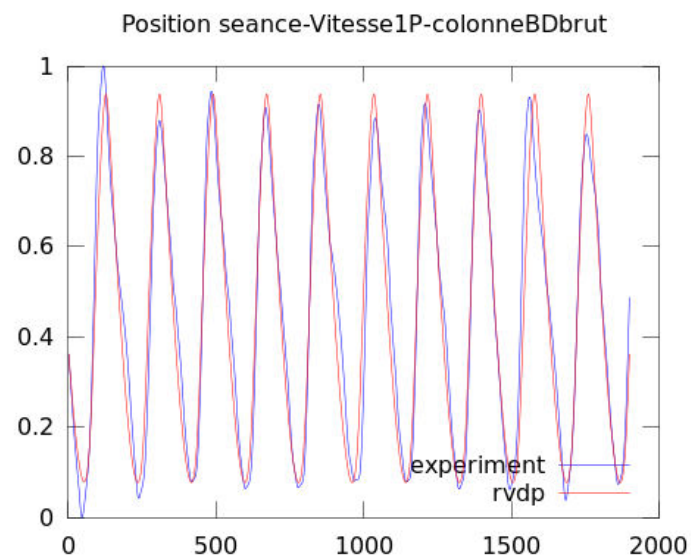
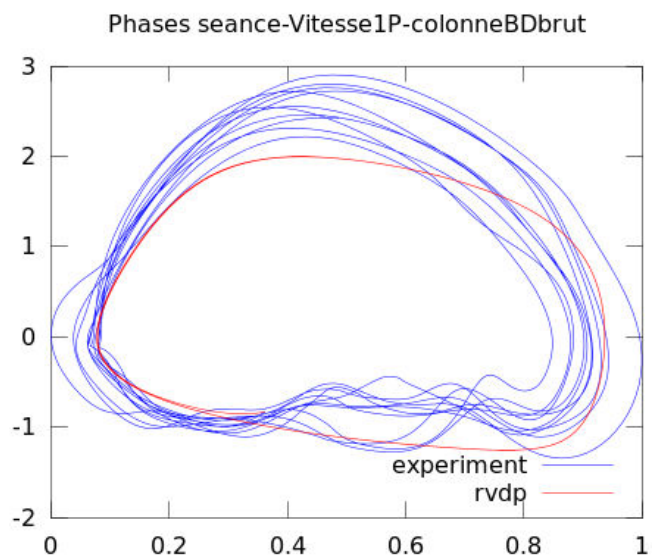
Sur les représentations proposées dans les pages qui suivent, le graphique en haut à gauche correspond au portrait de phase des données sélectionnées avec le modèle mathématique caractérisant au mieux les données expérimentales (en abscisse la position angulaire, en ordonnée la vitesse angulaire), celui en haut à droite, un échantillon de la série temporelle des positions angulaires des données expérimentales et du modèle (en abscisse, le nombre de données enregistrées dans le temps). Les graphiques du bas représentent (i) la série temporelle des vitesses angulaires des données expérimentales et du modèle (en abscisse, le nombre de données enregistrées dans le temps) et (ii) l'écart quadratique moyen entre les courbes expérimentales et modélisées à chaque itération de l'algorithme d'optimisation (en bleu les oscillations de la valeur des moindres carrés, en rouge la meilleure valeur obtenue depuis le début des calculs, l'axe des abscisses correspondant au nombre d'itérations). Ces traitements ont été réalisés aussi bien sur les données angulaires brutes issues des centrales inertielles que sur des données filtrées avec un filtre passe-bas de type Butterworth, d'ordre 4 et de fréquence de coupure fixée à 6 Hz. Nous souhaitons évaluer l'effet du filtrage des données sur la précision du modèle mathématique utilisé. Pour ces données exploratoires, nous nous sommes focalisés sur un unique nageur (nageur n°2, niveau international), et sur deux vitesses de progression dans chacun des environnements de test (vitesses n°1, soit 1,29 m.s⁻¹ et n°3, soit 1,43 m.s⁻¹ dans la piscine, vitesses n°5, soit 1,31 m.s⁻¹ et n°6, soit 1,36 m.s⁻¹ dans le flume).

Au total, 48 figures sont présentées (3 oscillateurs, 2 côtés du corps, 4 vitesses de nage, 2 traitements : brut ou filtré), avec un premier bloc de 12 figures correspondant à la première vitesse nagée en piscine, un second correspondant à la cinquième vitesse nagée en flume, un troisième correspondant à la troisième vitesse nagée en piscine et un quatrième correspondant à la sixième vitesse nagée en flume.

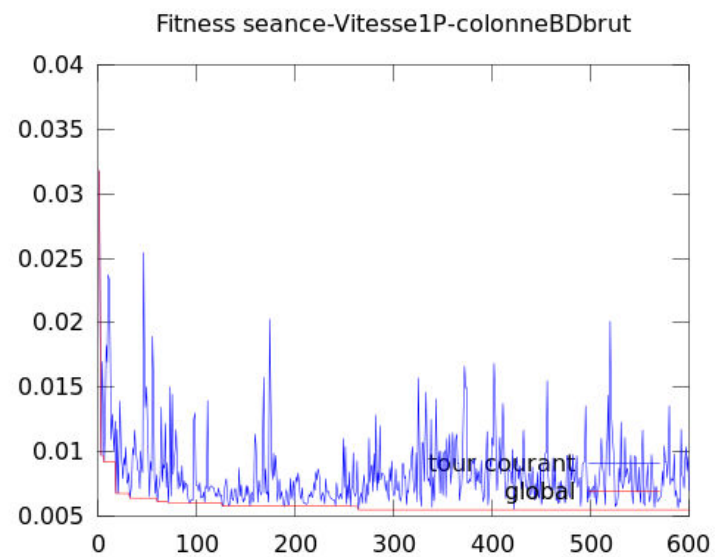
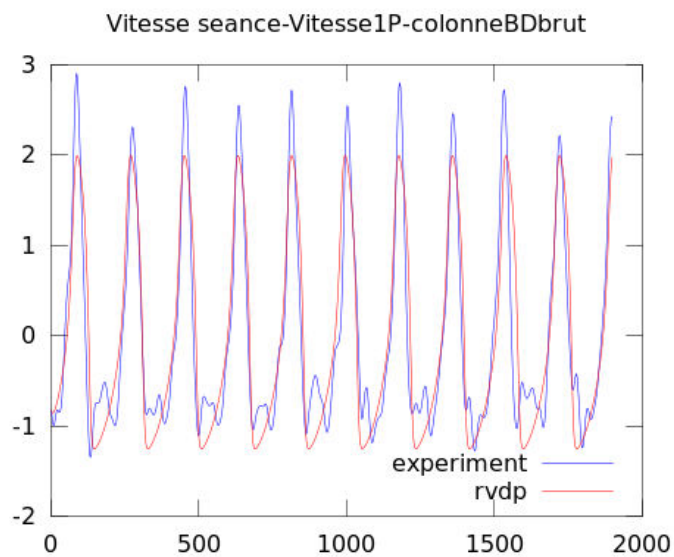
Annexes supplémentaires

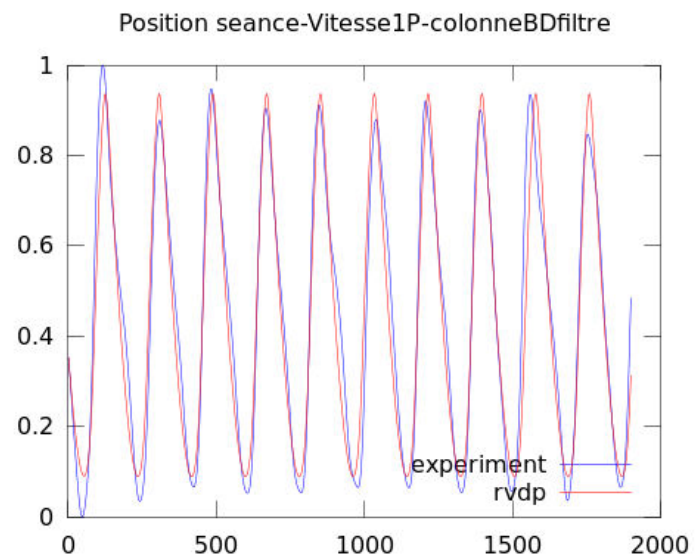
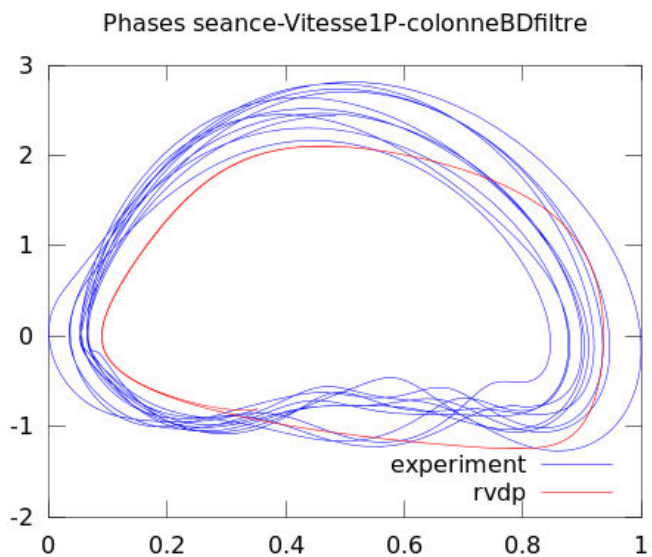
Chaque bloc de 12 figures est présenté dans l'ordre suivant :

- données brutes du bras droit (BD),
- données filtrées du bras droit (BD),
- données brutes du bras gauche (BG),
- données filtrées du bras gauche (BG),
- données brutes de l'avant-bras droit (ABD),
- données filtrées de l'avant-bras droit (ABD),
- données brutes de l'avant-bras gauche (ABG),
- données filtrées de l'avant-bras gauche (ABG),
- données brutes de la main droite (MD),
- données filtrées de la main droite (MD),
- données brutes de la main gauche (MG),
- données filtrées de la main gauche (MG).

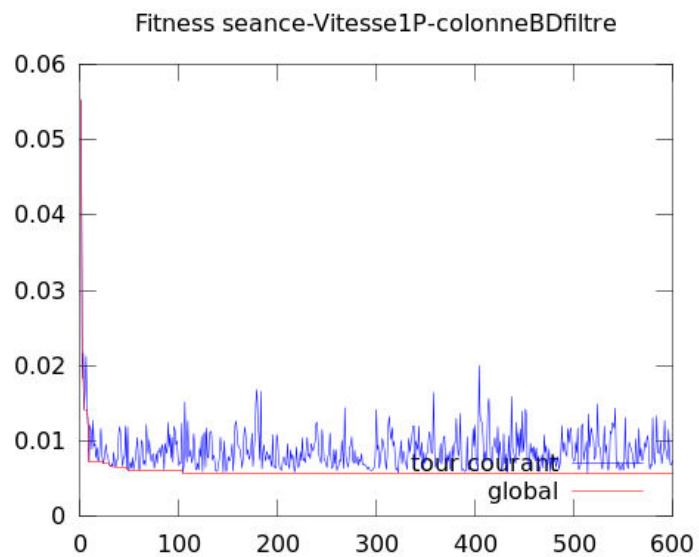
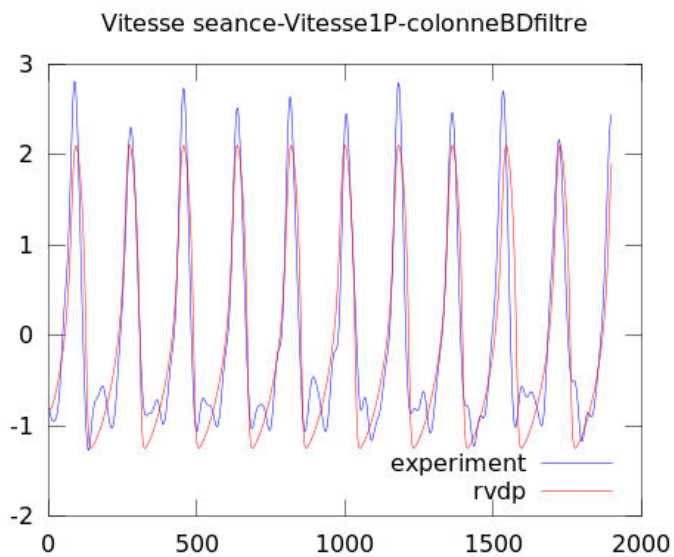


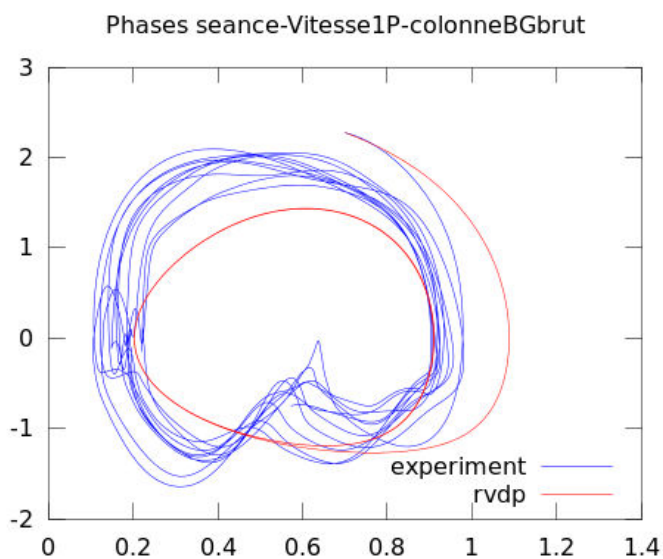
$$\dot{y} = (8.86 - 8.03(x - (0.41))^2 - 3.94(y - (0.52))^2)(y - (0.52)) - (4.74)^2(x - 0.41)$$



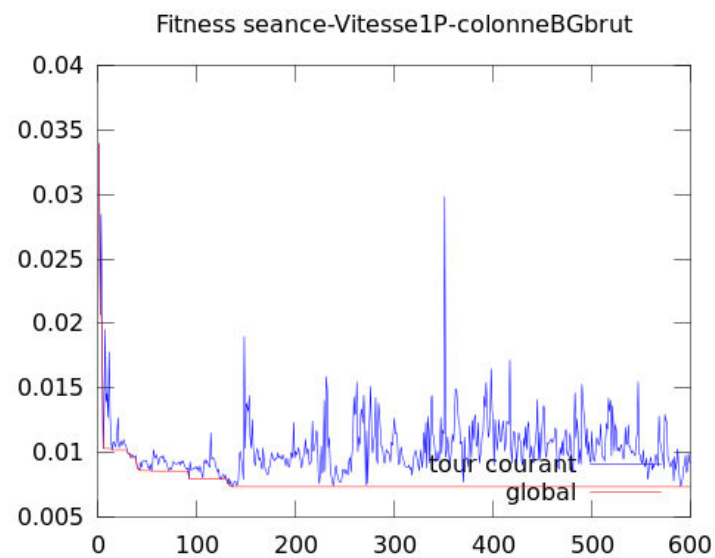
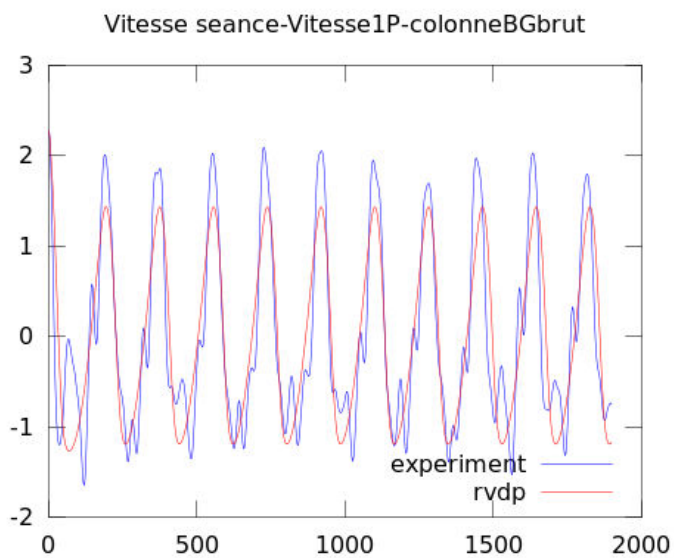


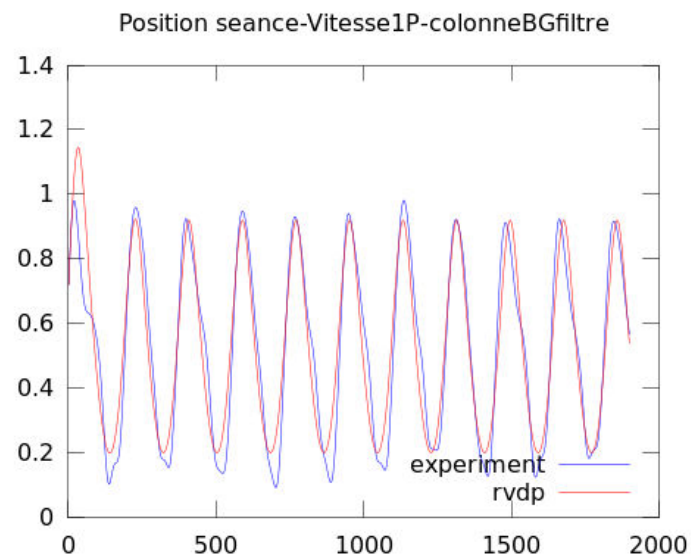
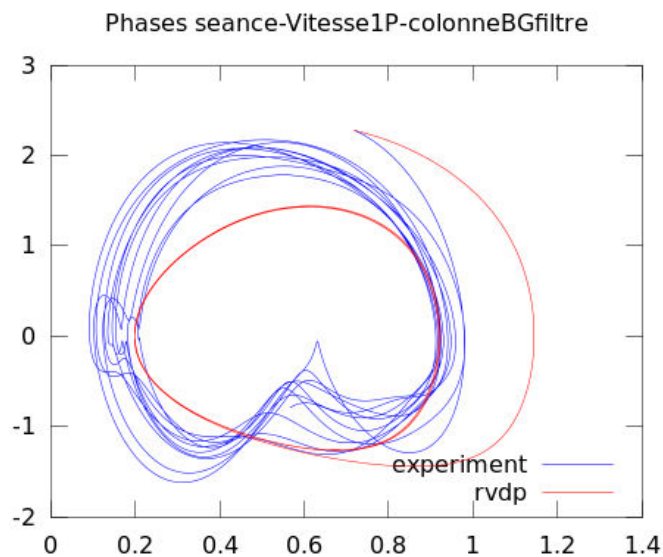
$$\dot{y} = (9.32 - 6.86(x - (0.40))^2 - 3.81(y - (0.64))^2)(y - (0.64)) - (5.04)^2(x - (0.40))$$



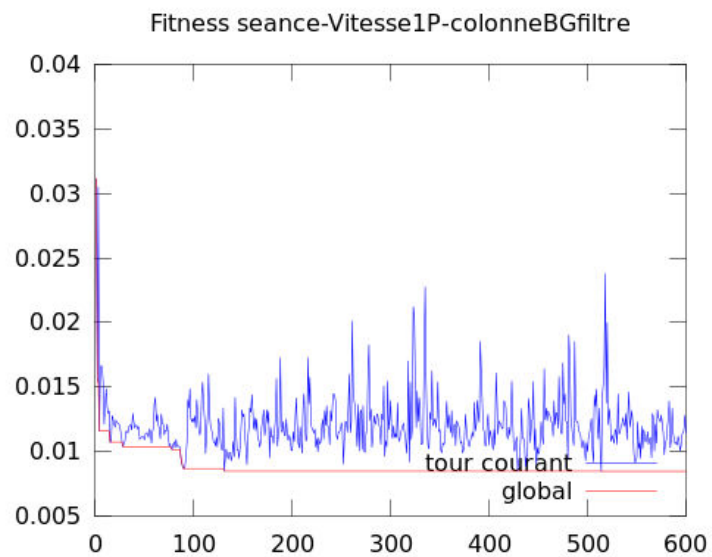
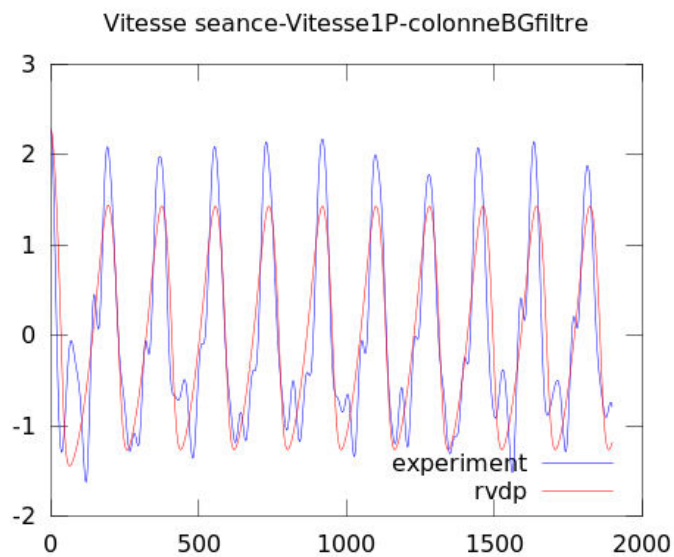


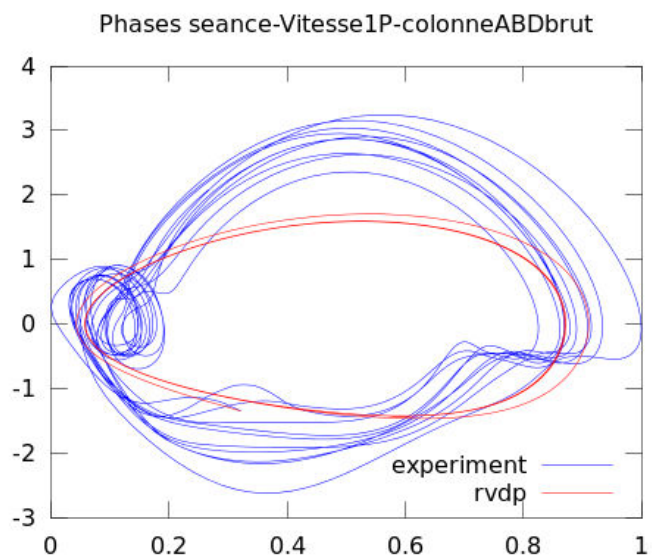
$$\dot{y} = (3.63 - 9.92(x - (0.49))^2 - 1.36(y - (0.69))^2)(y - (0.69)) - (4.10)^2(x - (0.49))$$



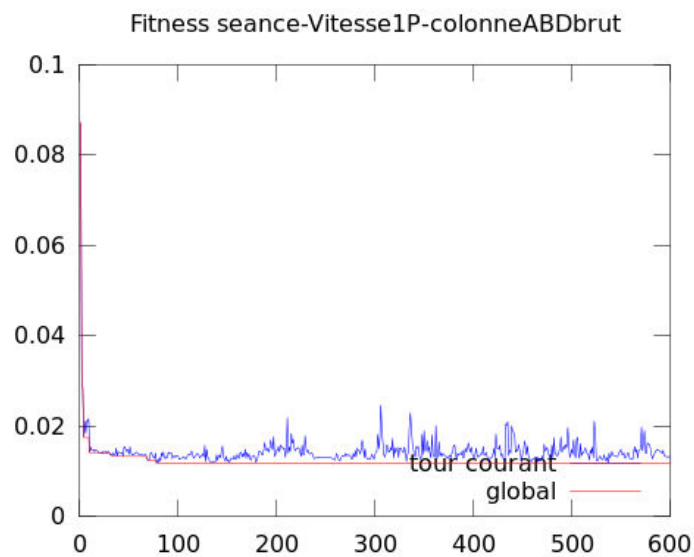
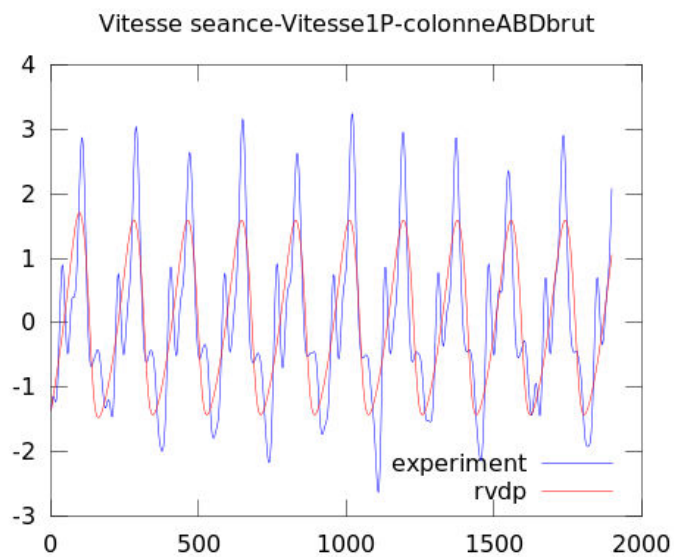


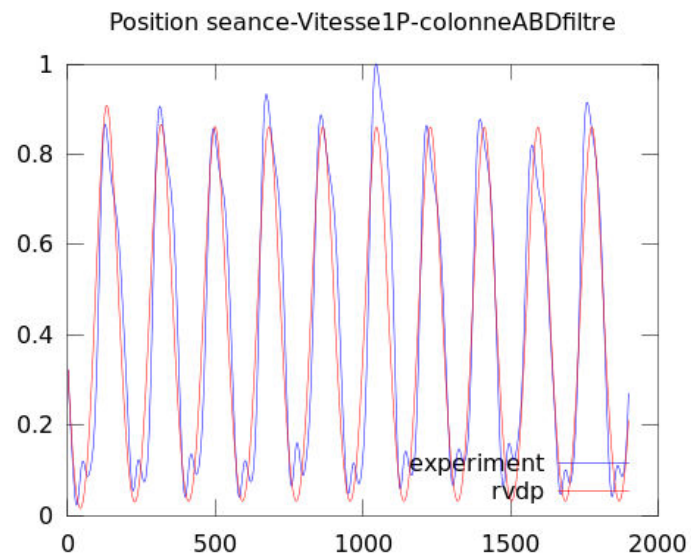
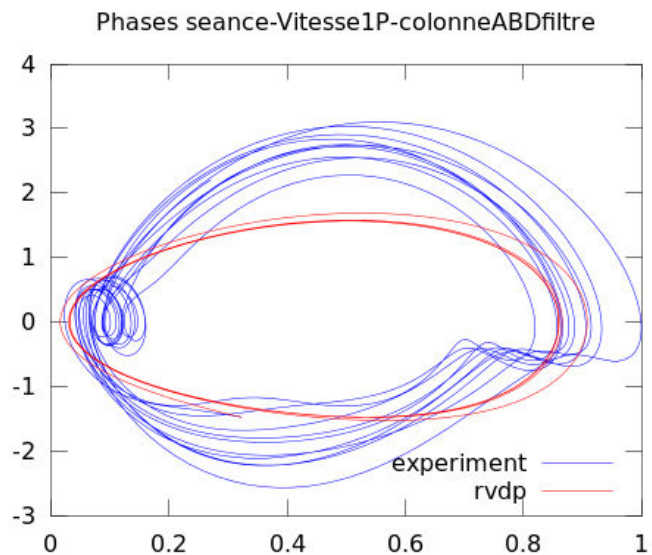
$$\dot{y} = (3.36 - 4.19(x - (0.50))^2 - 1.11(y - (0.78))^2)(y - (0.78)) - (4.07)^2(x - (0.50))$$



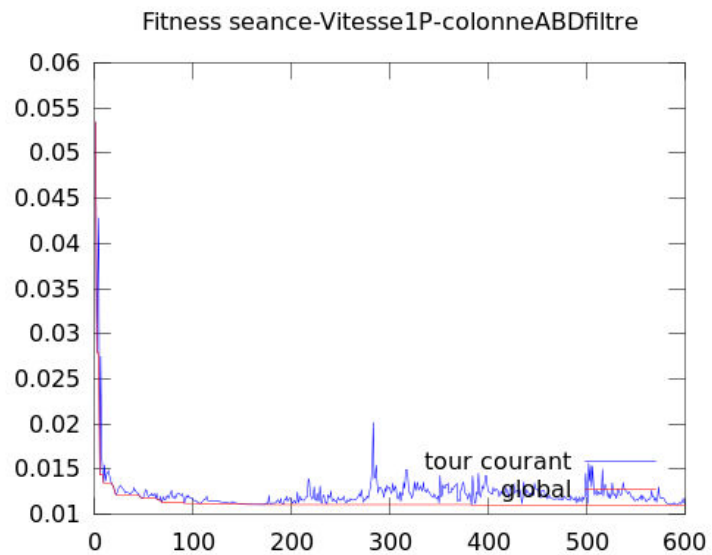
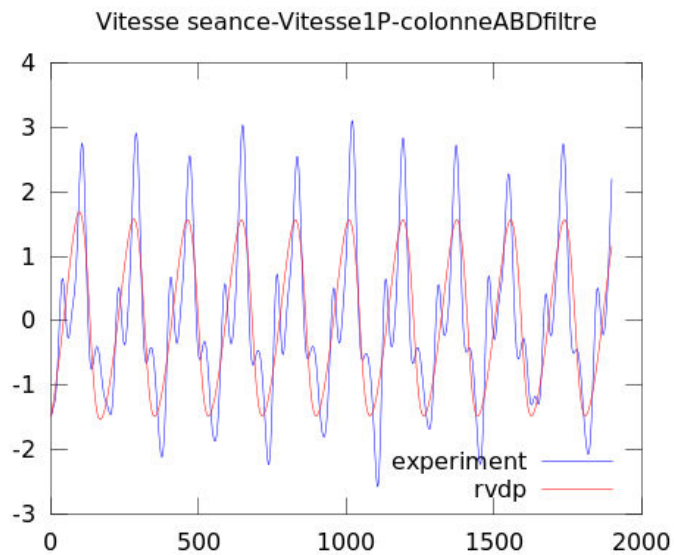


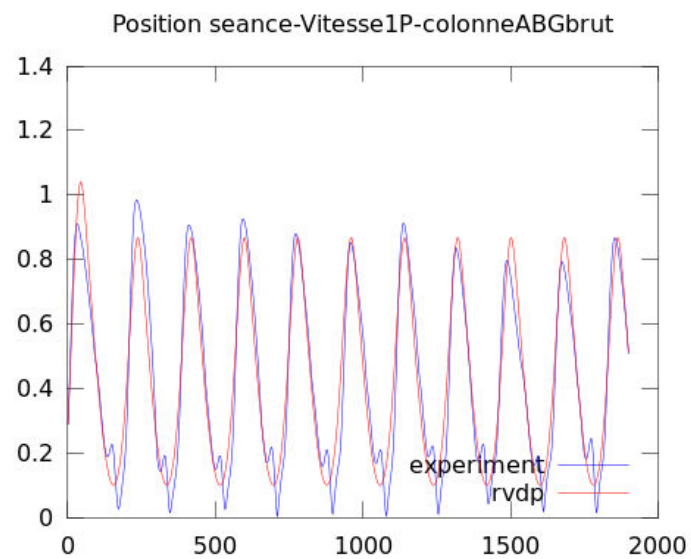
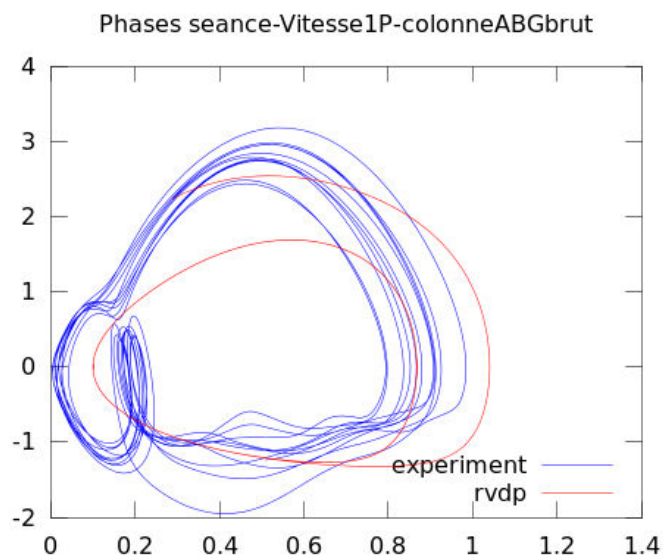
$$\dot{y} = (3.24 - 2.70(x - 0.41))^2 - 0.81(y - 0.91)^2)(y - 0.91) - (4.02)^2(x - 0.41)$$



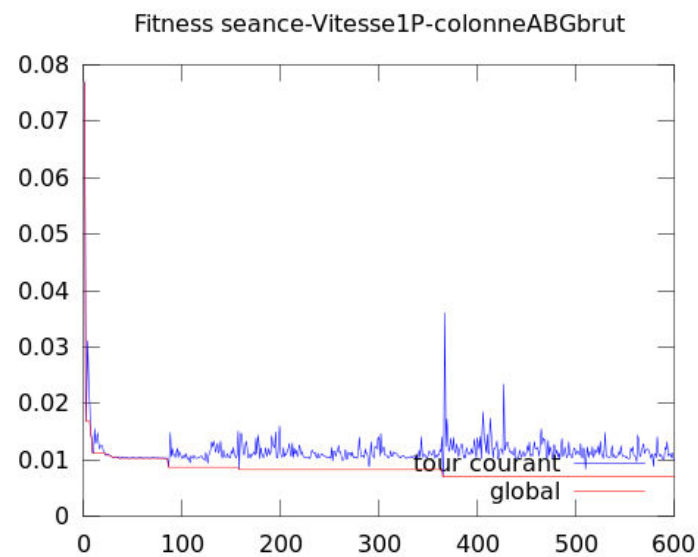
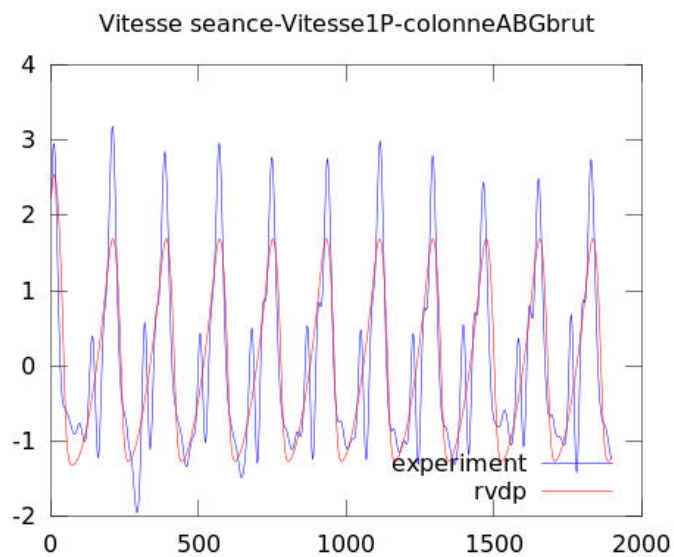


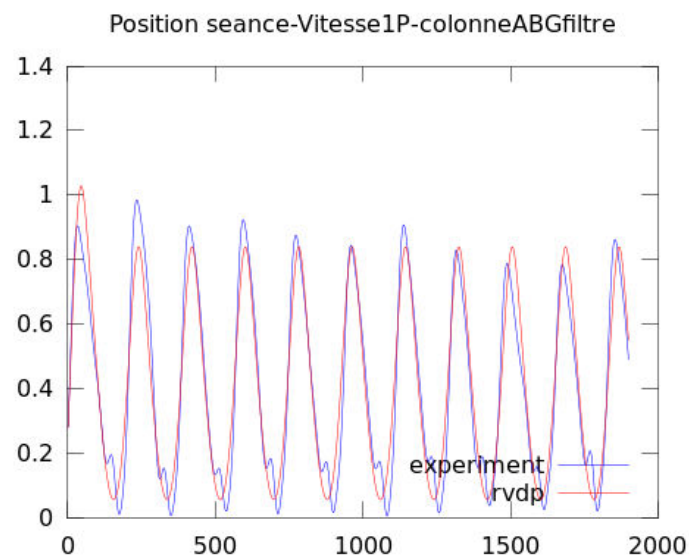
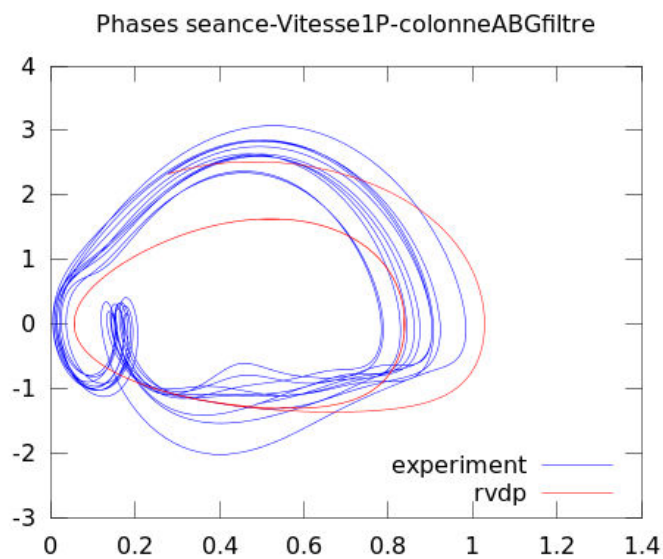
$$\dot{y} = (2.91 - 3.79(x - (0.42))^2 - 0.52(y - (1.13))^2)(y - (1.13)) - (3.87)^2(x - (0.42))$$



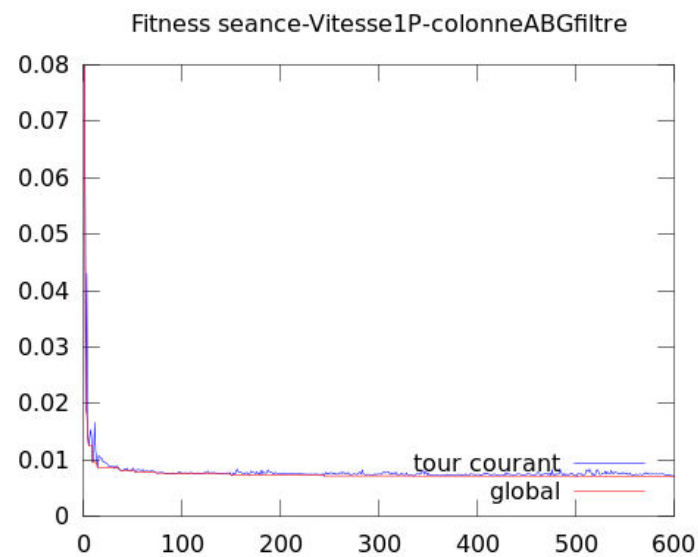
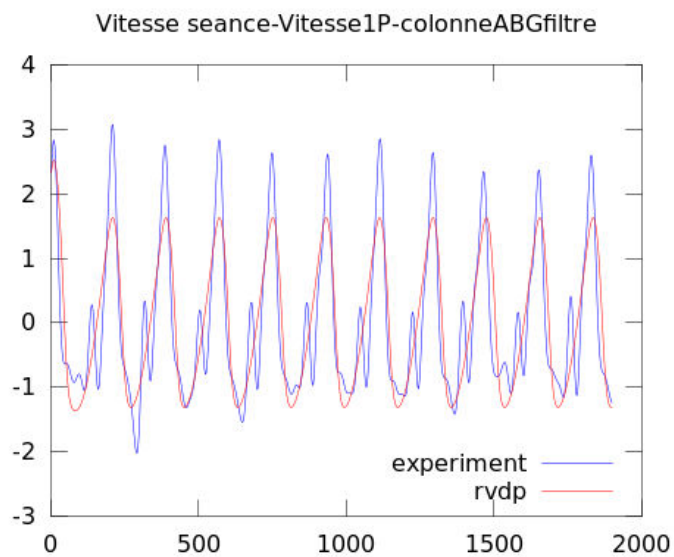


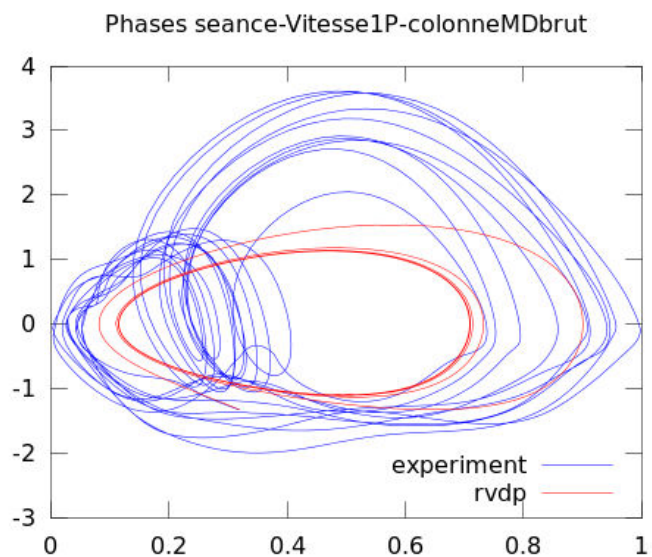
$$\dot{y} = (6.00 - 9.50(x - (0.40))^2 - 1.64(y - (0.92))^2)(y - (0.92)) - (4.64)^2(x - (0.40))$$



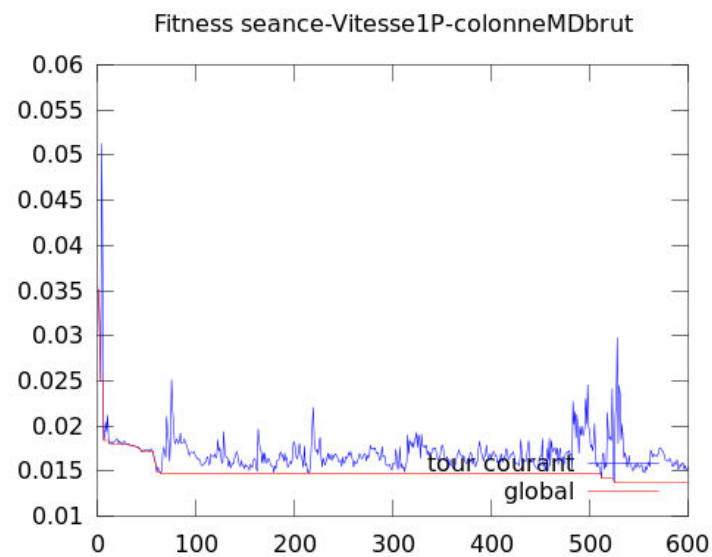
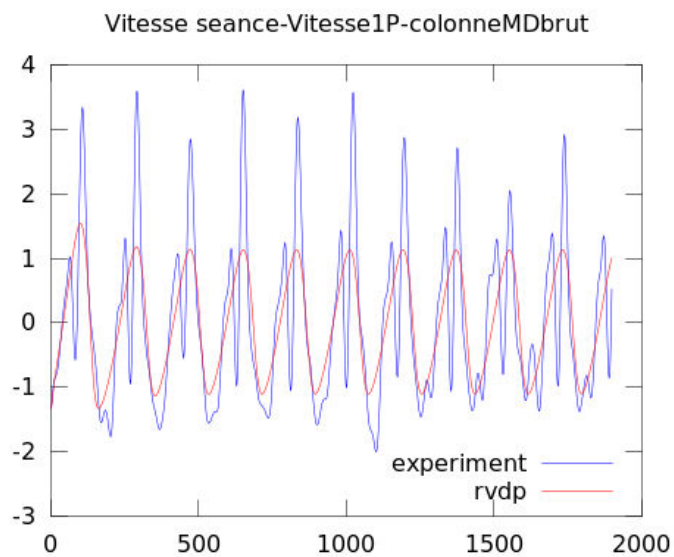


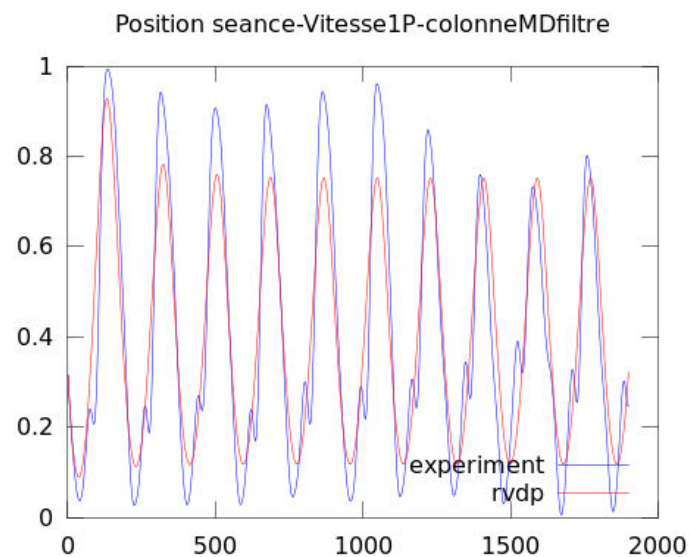
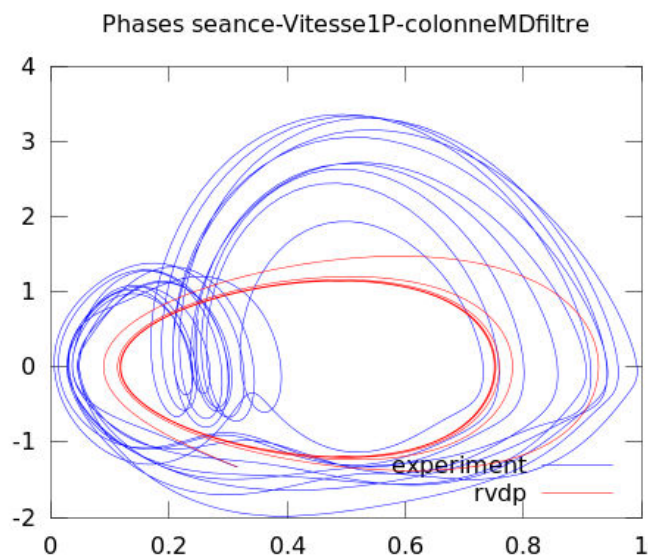
$$\dot{y} = (4.57 - 9.78(x - (0.37))^2 - 1.21(y - (0.88))^2)(y - (0.88)) - (4.28)^2(x - (0.37))$$



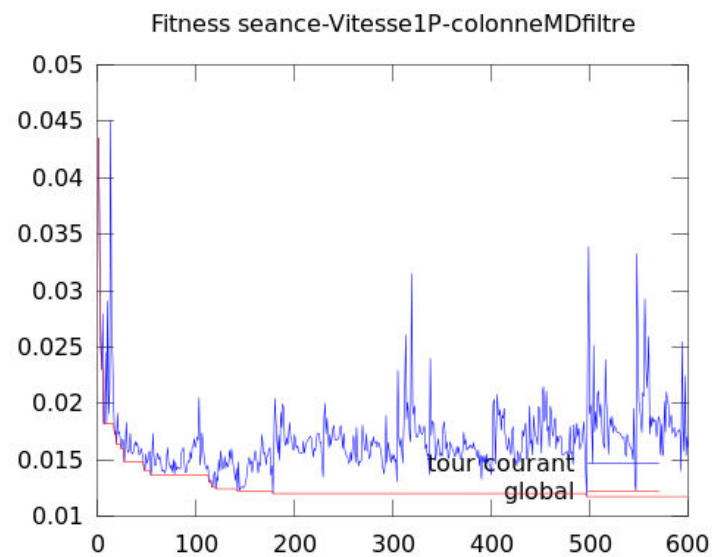
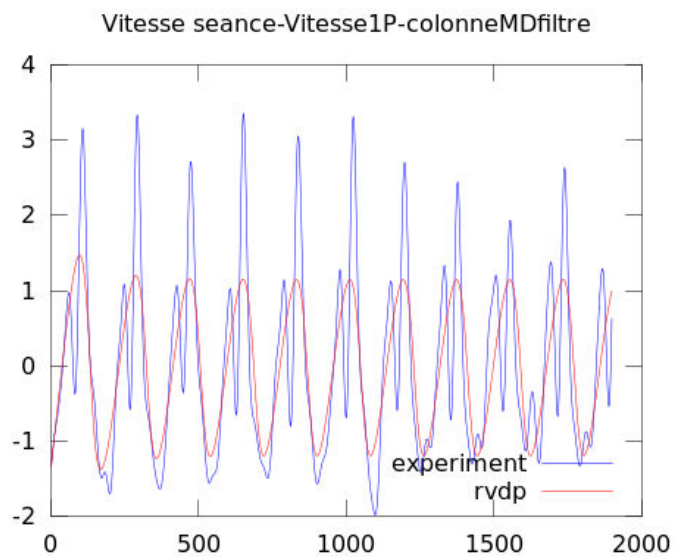


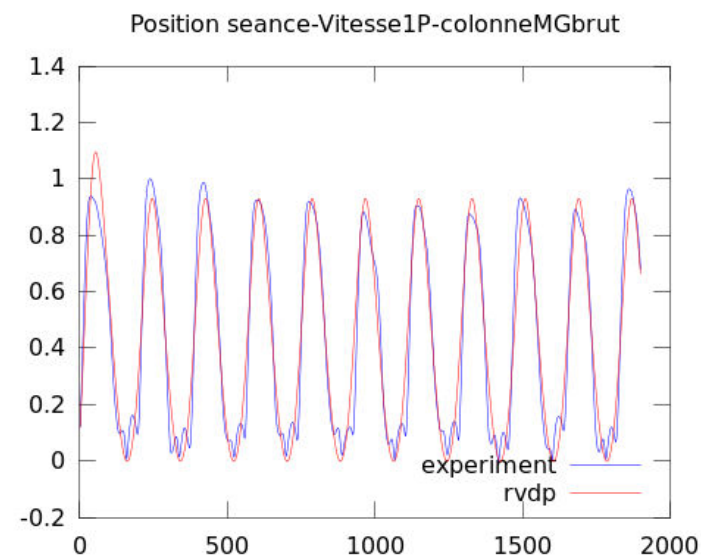
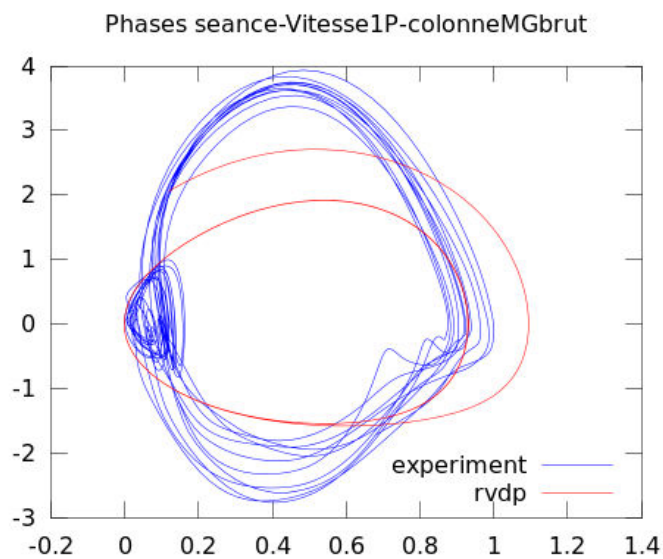
$$\dot{y} = (4.15 - 2.92(x - 0.49))^2 - 0.79(y - 1.20)^2)(y - 1.20) - (3.94)^2(x - 0.49)$$



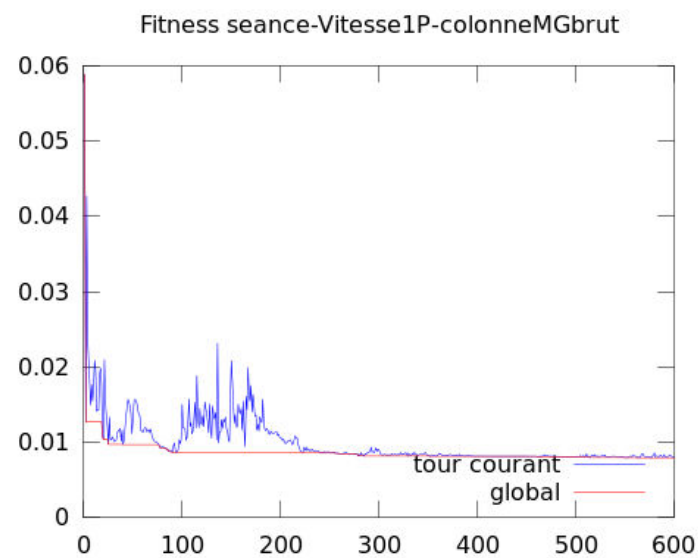
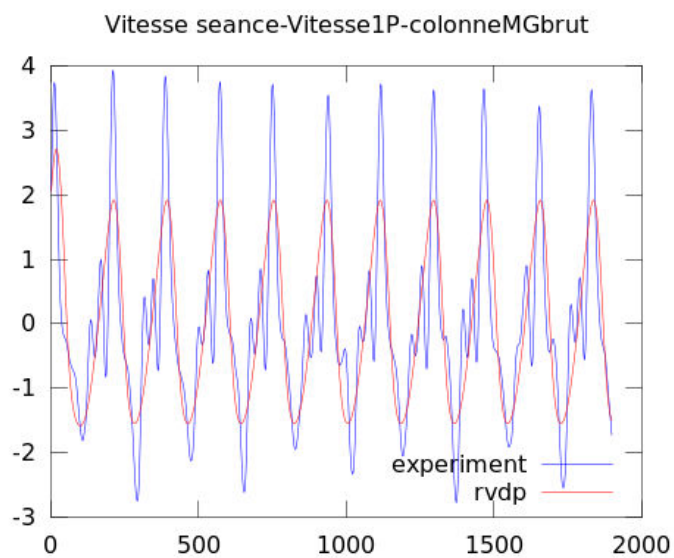


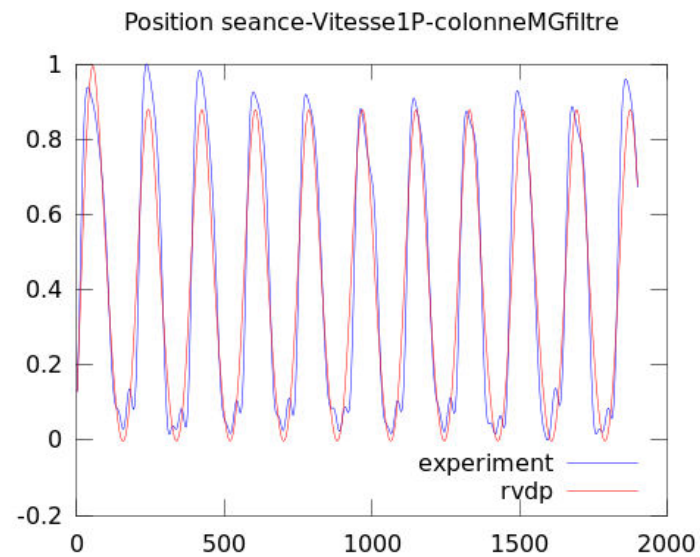
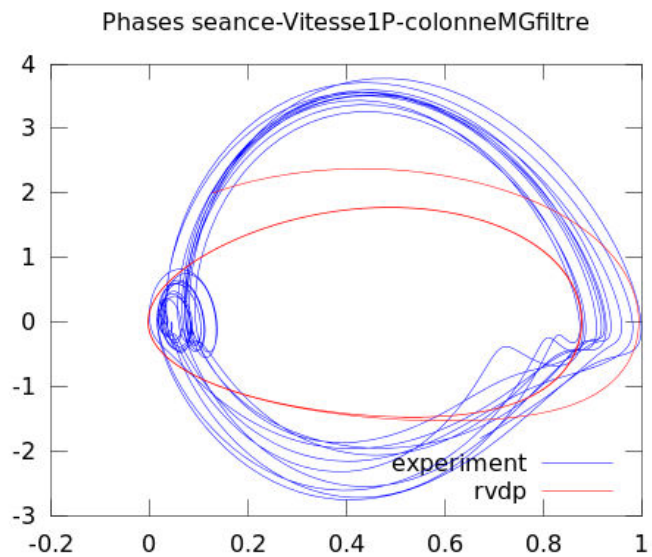
$$\dot{y} = (4.09 - 6.10(x - 0.55))^2 - 0.60(y - 1.33)^2)(y - 1.33) - (3.64)^2(x - 0.55)$$



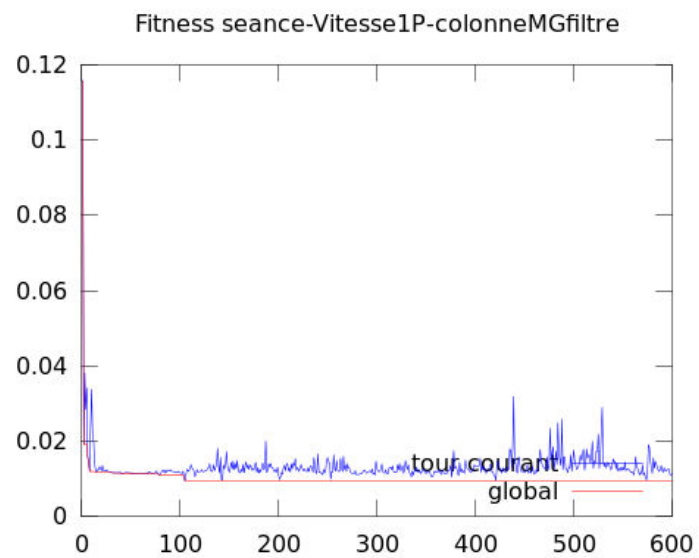
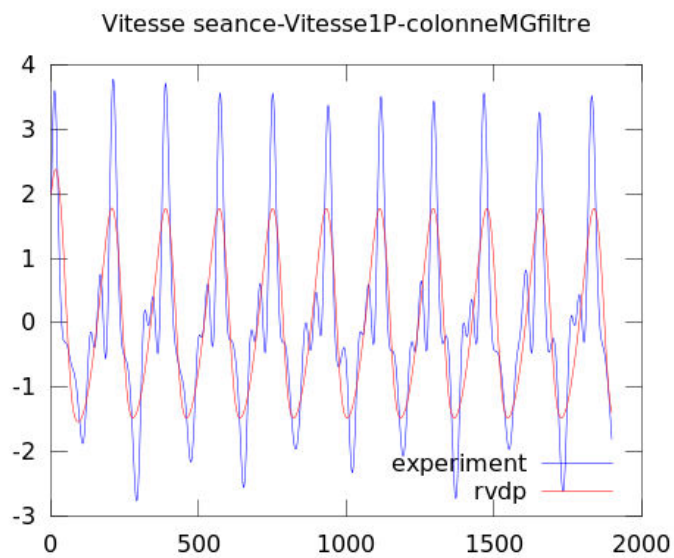


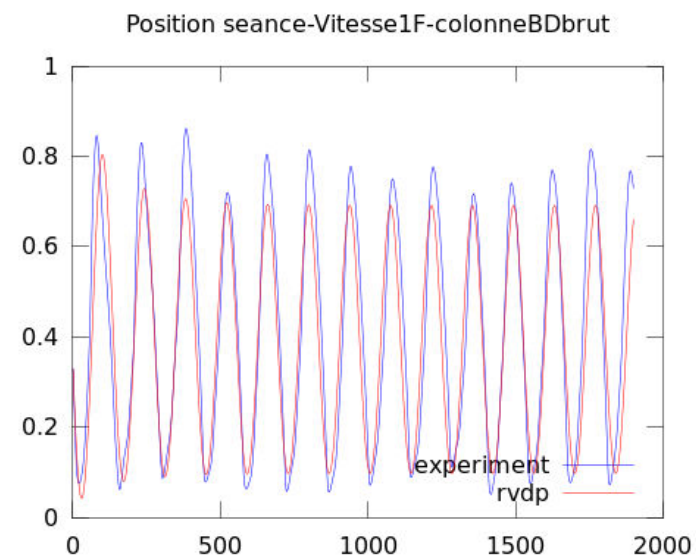
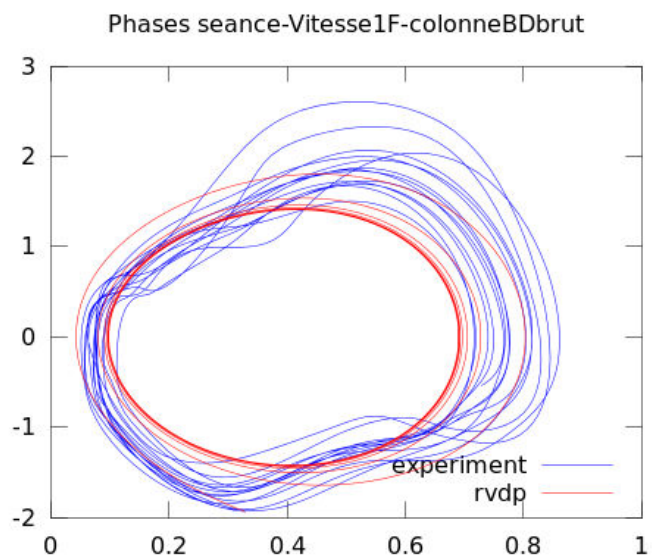
$$\dot{y} = (3.97 - 9.46(x - (0.37))^2 - 0.77(y - (0.96))^2)(y - (0.96)) - (4.13)^2(x - (0.37))$$



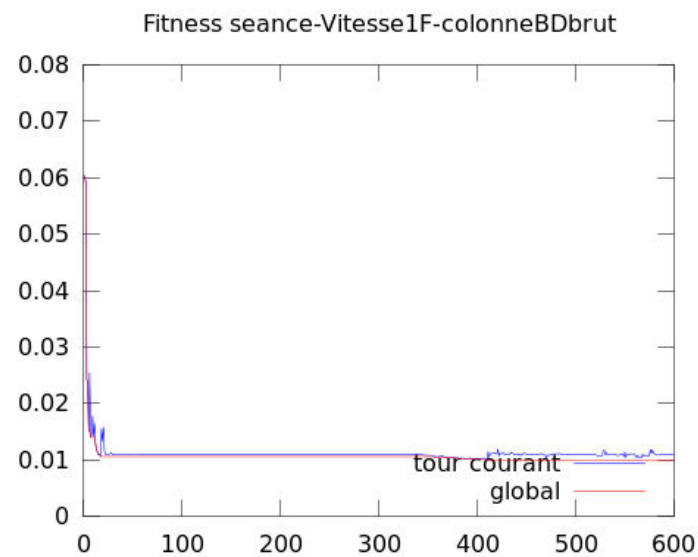
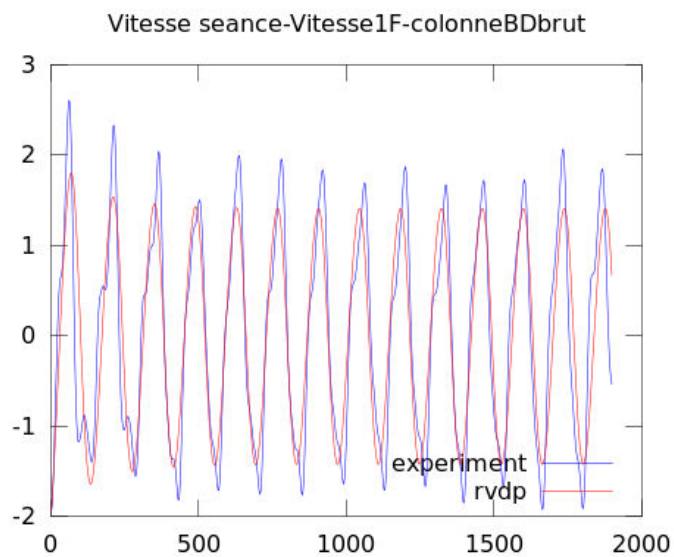


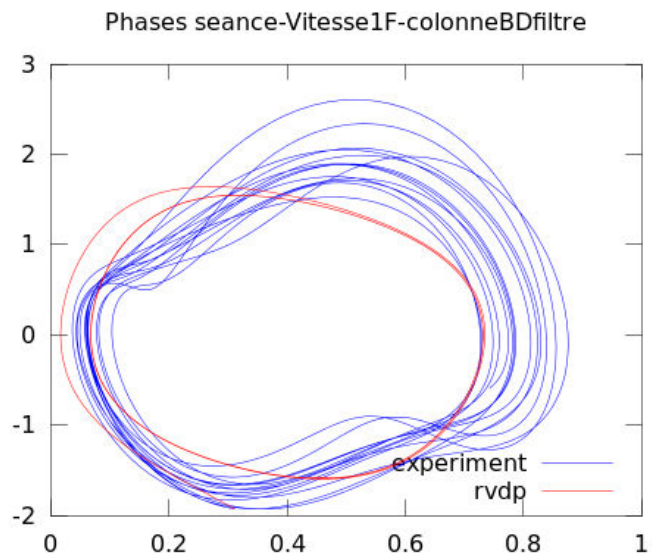
$$\dot{y} = (3.22 - 7.42(x - (0.35))^2 - 0.88(y - (0.73))^2)(y - (0.73)) - (4.00)^2(x - (0.35))$$



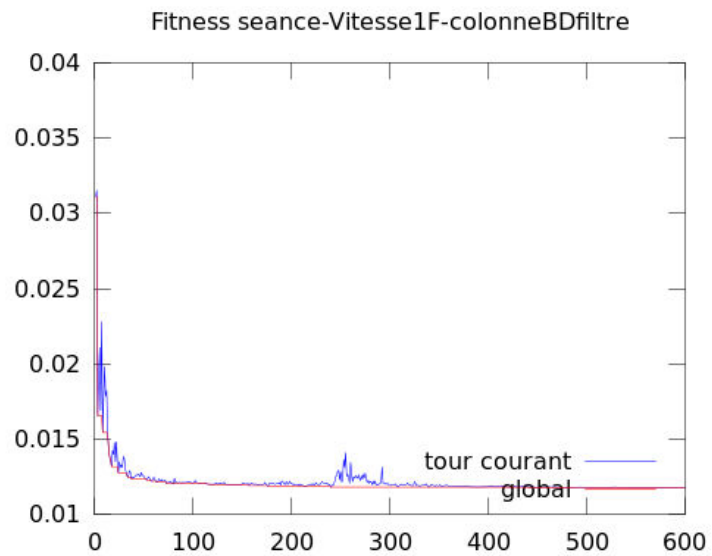
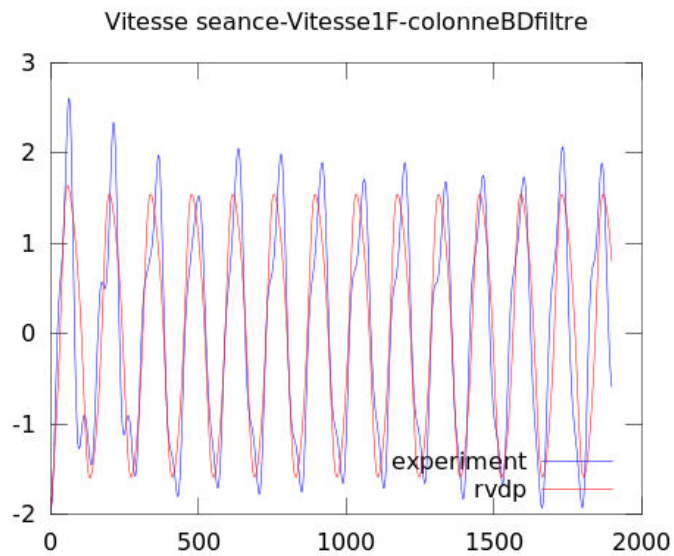


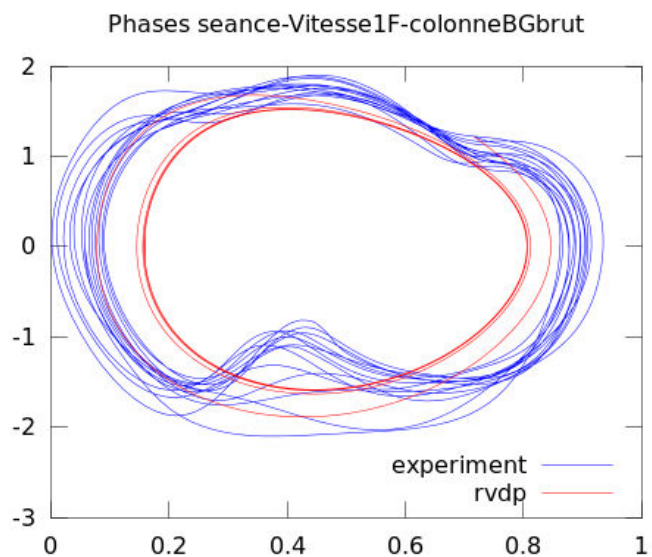
$$\dot{y} = (2.24 - 9.87(x - 0.41))^2 - 0.28(y - 1.36)^2)(y - 1.36) - (4.76)^2(x - 0.41)$$



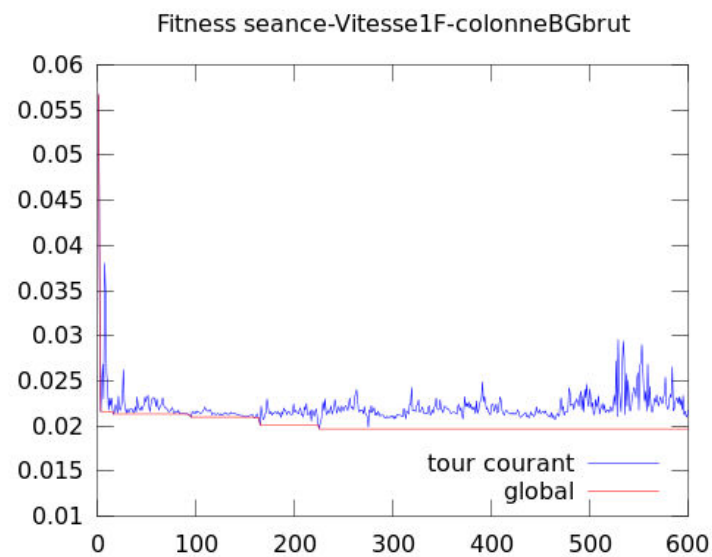
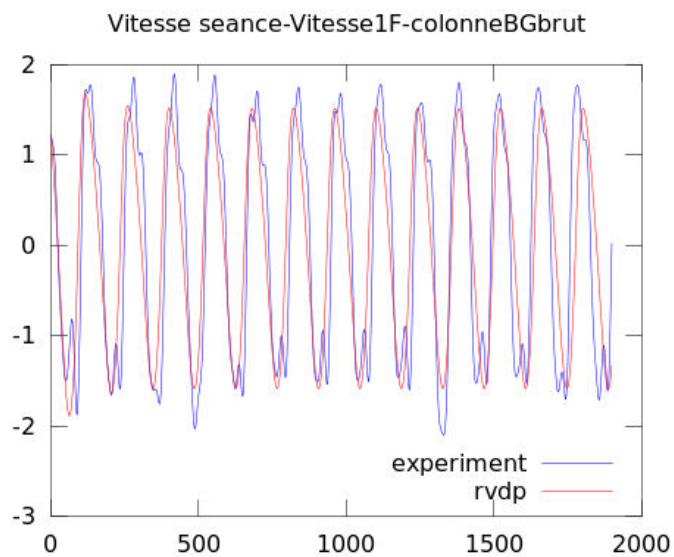


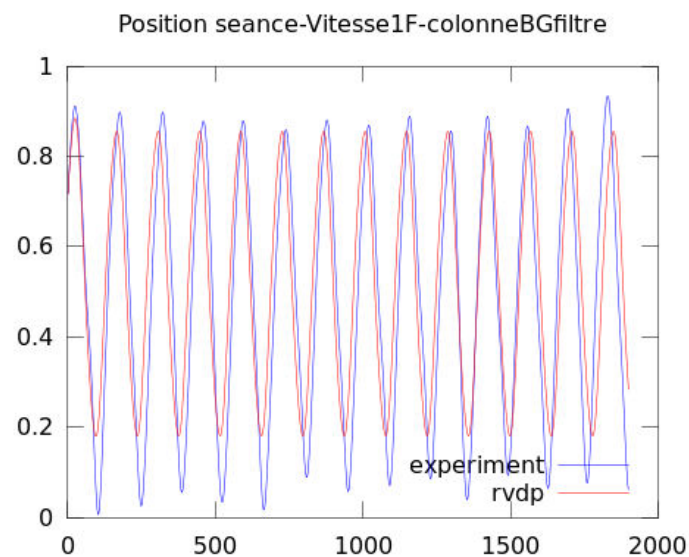
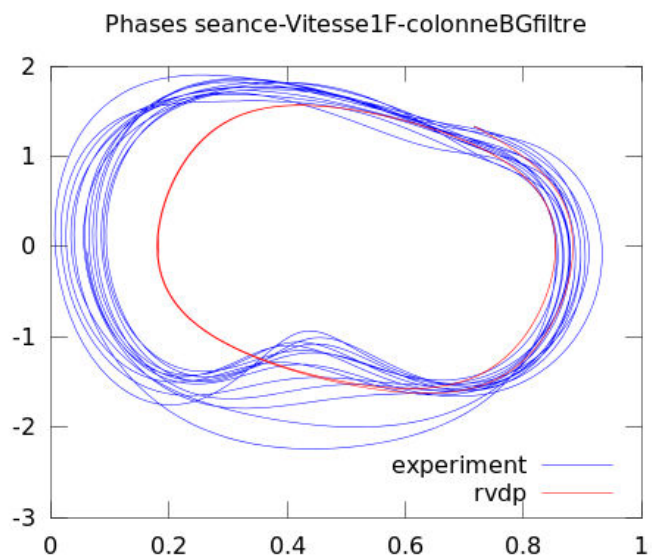
$$\dot{y} = (3.18 - 0.02(x - 0.42))^2 - 1.72(y - (-0.10))^2(y - (-0.10)) - (4.89)^2(x - 0.42)$$



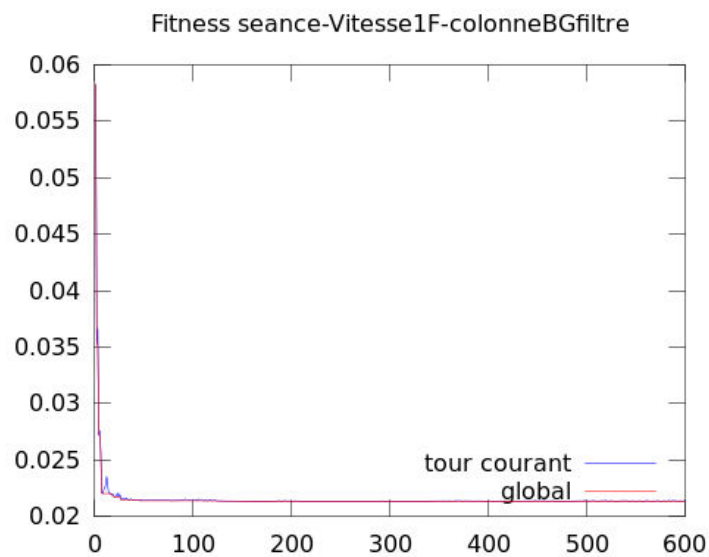
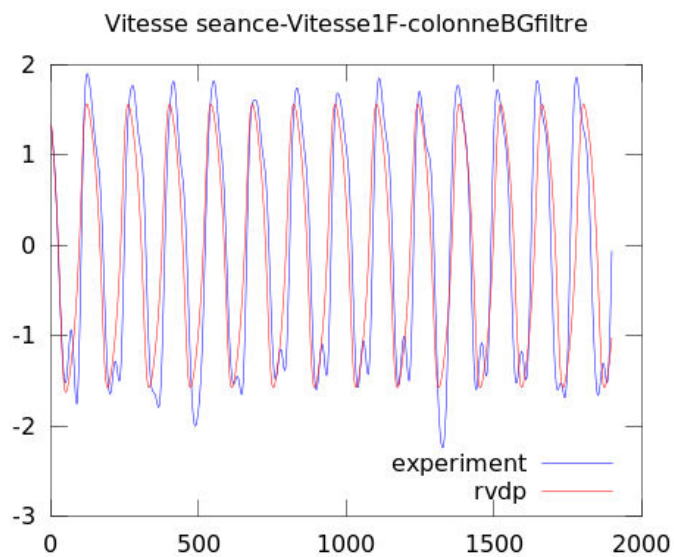


$$\dot{y} = (2.76 - 1.30(x - 0.51))^2 - 0.60(y - (-0.98))^2(y - (-0.98)) - (4.97)^2(x - 0.51)$$

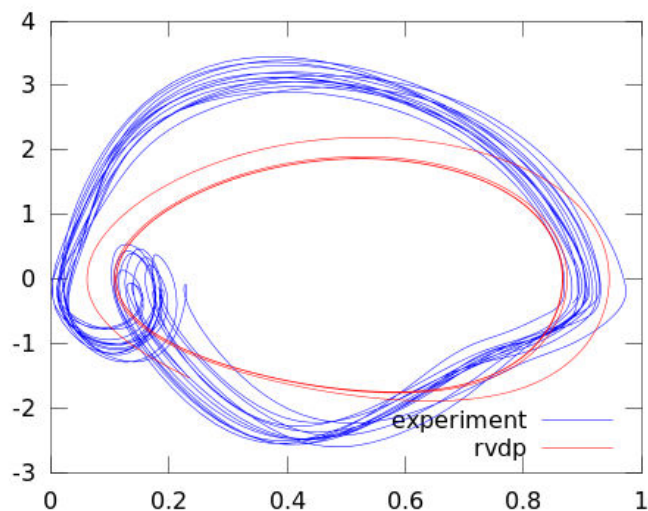




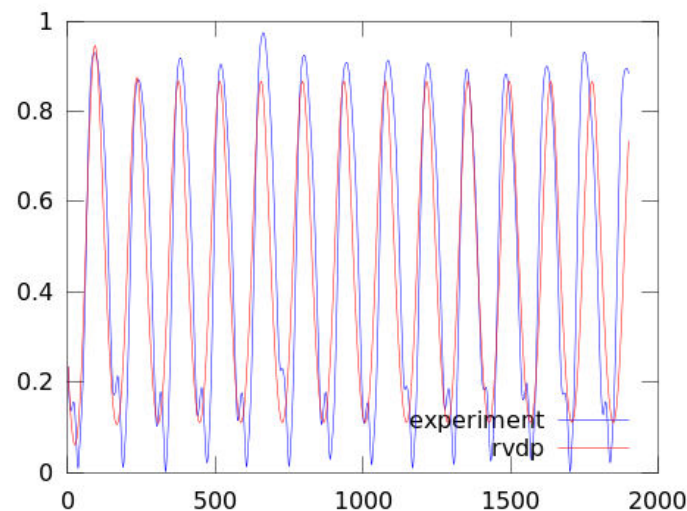
$$\dot{y} = (4.23 - 0.01(x - 0.52))^2 - 2.30(y - (-0.02))^2(y - (-0.02)) - (4.94)^2(x - 0.52)$$



Phases seance-Vitesse1F-colonneABDbrut

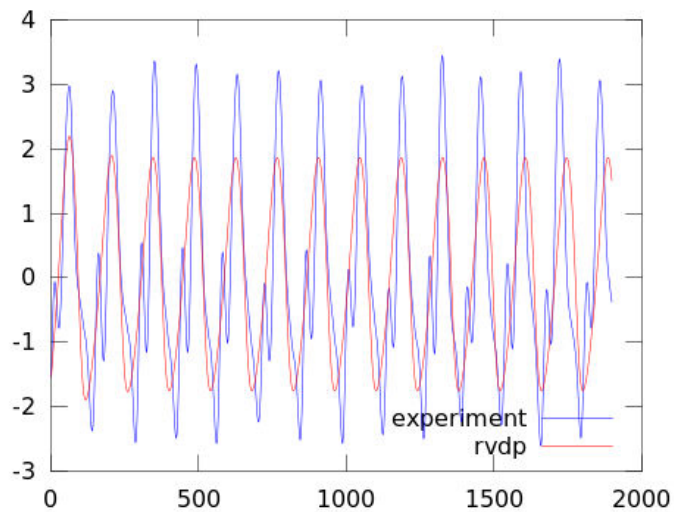


Position seance-Vitesse1F-colonneABDbrut

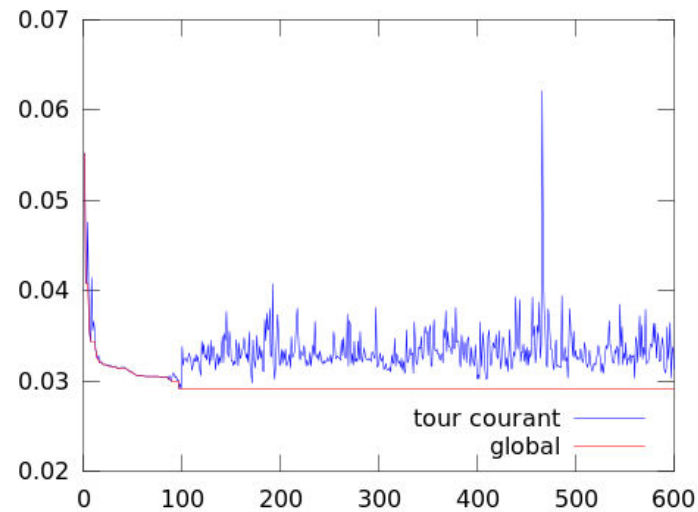


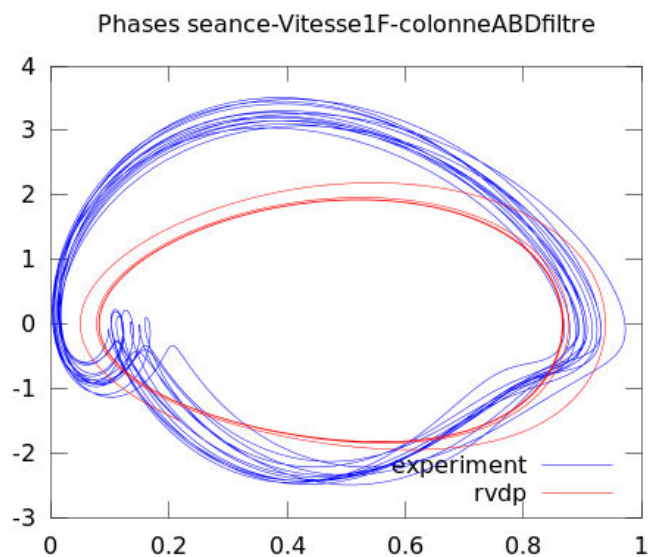
$$\dot{y} = (2.79 - 2.15(x - 0.44)^2 - 0.56(y - 0.94)^2)(y - 0.94) - (4.99)^2(x - 0.44)$$

Vitesse seance-Vitesse1F-colonneABDbrut

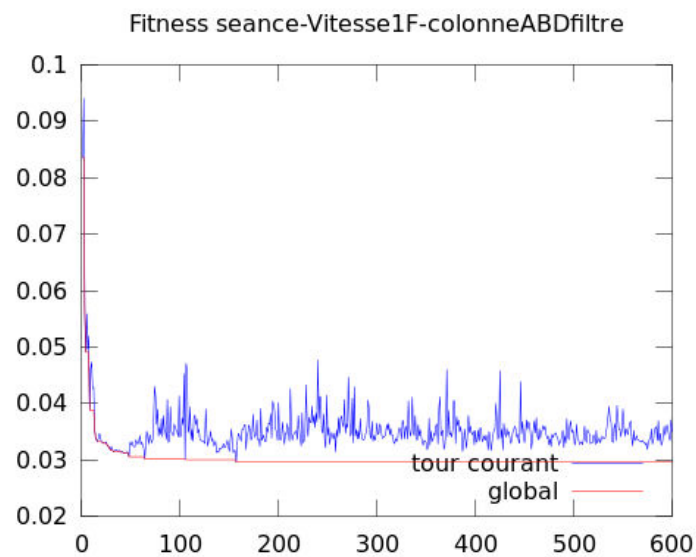
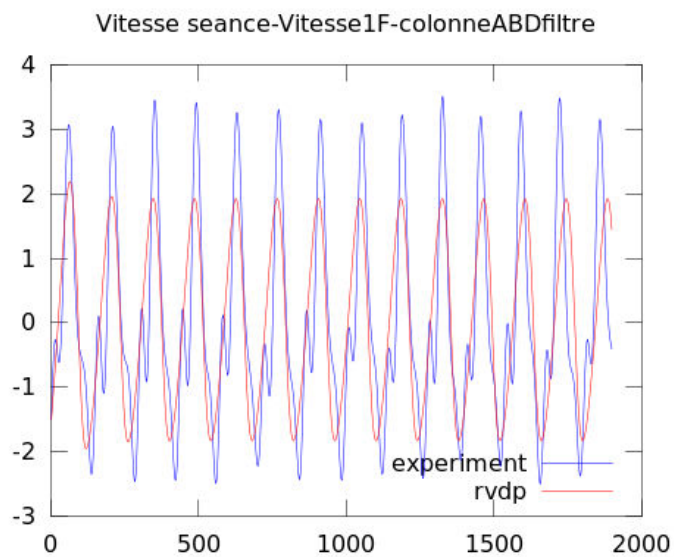


Fitness seance-Vitesse1F-colonneABDbrut

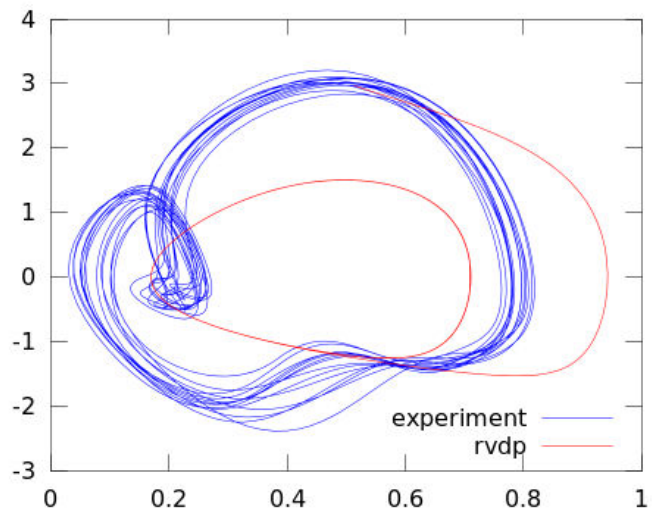




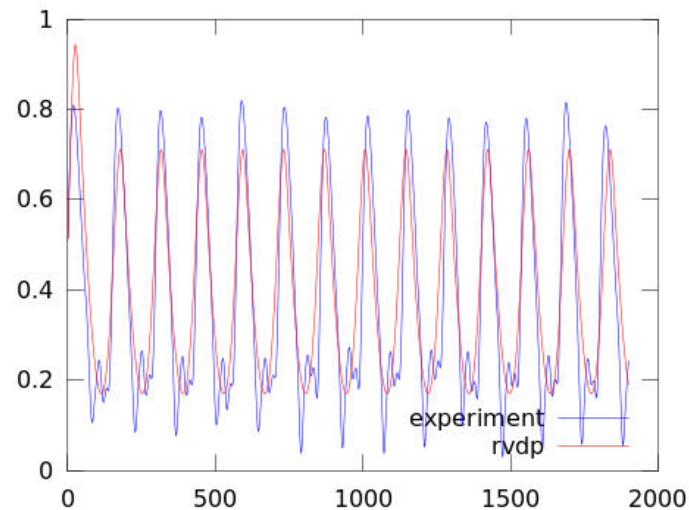
$$\dot{y} = (3.09 - 3.52(x - (0.44))^2 - 0.41(y - (1.27))^2)(y - (1.27)) - (4.99)^2(x - (0.44))$$



Phases seance-Vitesse1F-colonneABGbrut

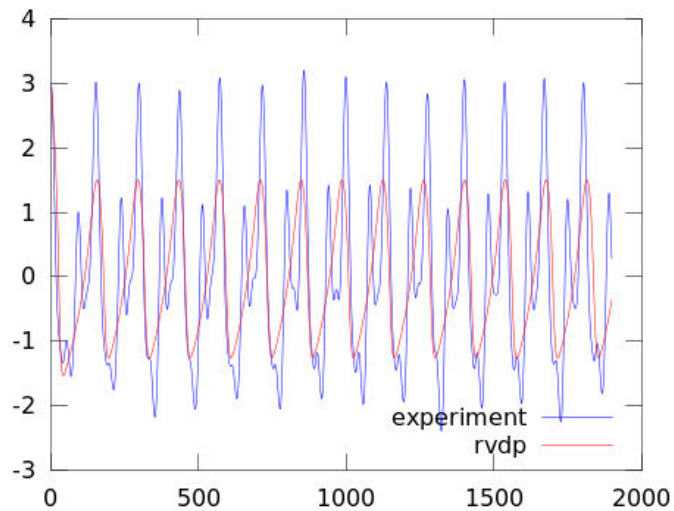


Position seance-Vitesse1F-colonneABGbrut

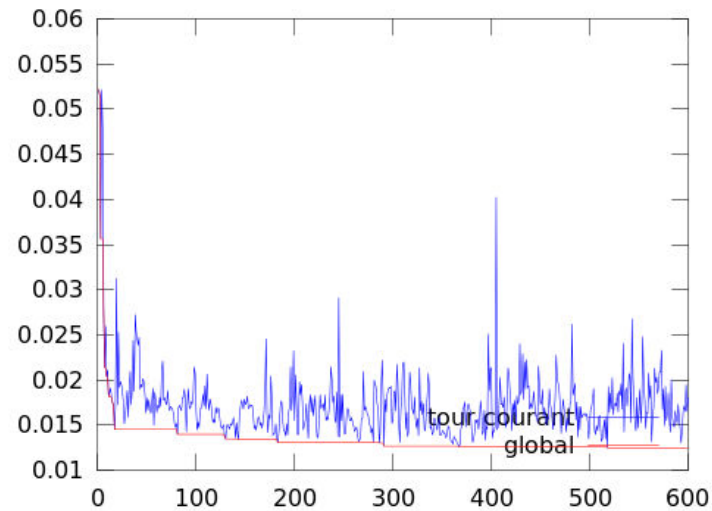


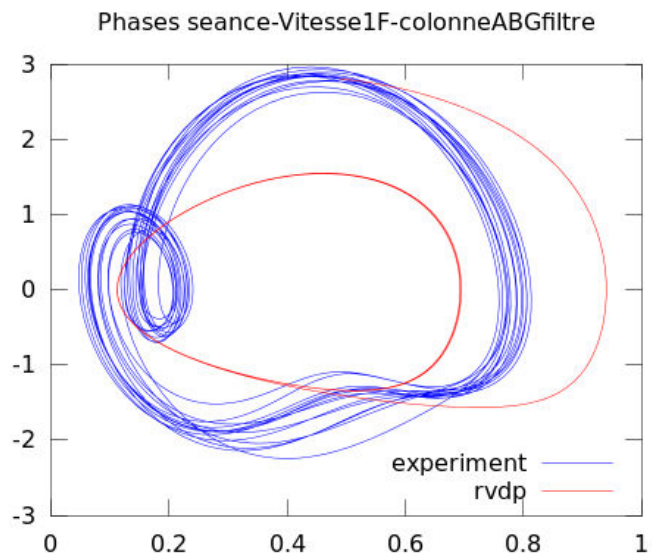
$$\dot{y} = (6.60 - 1.90(x - (0.39))^2 - 2.05(y - (0.88))^2)(y - (0.88)) - (5.90)^2(x - (0.39))$$

Vitesse seance-Vitesse1F-colonneABGbrut

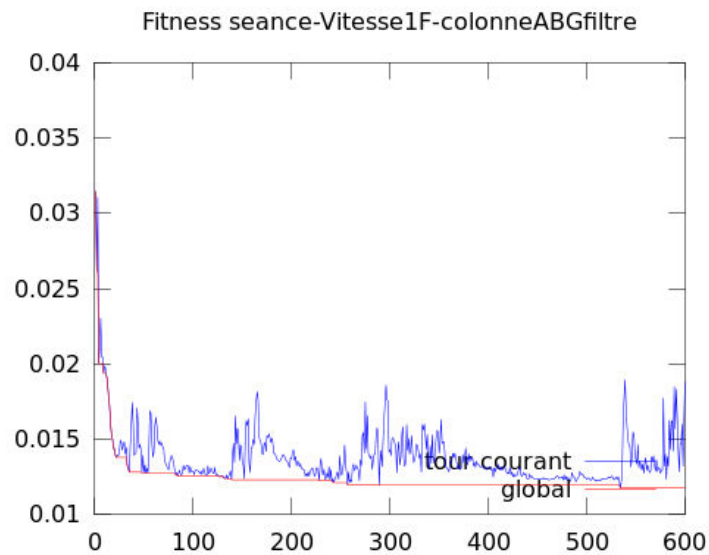
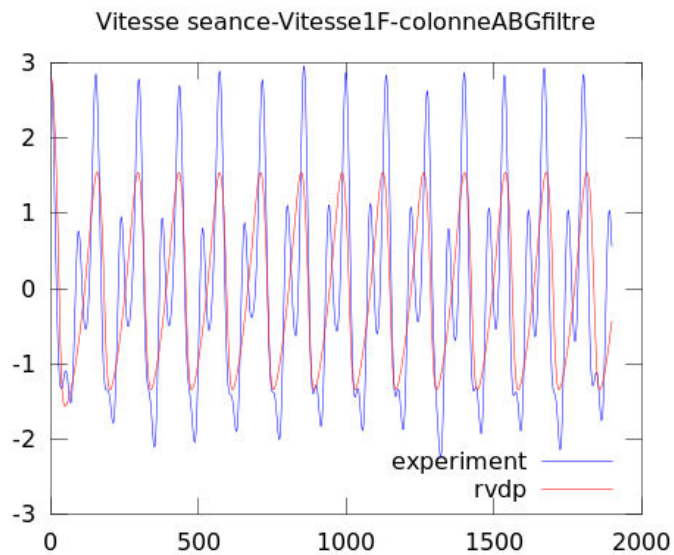


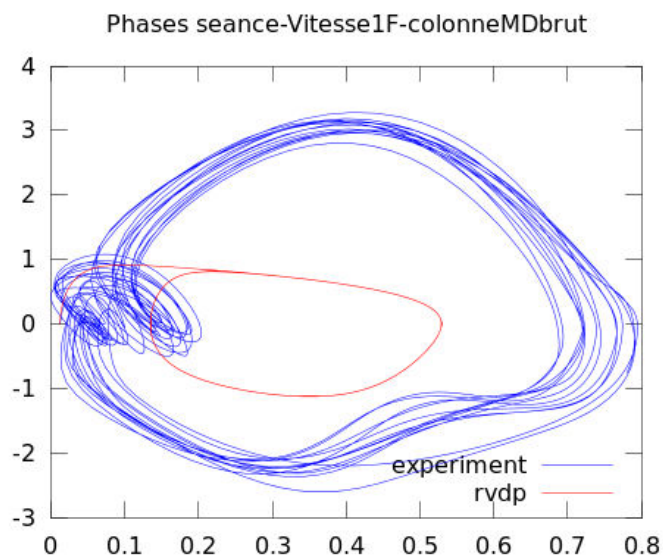
Fitness seance-Vitesse1F-colonneABGbrut



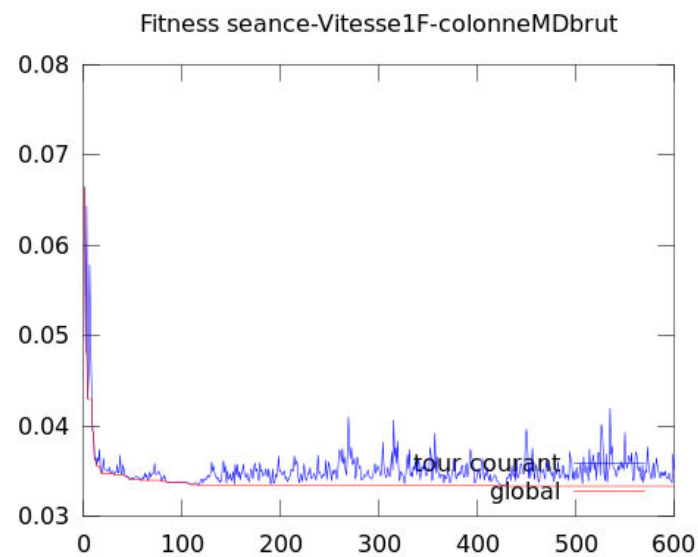
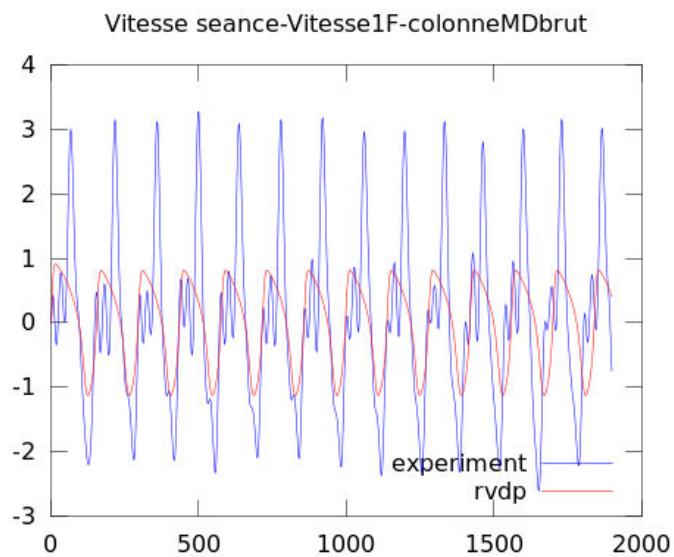


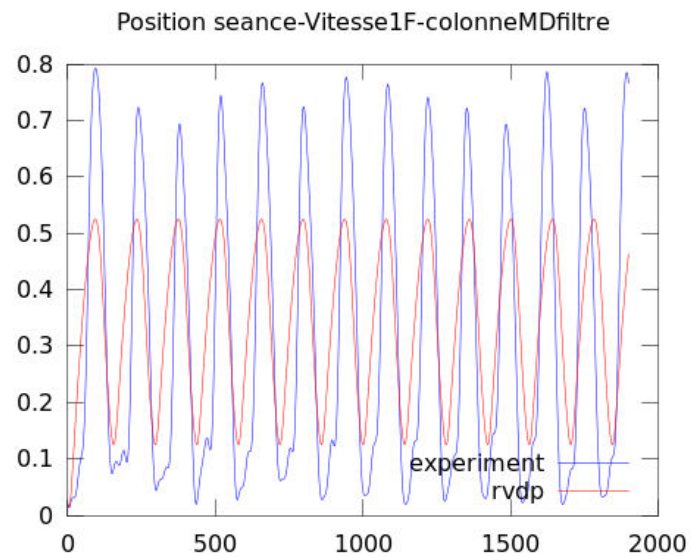
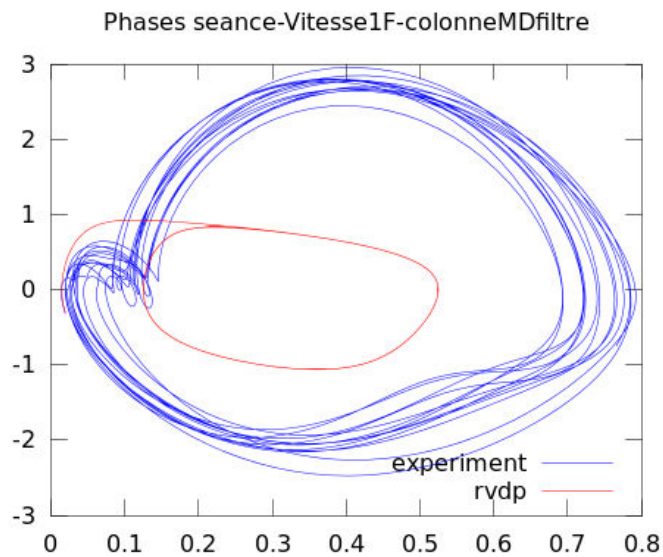
$$\dot{y} = (5.73 - 8.26(x - (0.37))^2 - 1.39(y - (0.98))^2)(y - (0.98)) - (5.57)^2(x - (0.37))$$



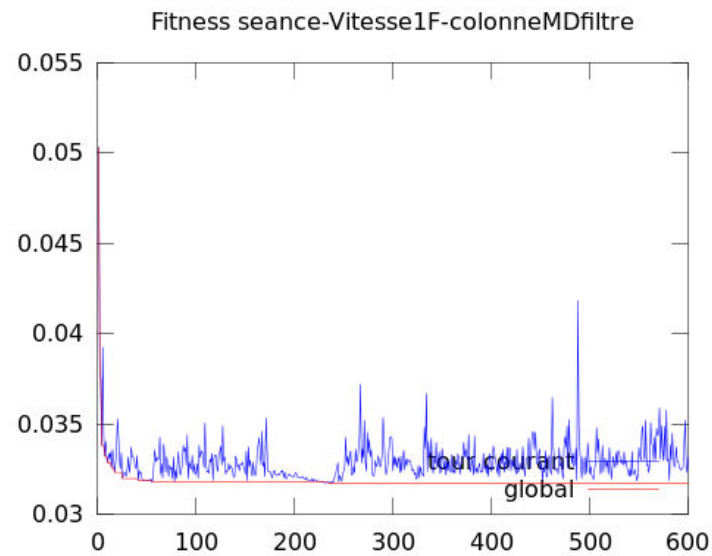
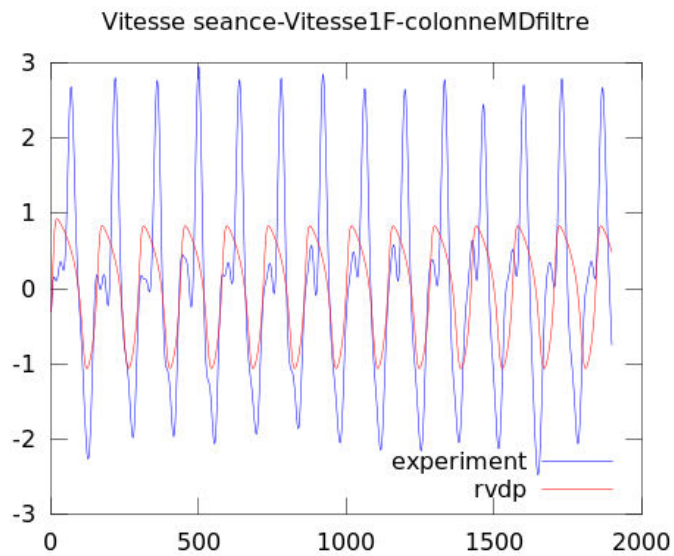


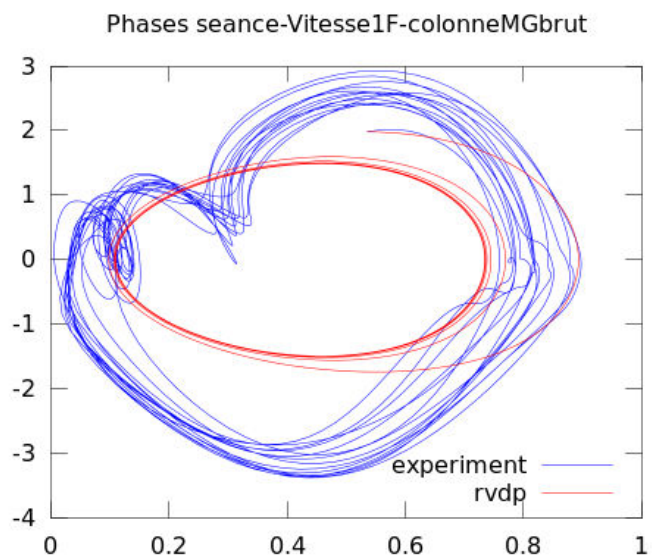
$$\dot{y} = (7.94 - 9.34(x - (0.38))^2 - 9.98(y - (-0.31))^2)(y - (-0.31)) - (5.80)^2(x - (0.38))$$



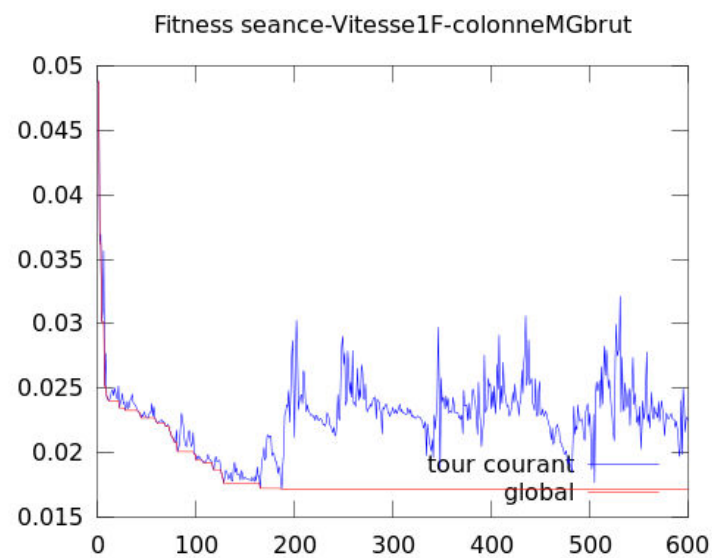
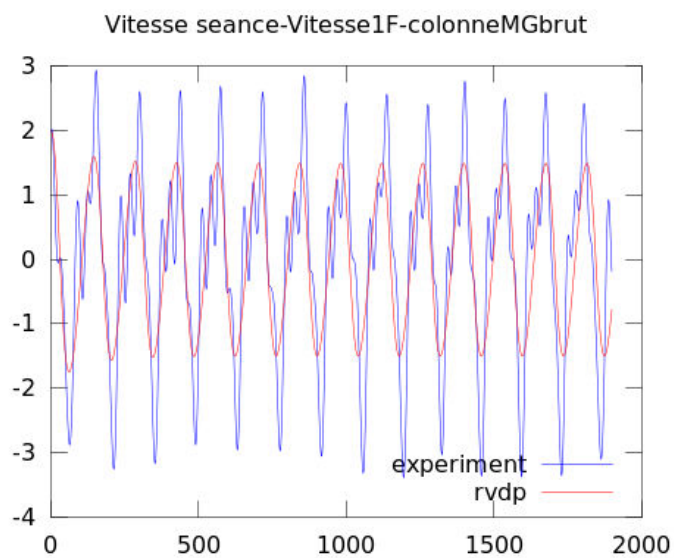


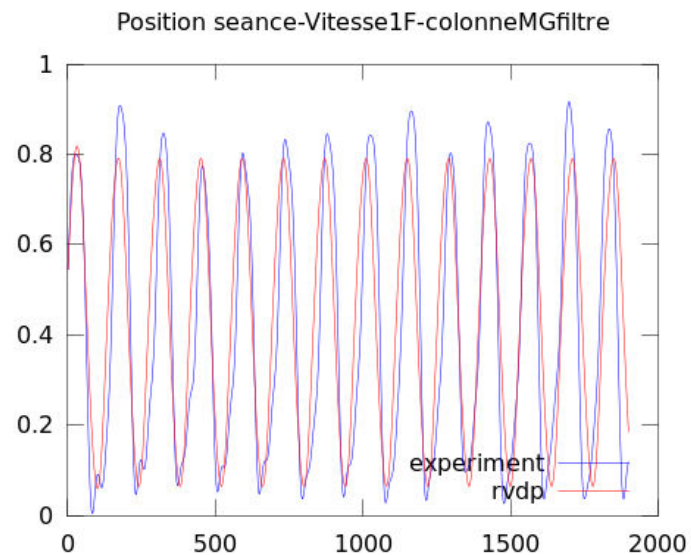
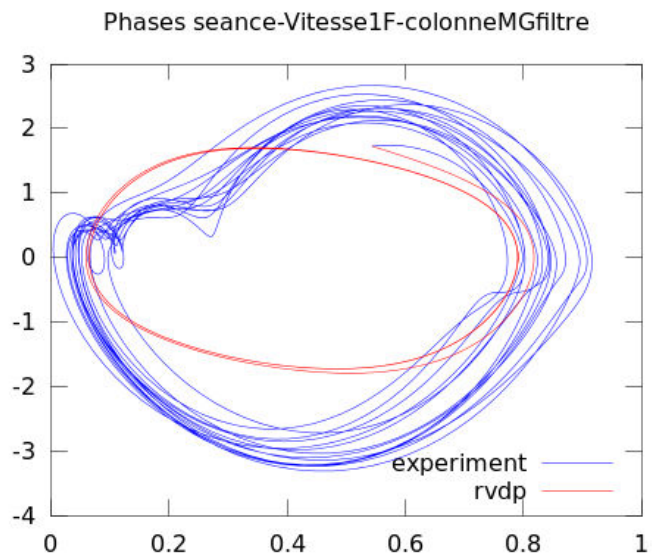
$$\dot{y} = (7.08 - 9.93(x - 0.36))^2 - 9.84(y - (-0.22))^2(y - (-0.22)) - (5.44)^2(x - 0.36)$$



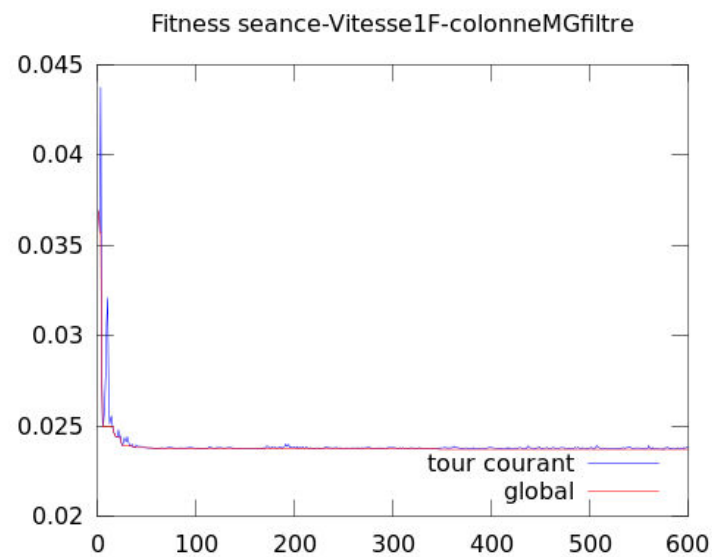
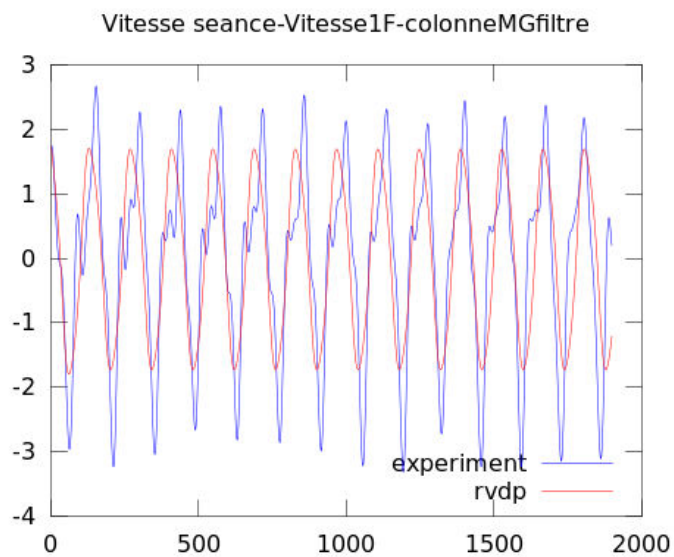


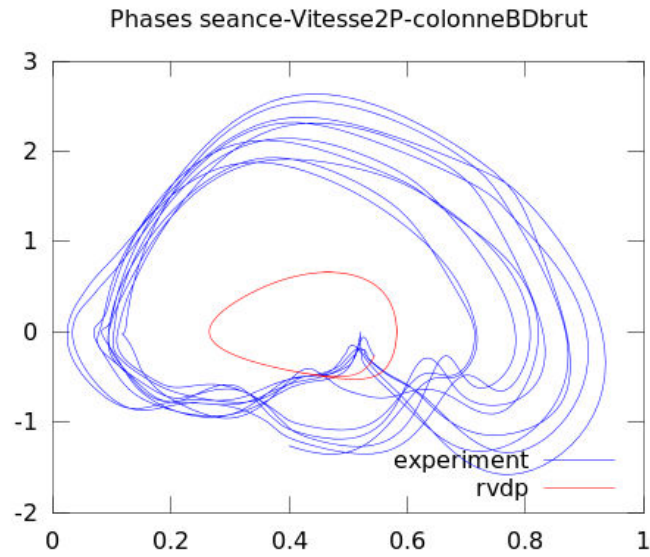
$$\dot{y} = (3.34 - 8.29(x - 0.46))^2 - 0.38(y - 1.48)^2)(y - 1.48) - (4.80)^2(x - 0.46)$$



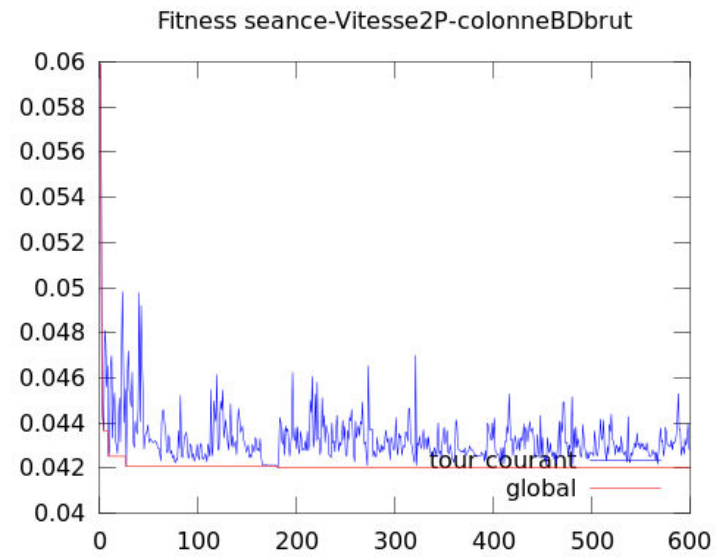
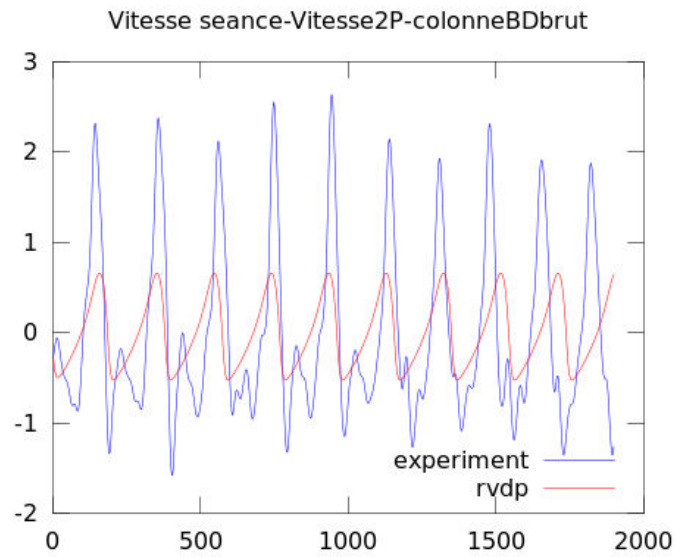


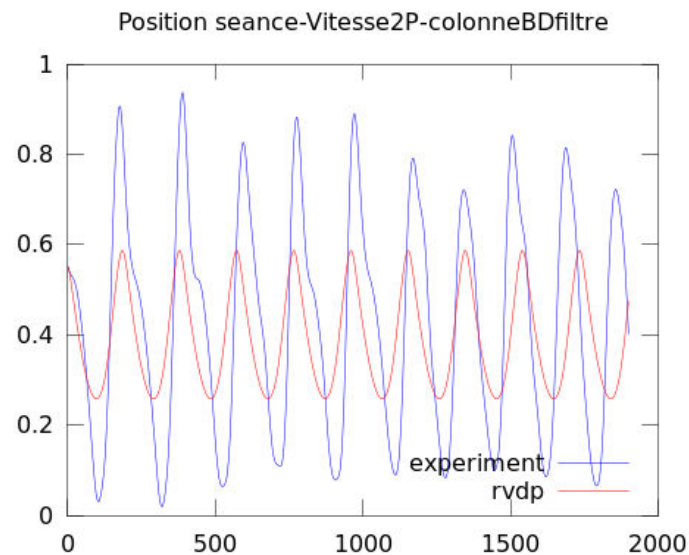
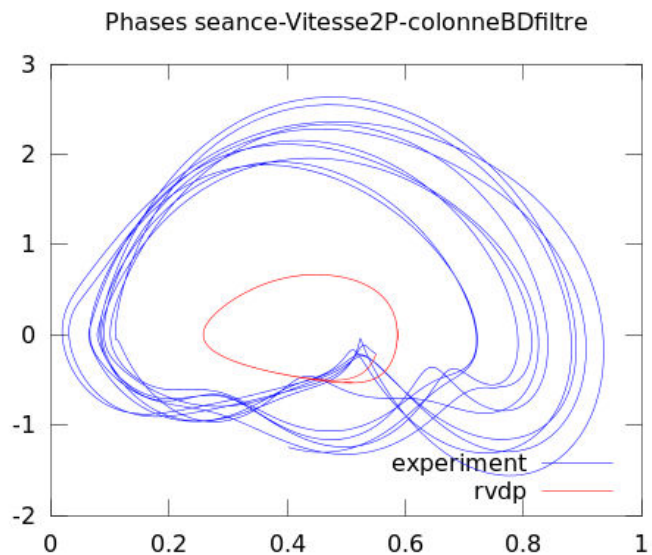
$$\dot{y} = (2.81 - 0.19(x - (0.44))^2 - 1.27(y - (-0.09))^2)(y - (-0.09)) - (4.84)^2(x - (0.44))$$



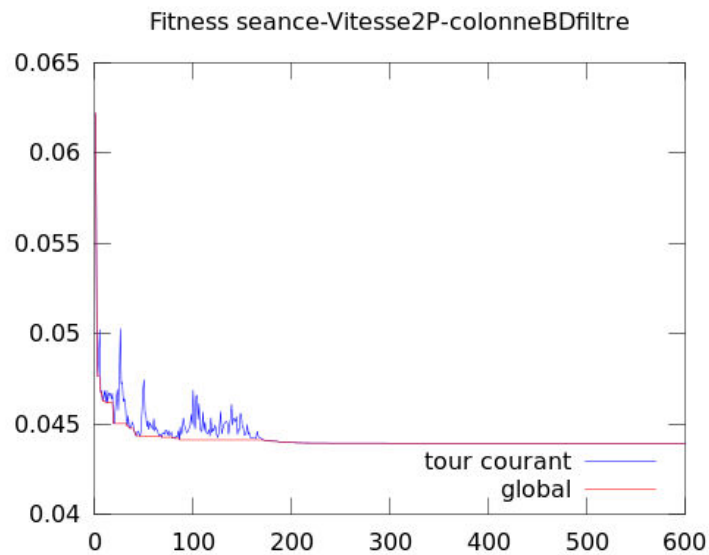
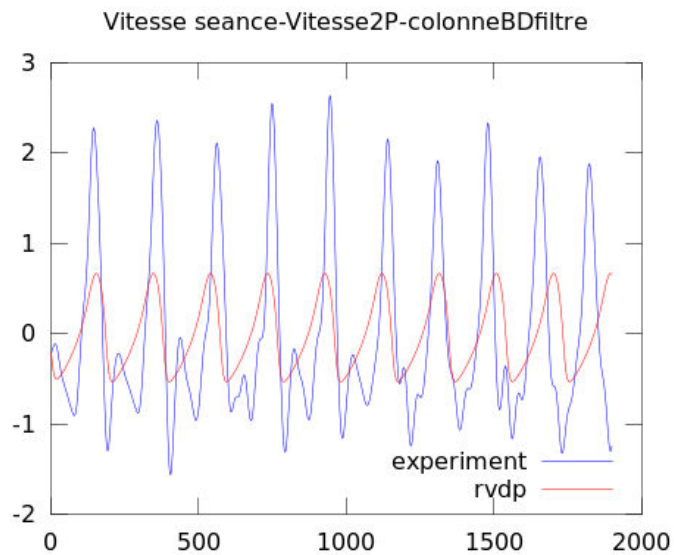


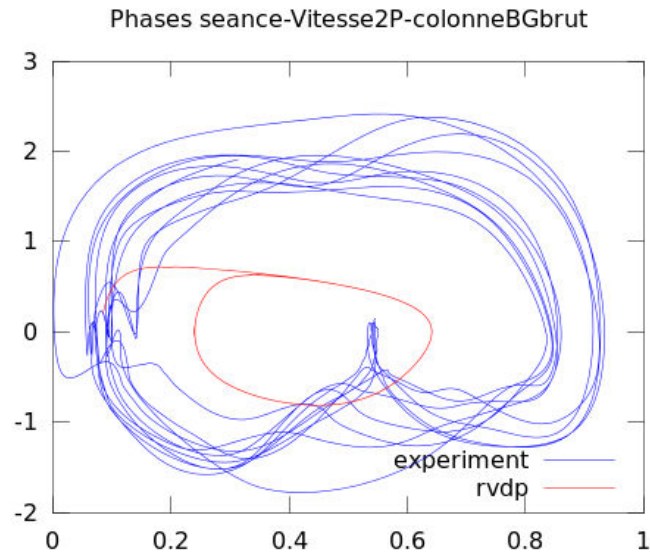
$$\dot{y} = (6.33 - 6.66(x - (0.40))^2 - 10.00(y - (0.41))^2)(y - (0.41)) - (4.58)^2(x - (0.40))$$



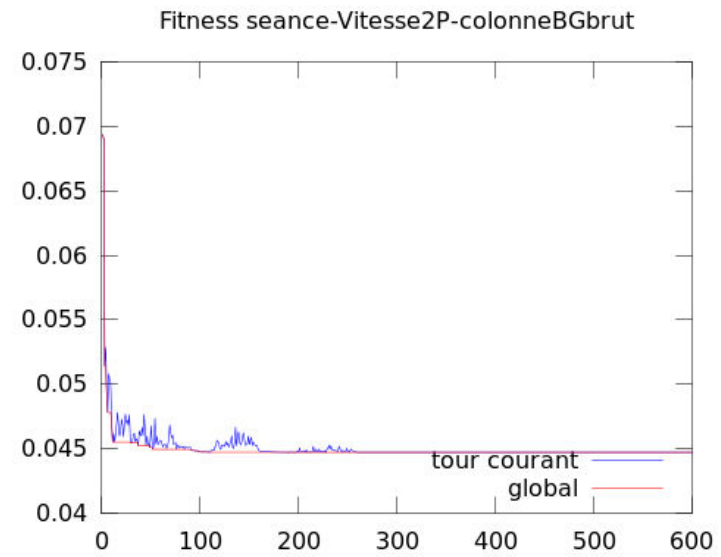
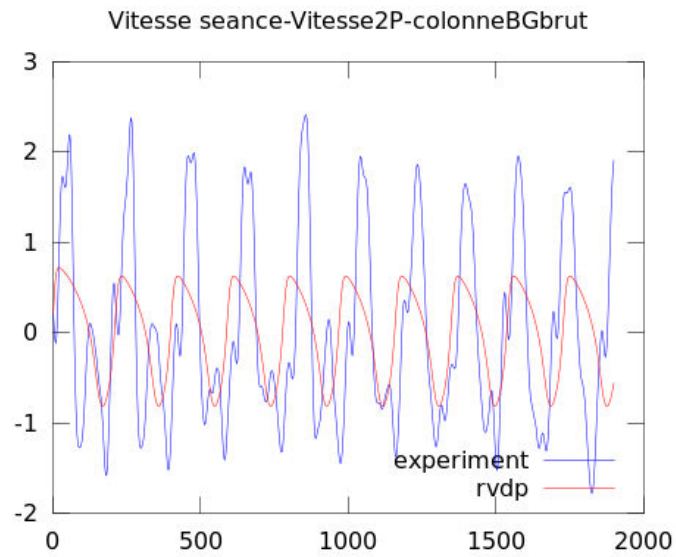


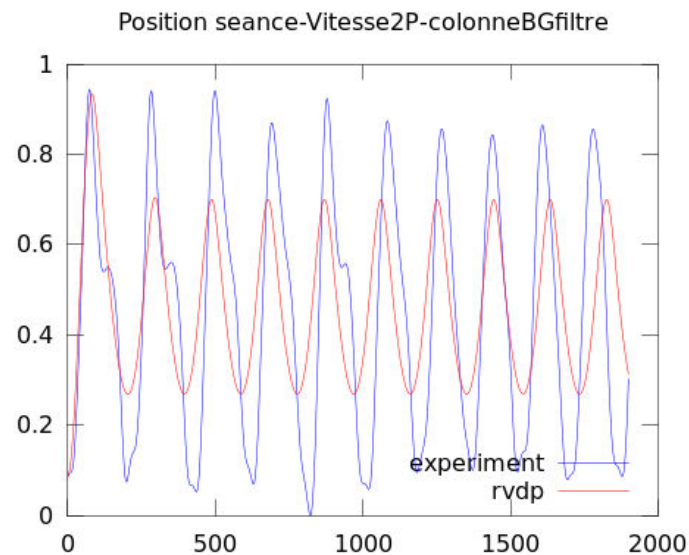
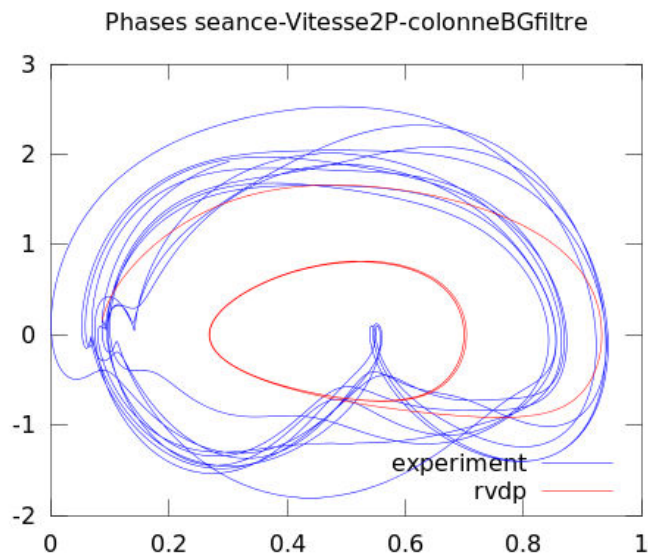
$$\dot{y} = (4.71 - 5.34(x - (0.38))^2 - 10.00(y - (0.32))^2)(y - (0.32)) - (4.25)^2(x - (0.38))$$



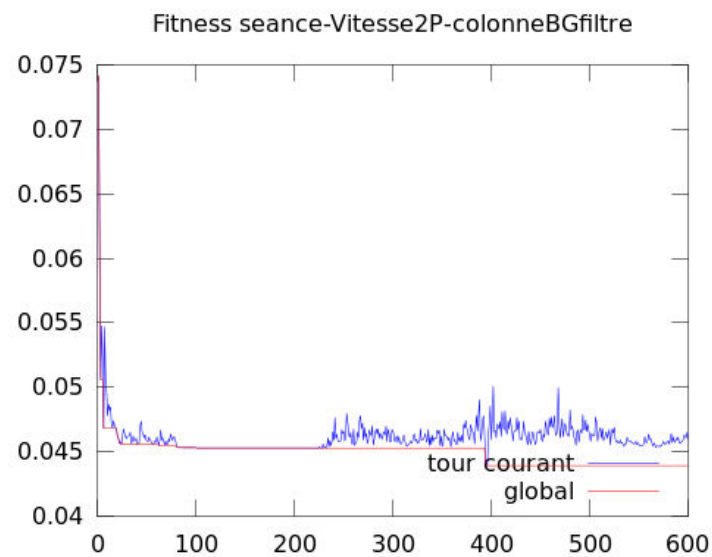
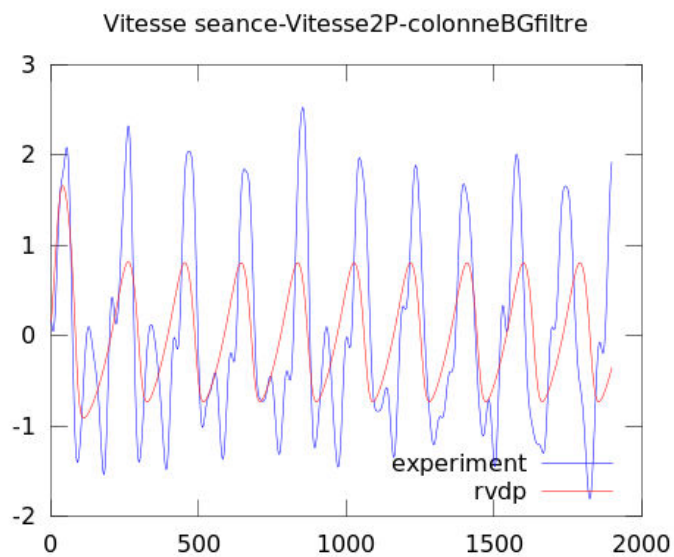


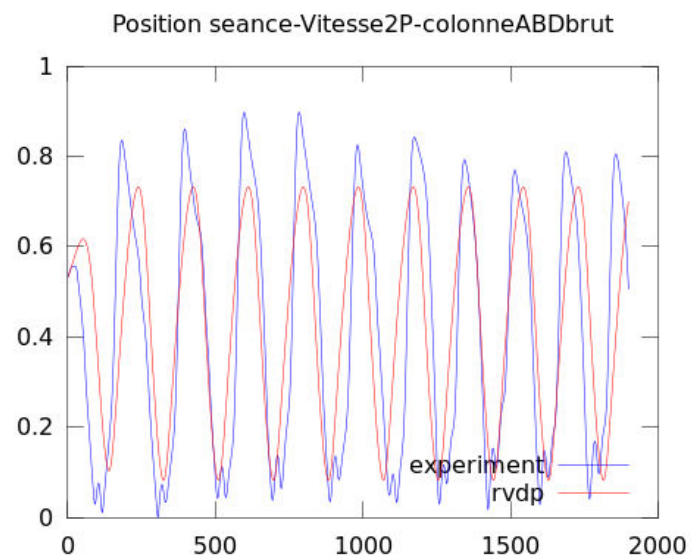
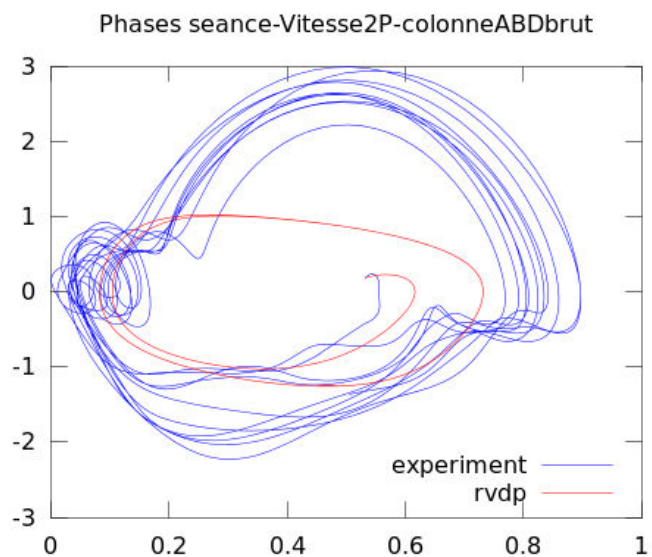
$$\dot{y} = (4.60 - 9.99(x - (0.49))^2 - 9.97(y - (-0.23))^2)(y - (-0.23)) - (4.07)^2(x - (0.49))$$



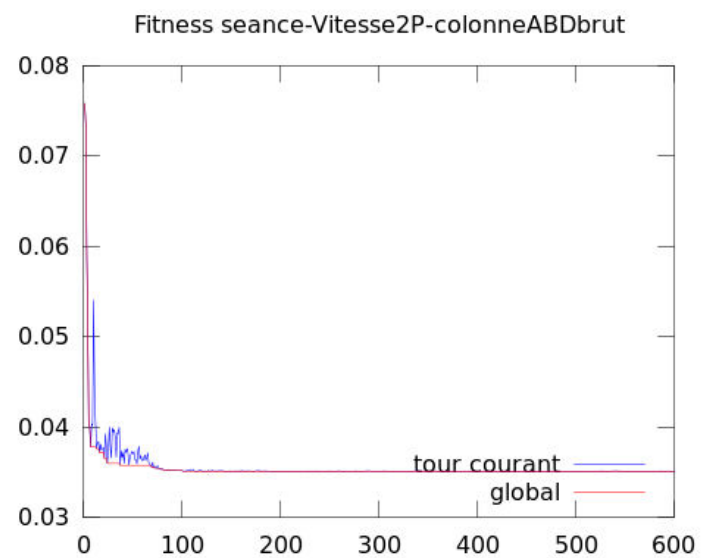
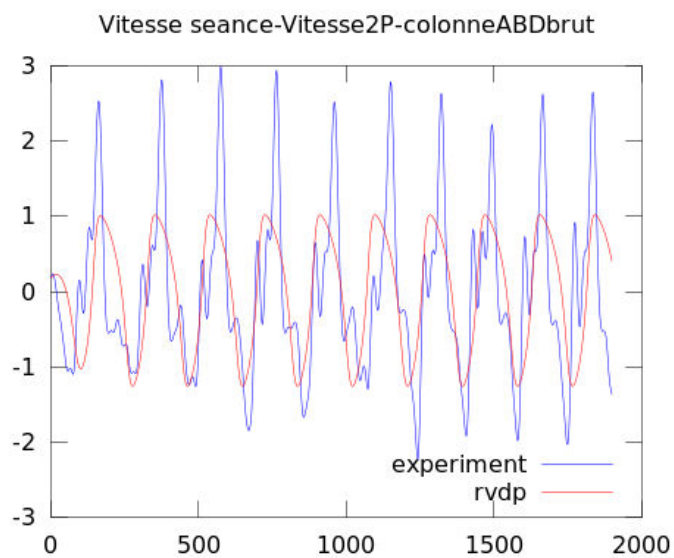


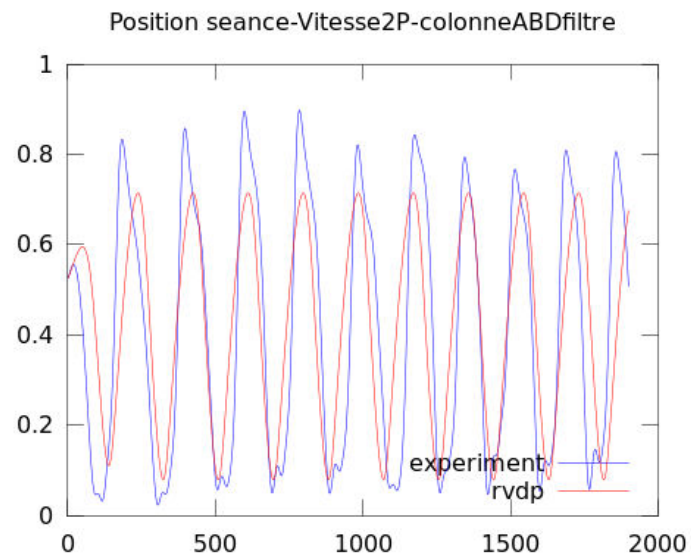
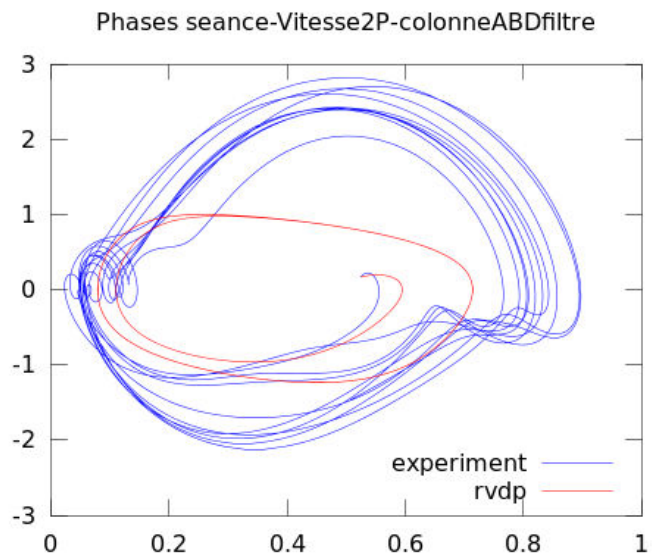
$$\dot{y} = (3.62 - 6.85(x - 0.47))^2 - 2.82(y - 0.55)^2)(y - 0.55) - (3.91)^2(x - 0.47)$$



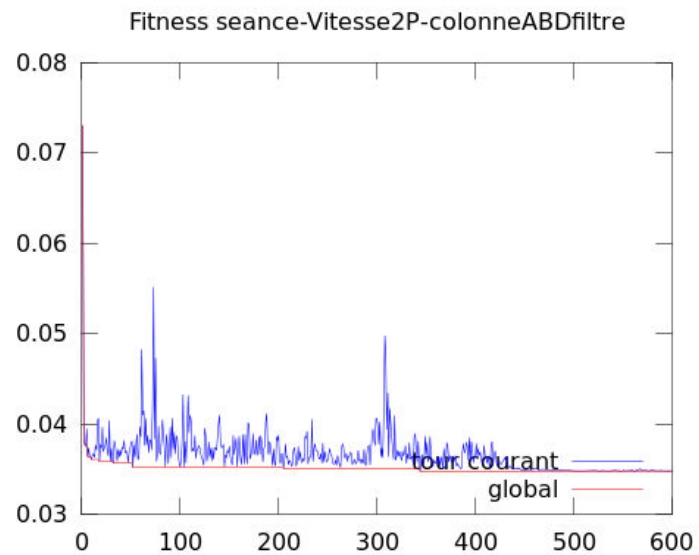
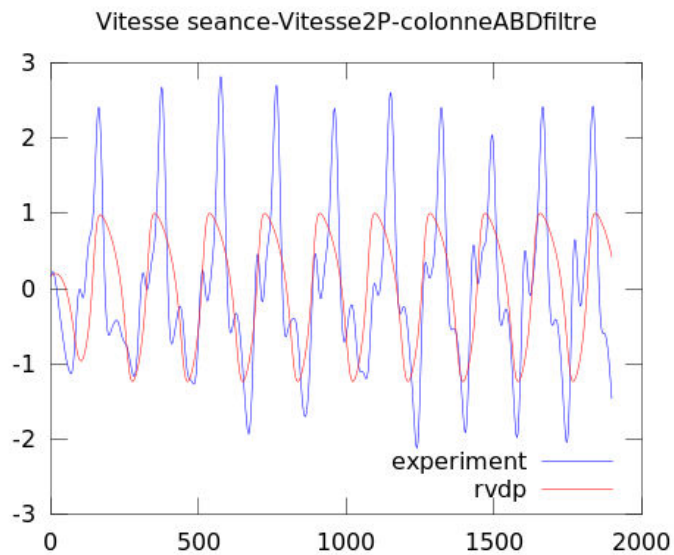


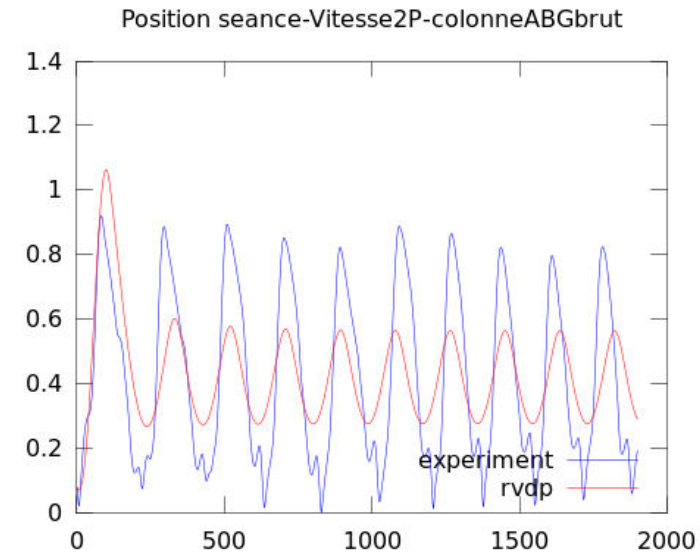
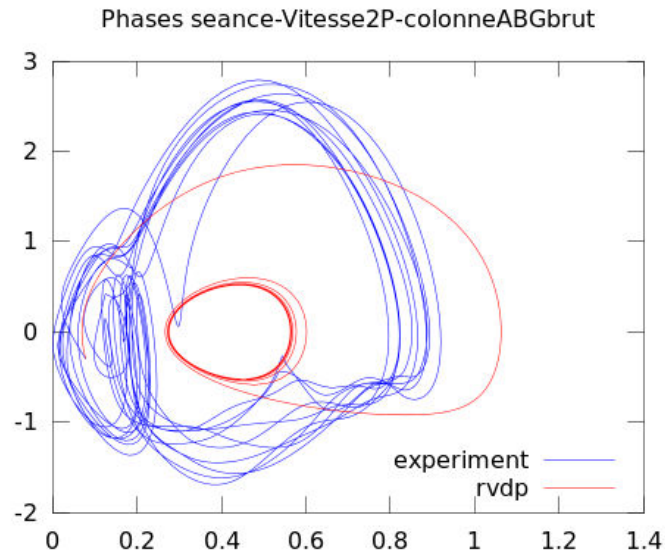
$$\dot{y} = (5.08 - 10.00(x - 0.45))^2 - 4.73(y - (-0.20))^2)(y - (-0.20)) - (3.94)^2(x - 0.45)$$



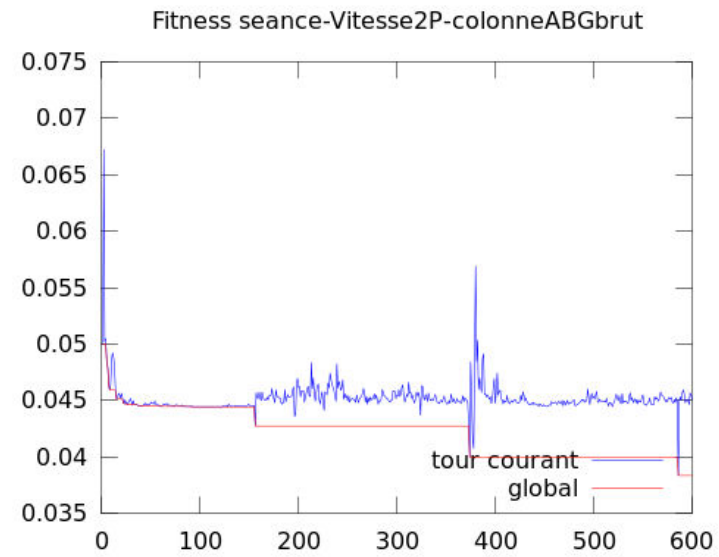
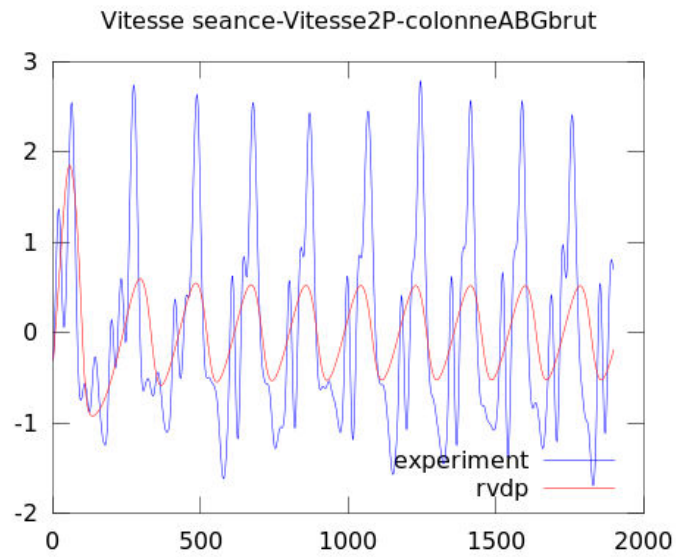


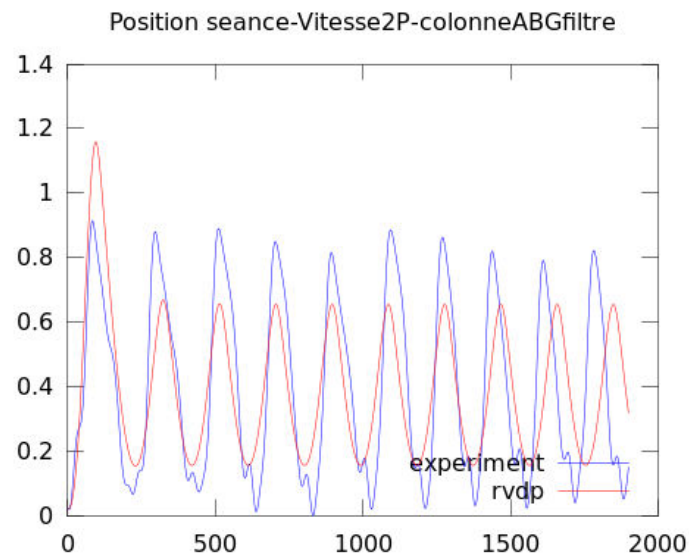
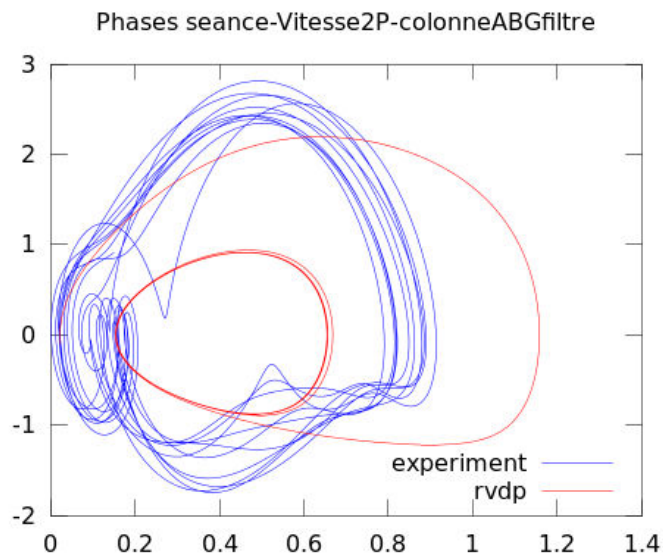
$$\dot{y} = (4.92 - 9.02(x - 0.45))^2 - 4.77(y - (-0.21))^2)(y - (-0.21)) - (3.94)^2(x - 0.45)$$



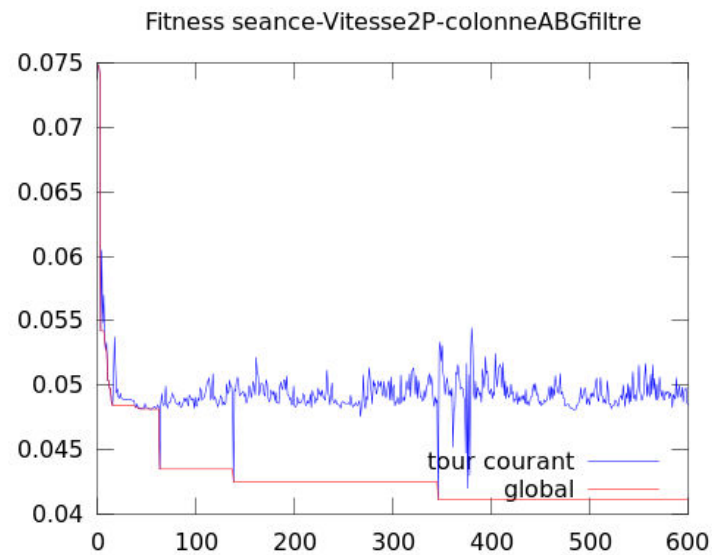
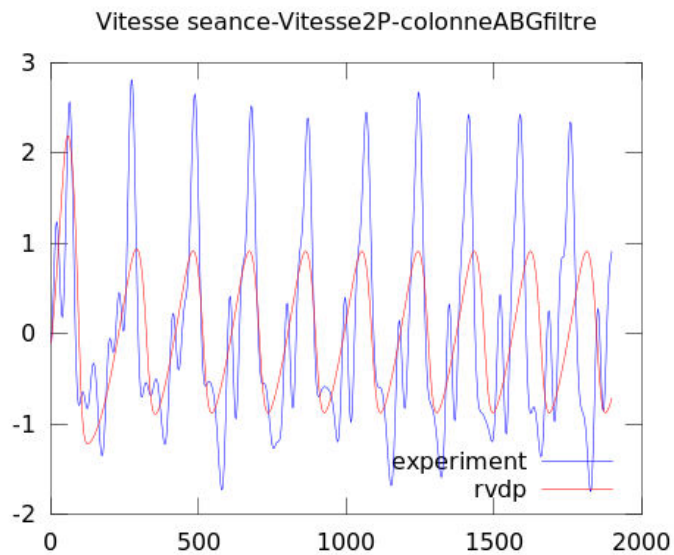


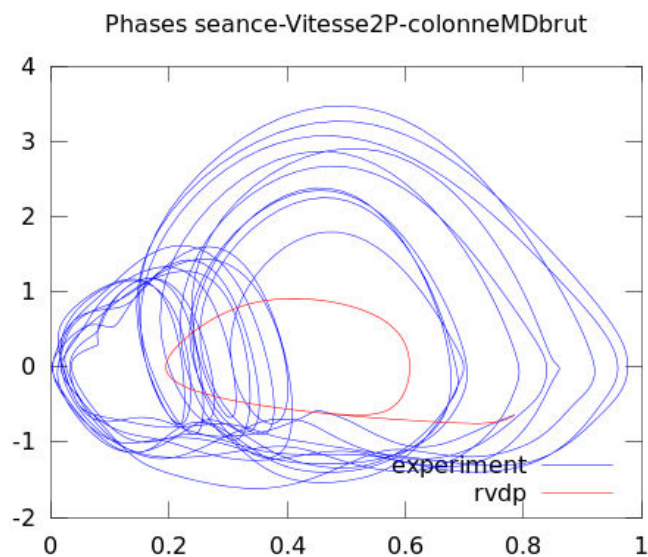
$$\dot{y} = (3.67 - 7.79(x - (0.49))^2 - 2.08(y - (0.71))^2)(y - (0.71)) - (3.65)^2(x - (0.49))$$



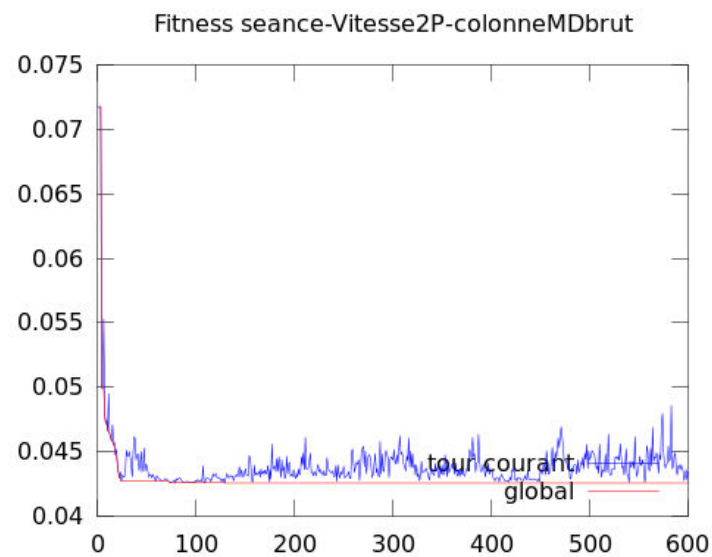
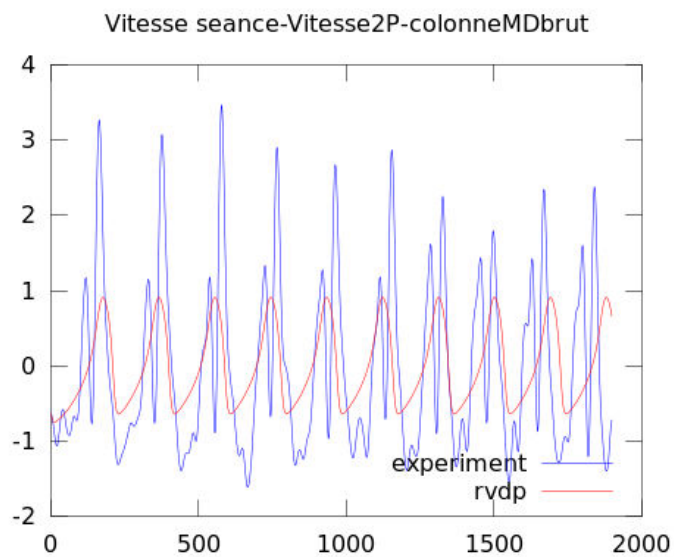


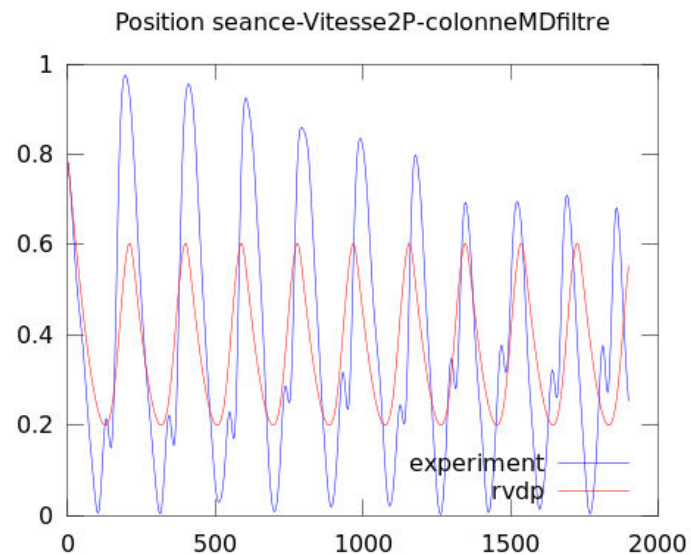
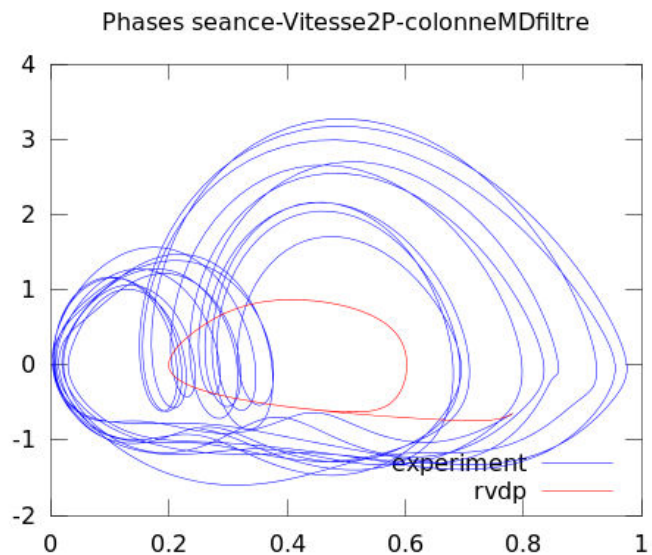
$$\dot{y} = (4.51 - 4.63(x - (0.46))^2 - 1.45(y - (0.92))^2)(y - (0.92)) - (3.84)^2(x - (0.46))$$



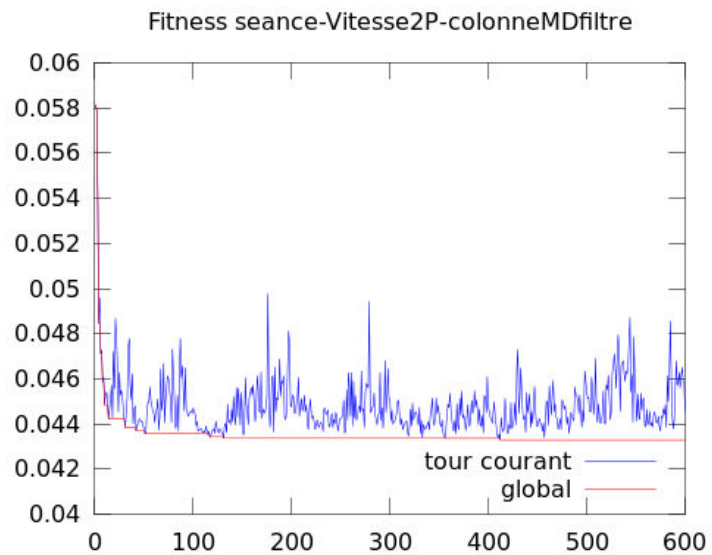
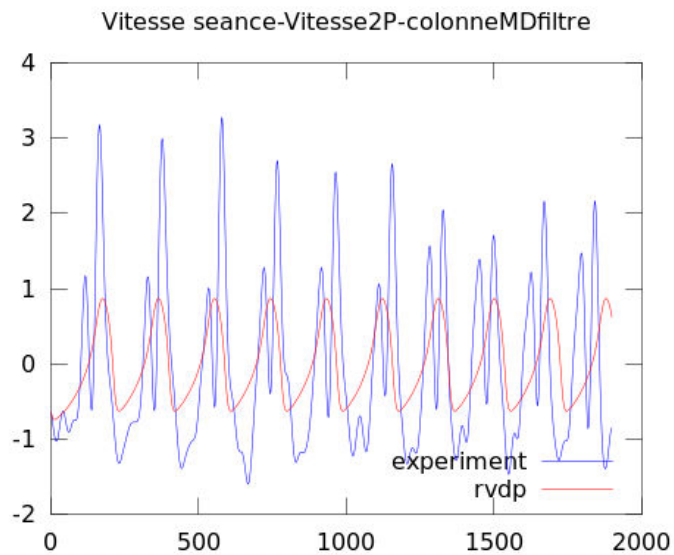


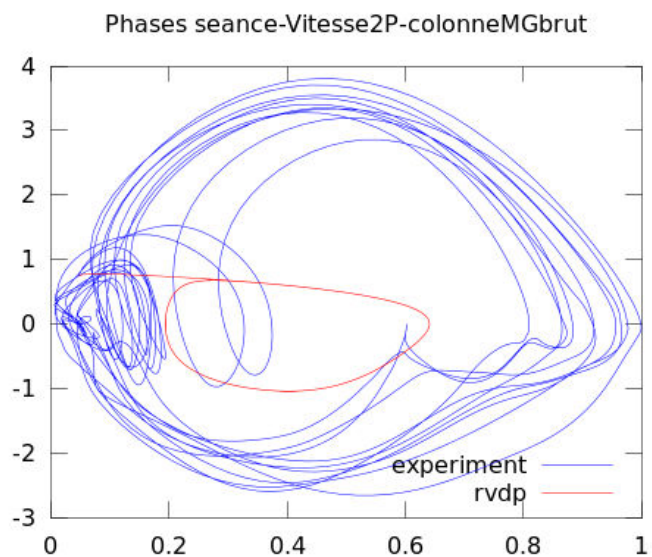
$$\dot{y} = (5.86 - 9.85(x - 0.34)^2 - 10.00(y - 0.32)^2)(y - 0.32) - (4.48)^2(x - 0.34)$$



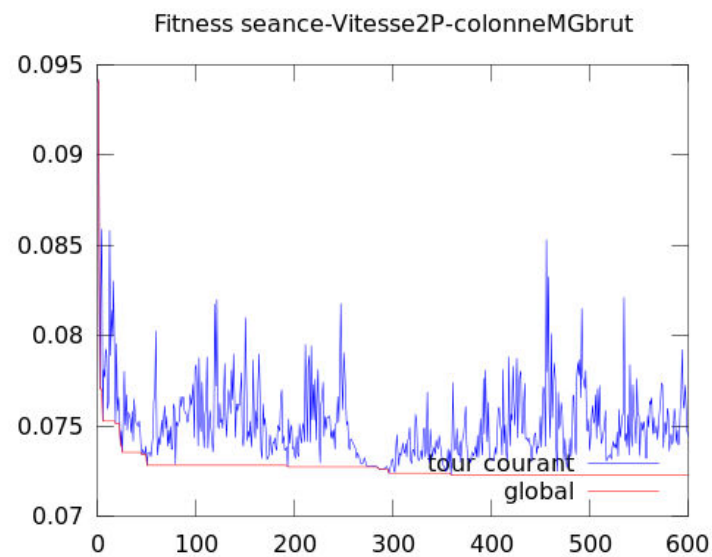
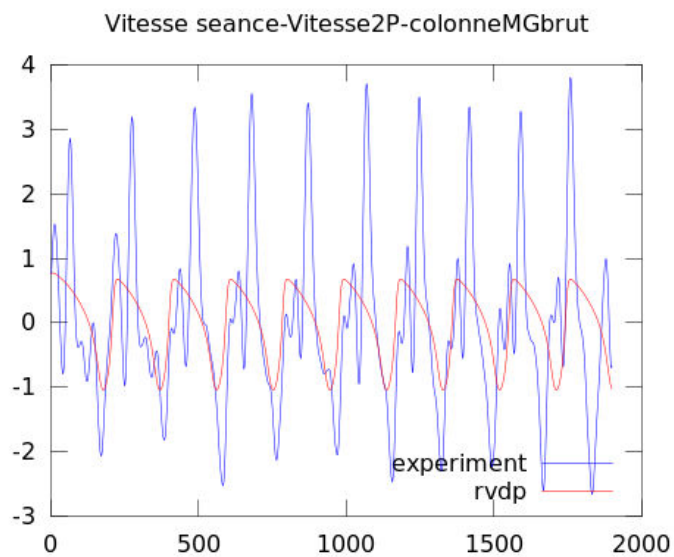


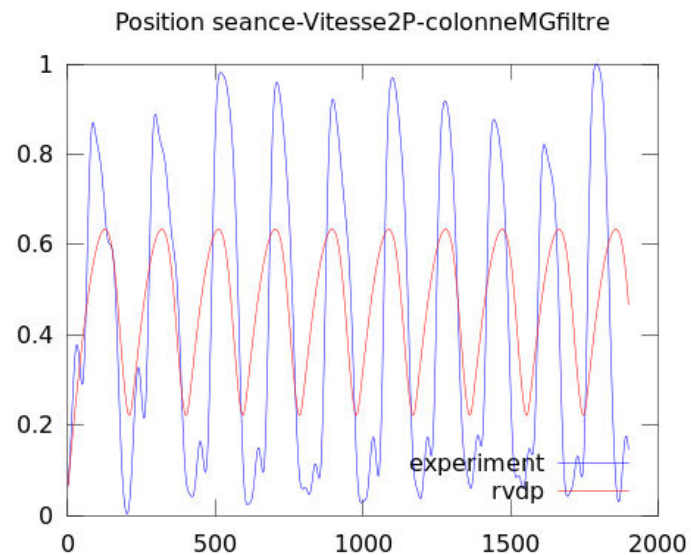
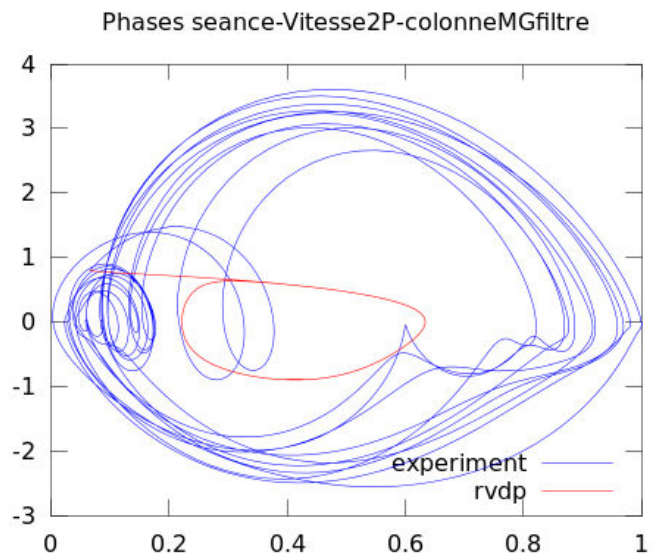
$$\dot{y} = (5.40 - 9.93(x - (0.34))^2 - 9.97(y - (0.30))^2)(y - (0.30)) - (4.36)^2(x - (0.34))$$



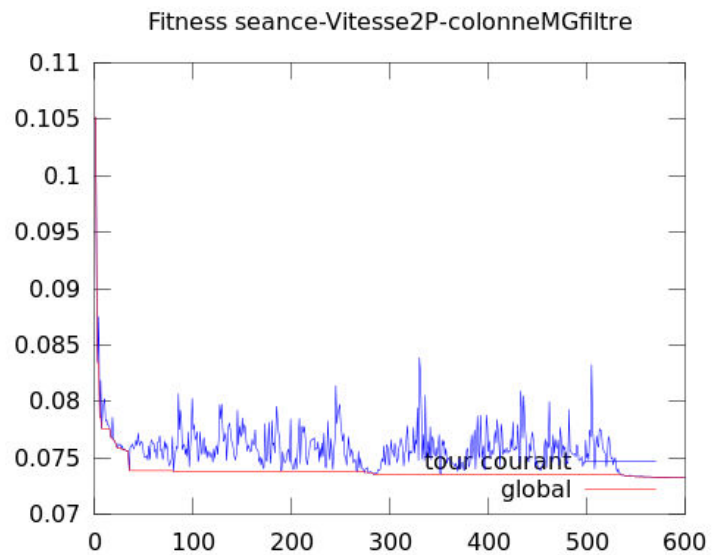
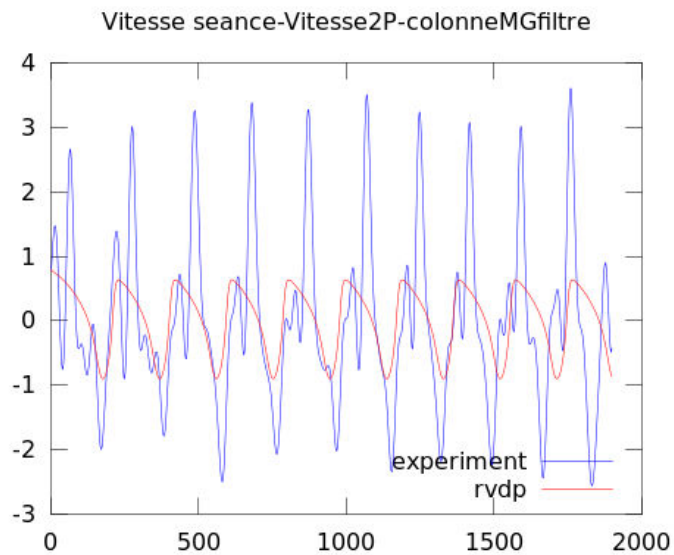


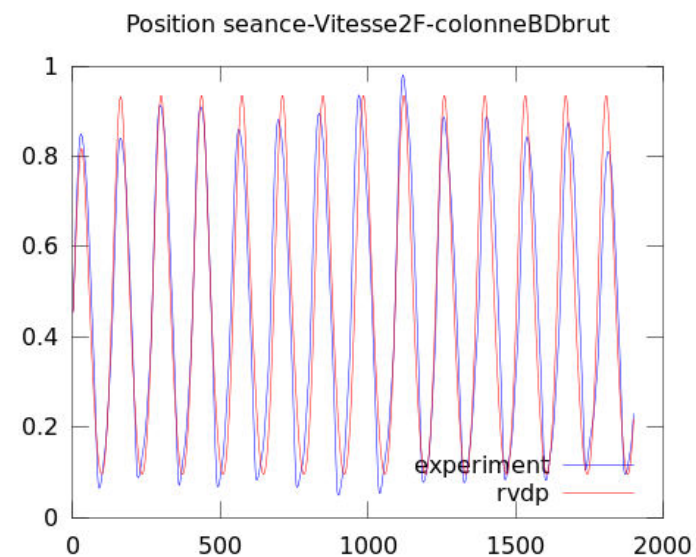
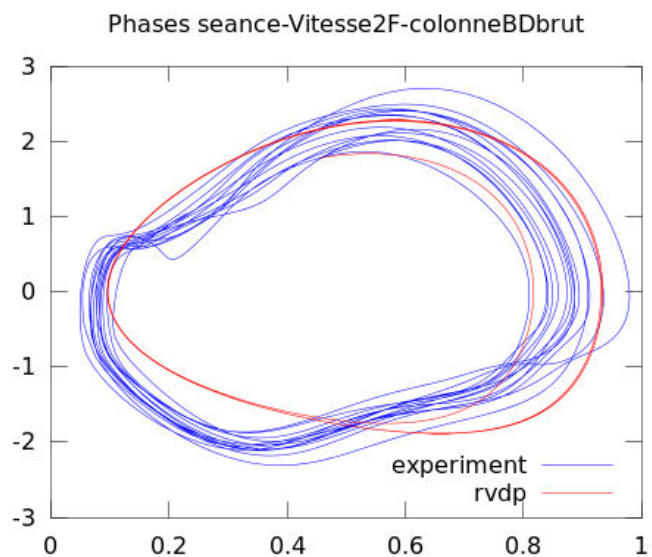
$$\dot{y} = (7.31 - 9.89(x - 0.49)^2 - 10.00(y - (-0.39))^2)(y - (-0.39)) - (4.81)^2(x - 0.49)$$



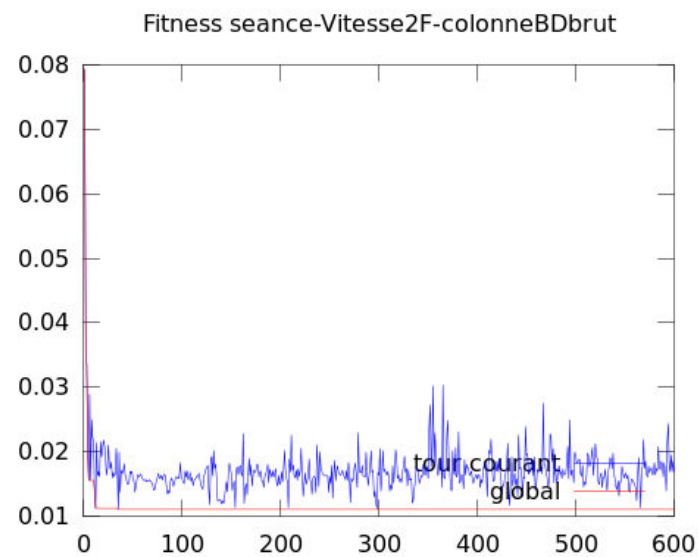
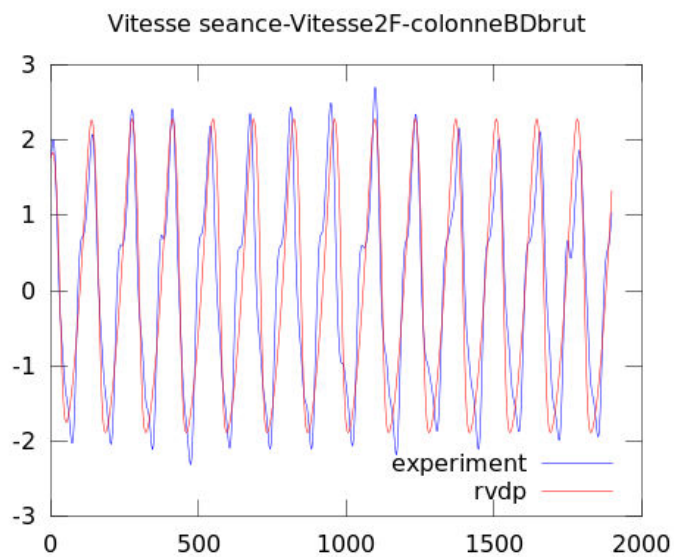


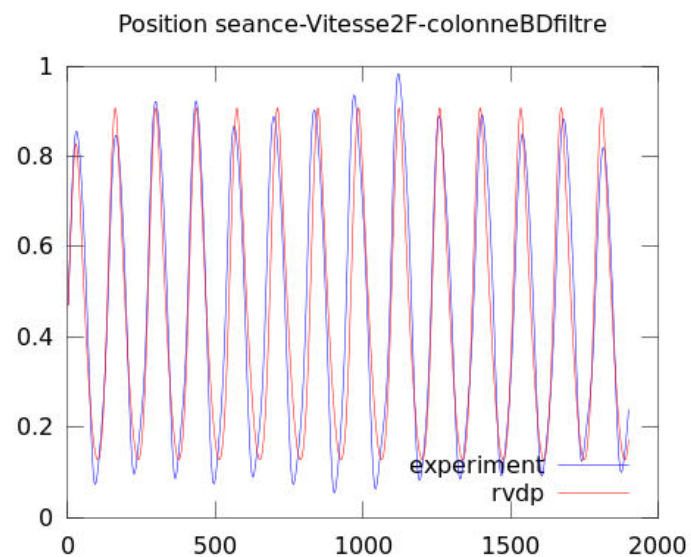
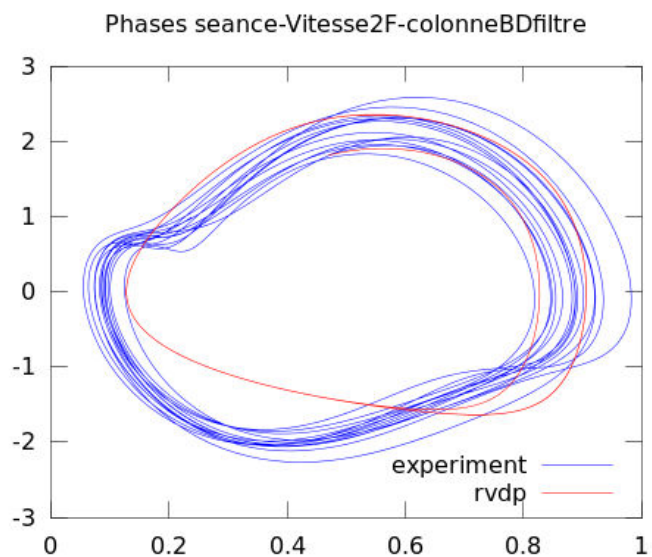
$$\dot{y} = (5.86 - 8.32(x - (0.49))^2 - 9.90(y - (-0.33))^2)(y - (-0.33)) - (4.47)^2(x - (0.49))$$



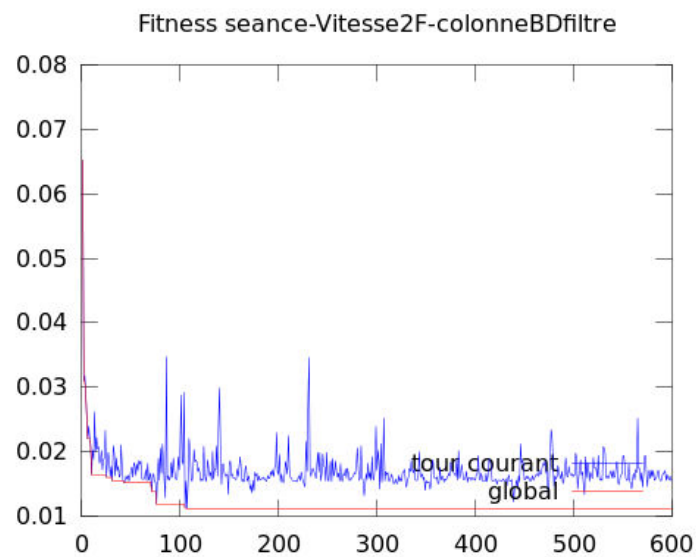
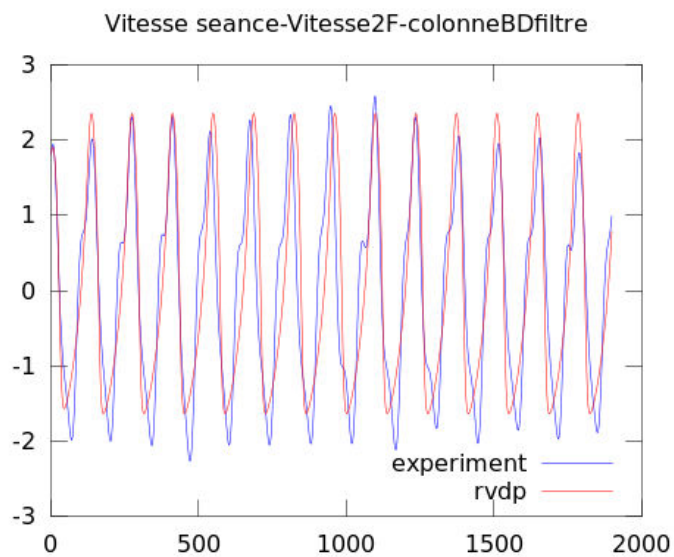


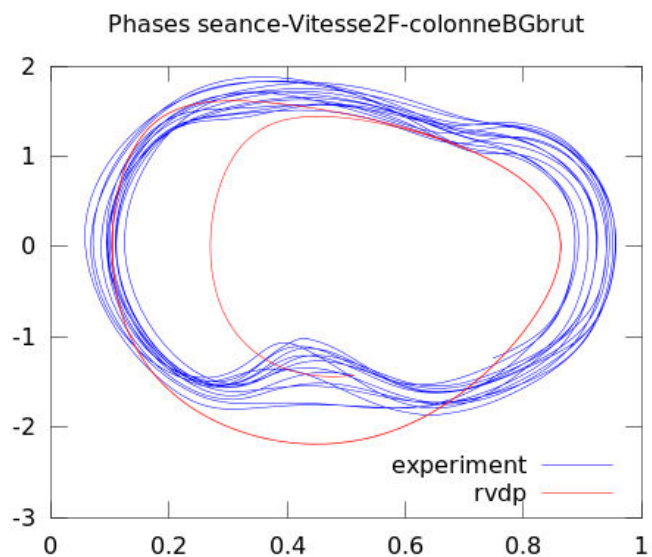
$$\dot{y} = (5.34 - 7.25(x - 0.43))^2 - 0.79(y - 1.16)^2)(y - 1.16) - (5.56)^2(x - 0.43)$$



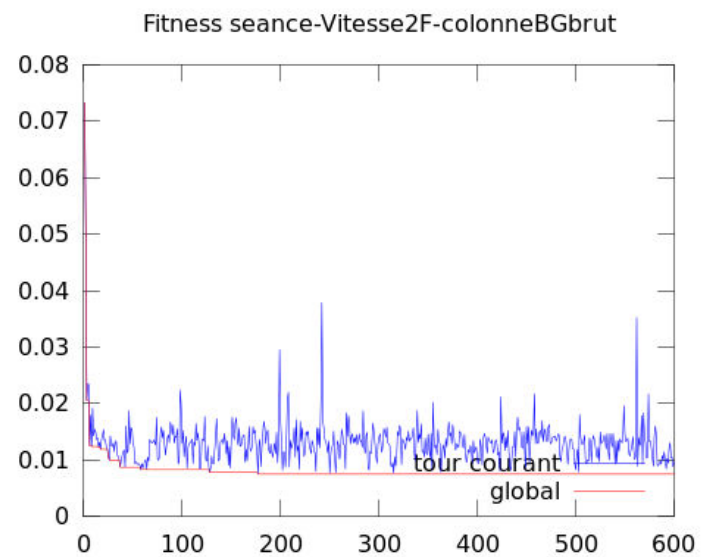
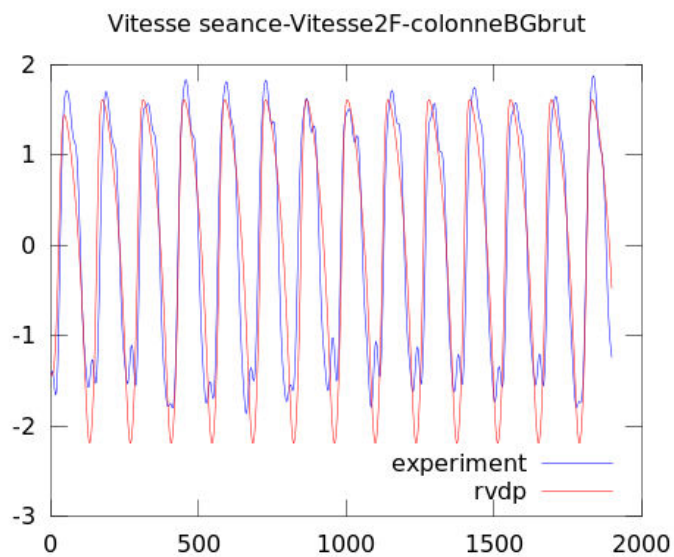


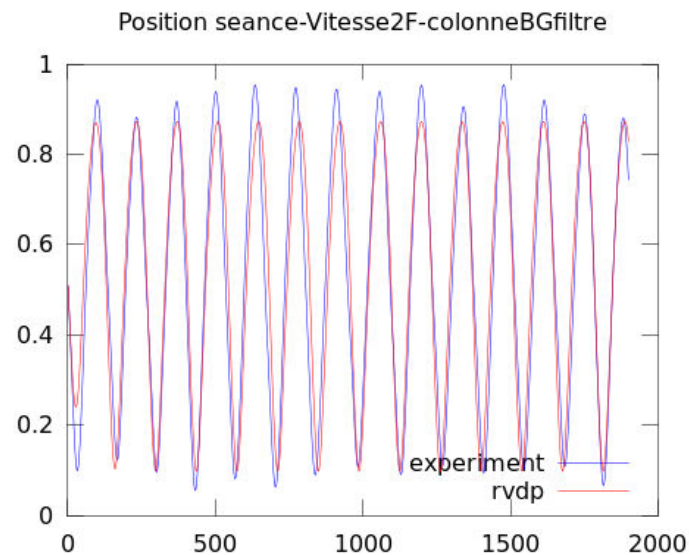
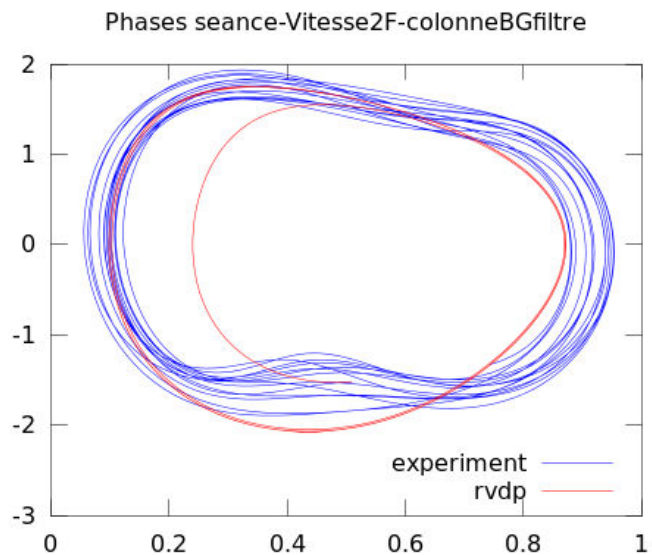
$$\dot{y} = (7.80 - 8.67(x - 0.41))^2 - 1.85(y - 0.87)^2)(y - 0.87) - (6.08)^2(x - 0.41)$$



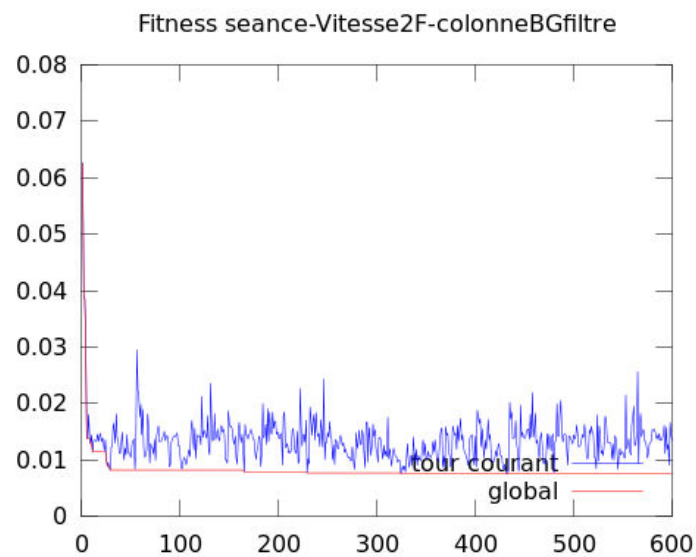
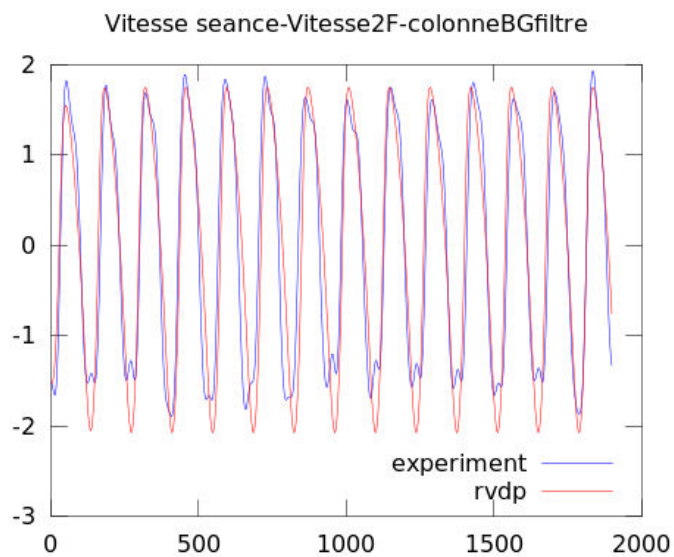


$$\dot{y} = (6.56 - 8.84(x - 0.59))^2 - 1.64(y - (-0.82))^2(y - (-0.82)) - (5.78)^2(x - 0.59)$$

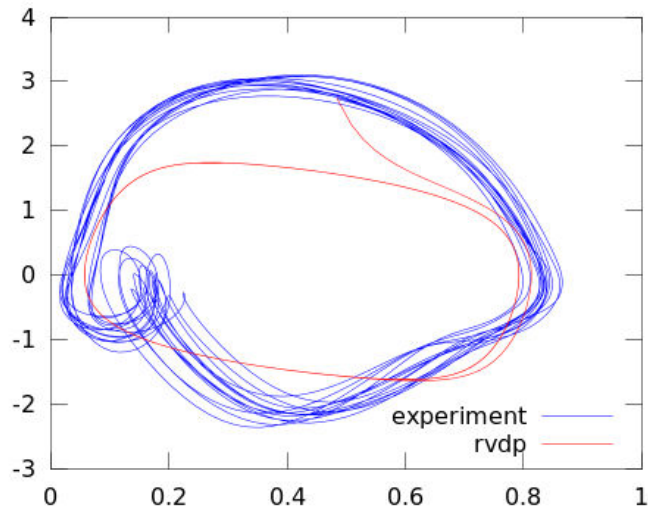




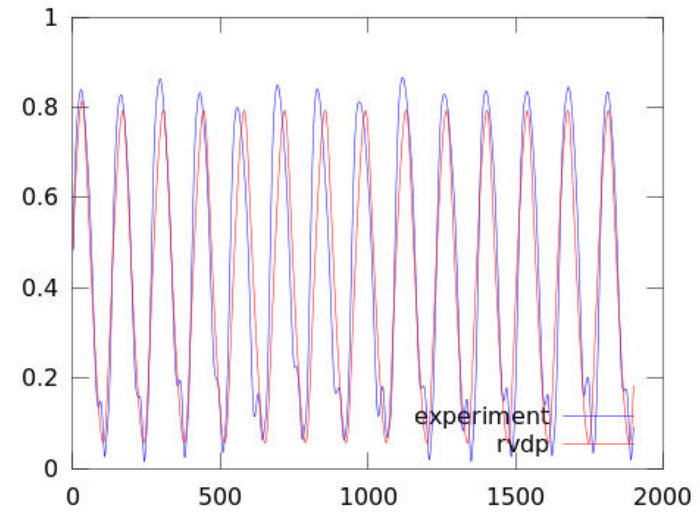
$$\dot{y} = (4.74 - 5.30(x - (0.57))^2 - 0.95(y - (-0.95))^2)(y - (-0.95)) - (5.44)^2(x - (0.57))$$



Phases seance-Vitesse2F-colonneABDbrut

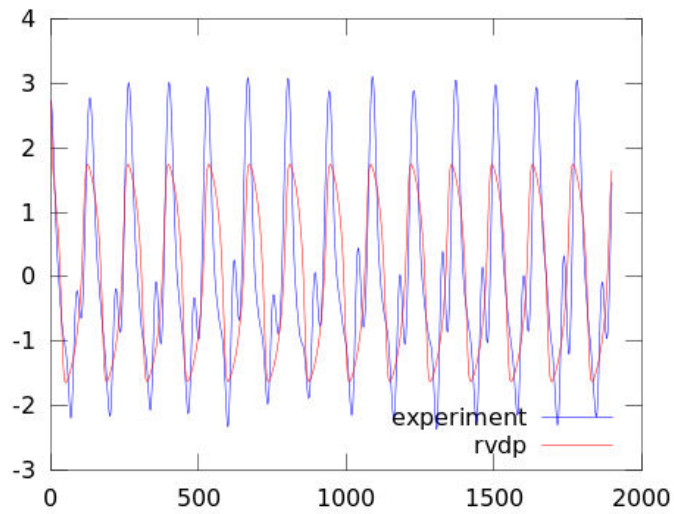


Position seance-Vitesse2F-colonneABDbrut

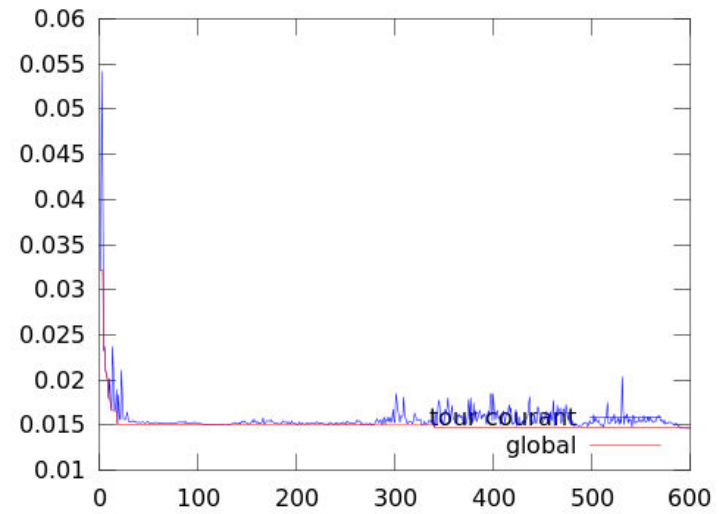


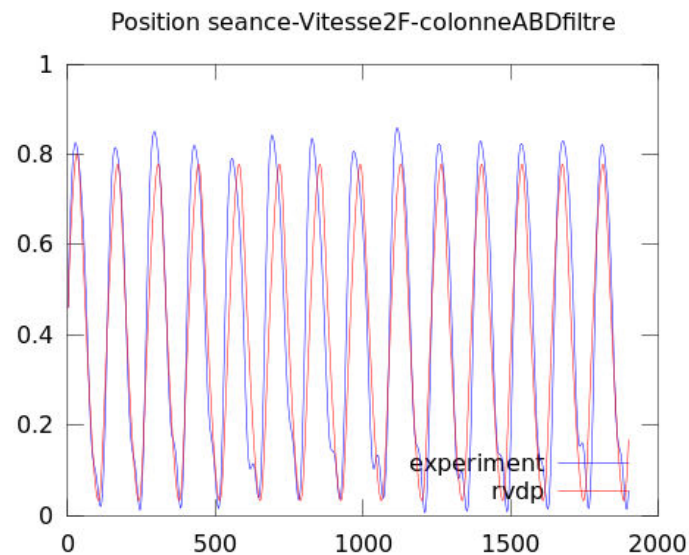
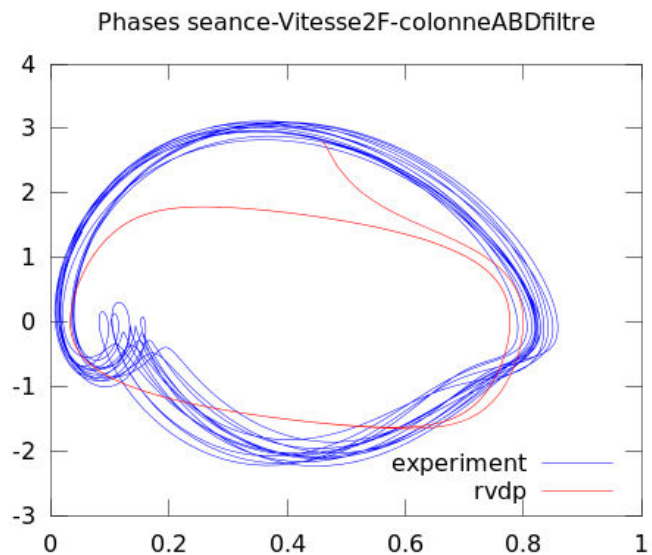
$$\dot{y} = (9.59 - 9.11(x - (0.41))^2 - 4.34(y - (0.08))^2)(y - (0.08)) - (5.52)^2(x - (0.41))$$

Vitesse seance-Vitesse2F-colonneABDbrut

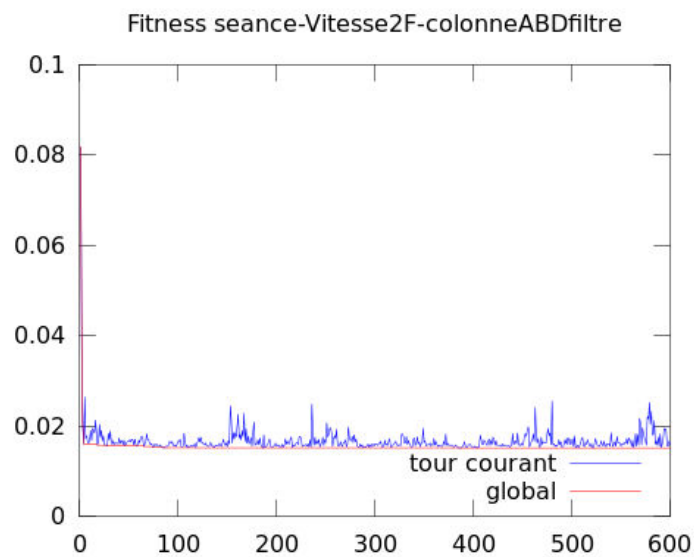
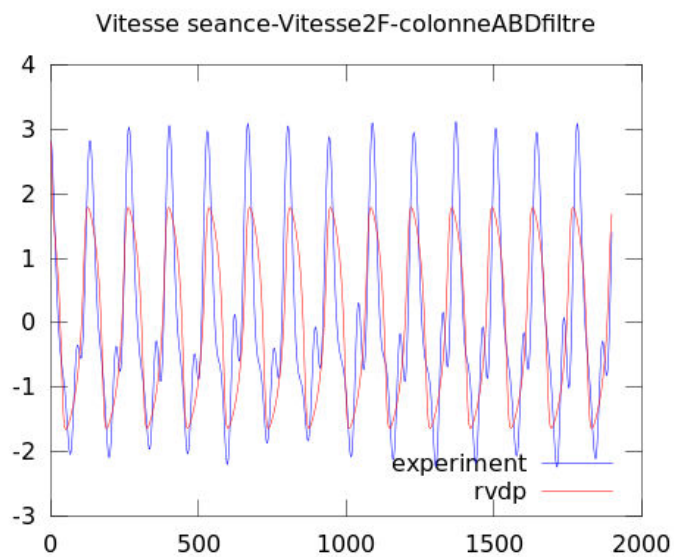


Fitness seance-Vitesse2F-colonneABDbrut

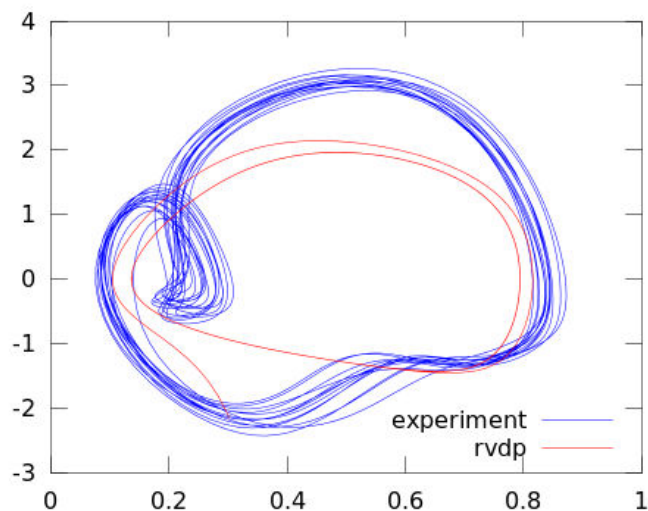




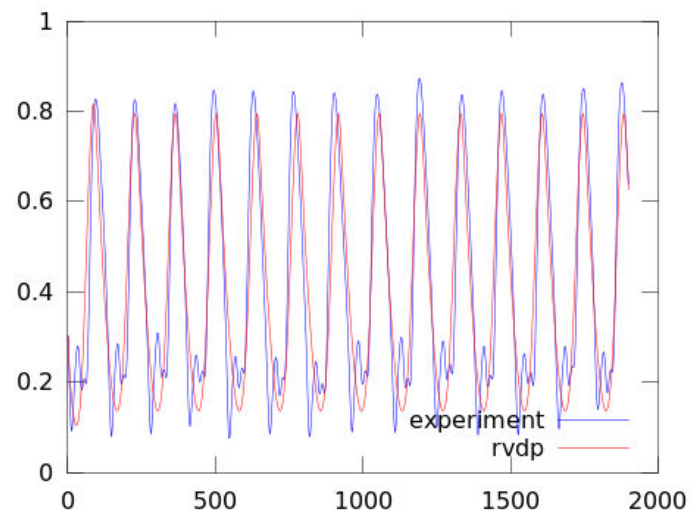
$$\dot{y} = (9.26 - 9.56(x - 0.39))^2 - 4.04(y - 0.11)^2)(y - 0.11) - (5.49)^2(x - 0.39)$$



Phases seance-Vitesse2F-colonneABGbrut

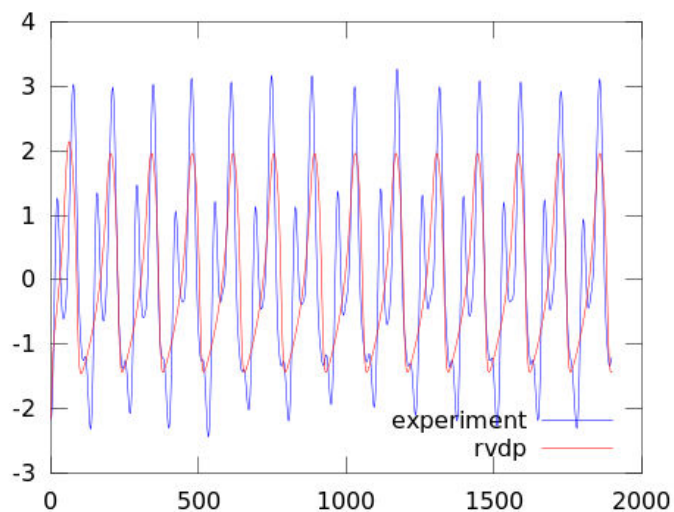


Position seance-Vitesse2F-colonneABGbrut

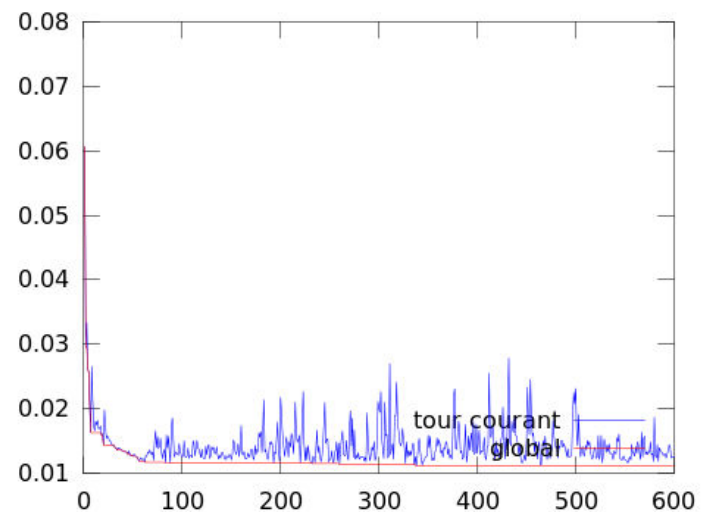


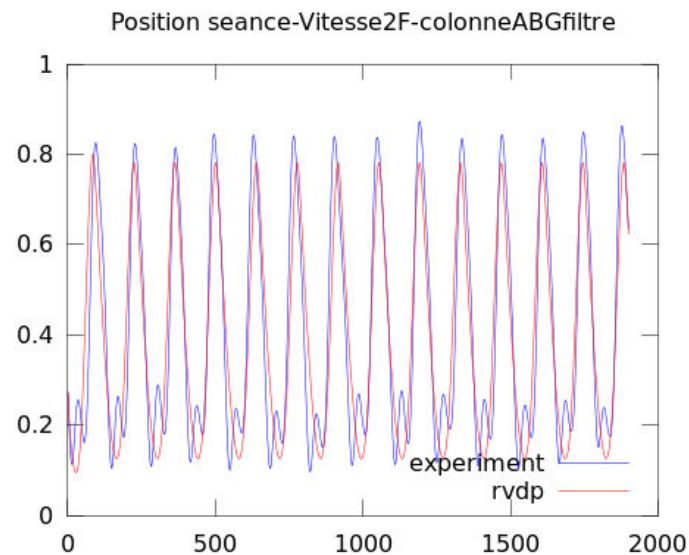
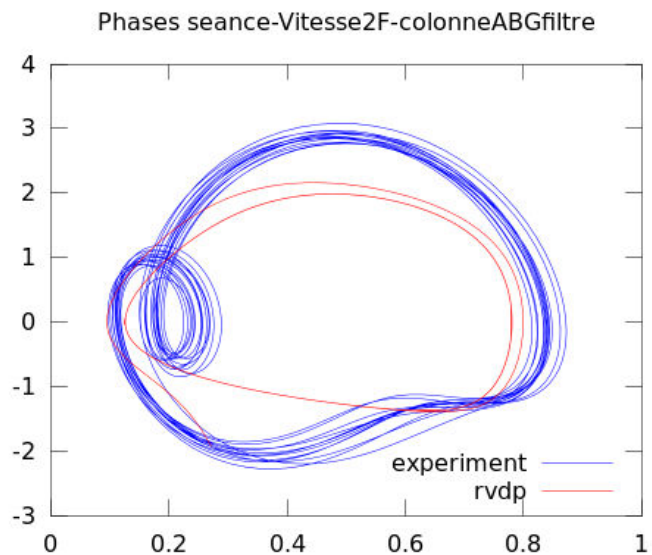
$$\dot{y} = (7.64 - 1.89(x - 0.37))^2 - 2.68(y - 0.72)^2)(y - 0.72) - (6.12)^2(x - 0.37)$$

Vitesse seance-Vitesse2F-colonneABGbrut

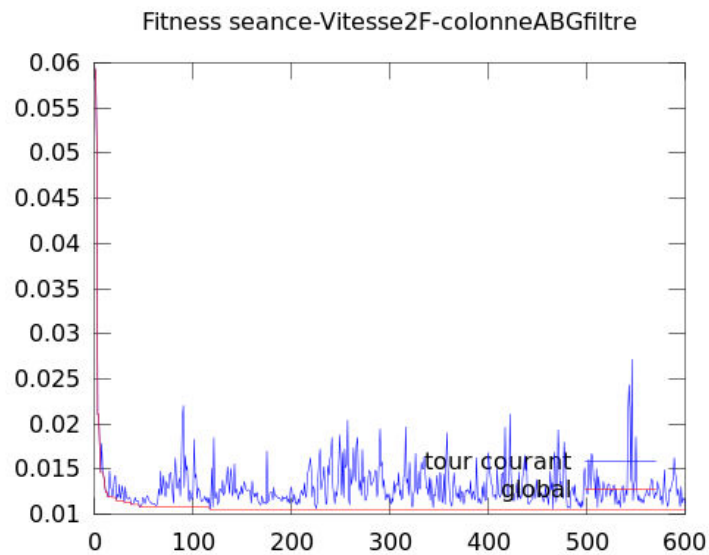
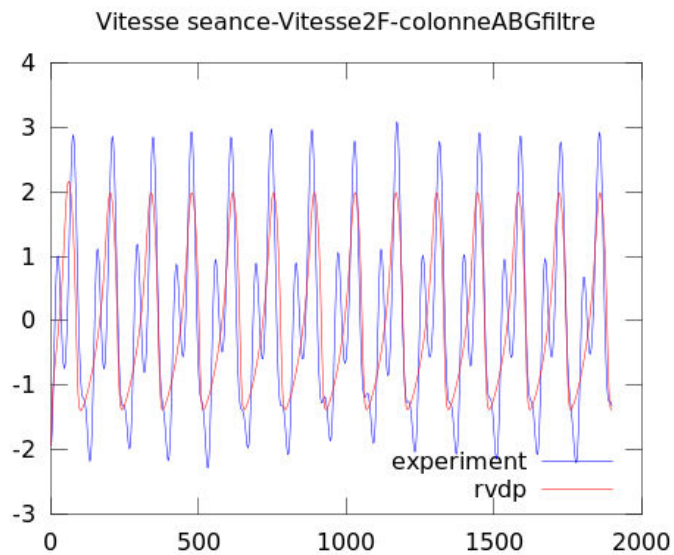


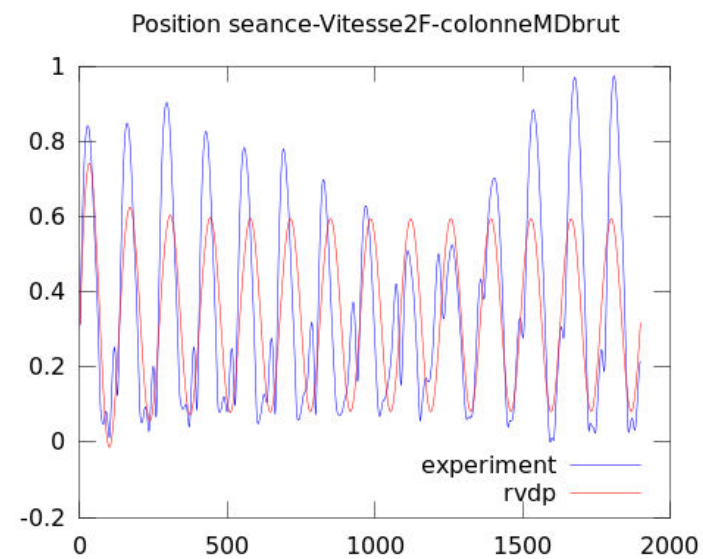
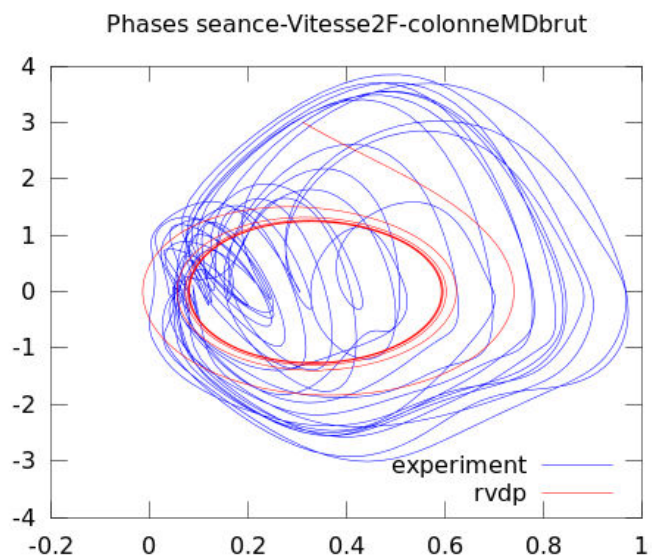
Fitness seance-Vitesse2F-colonneABGbrut



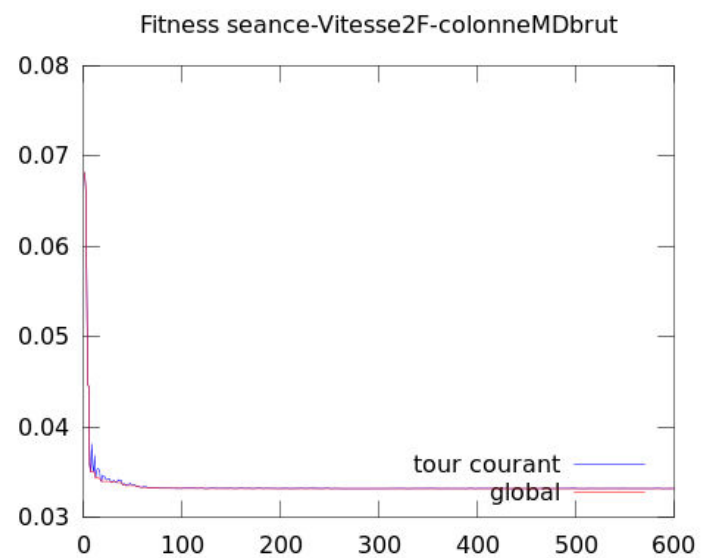
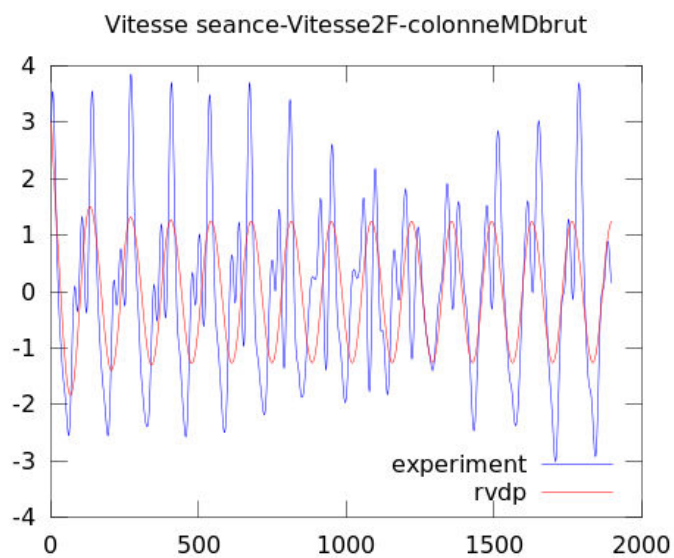


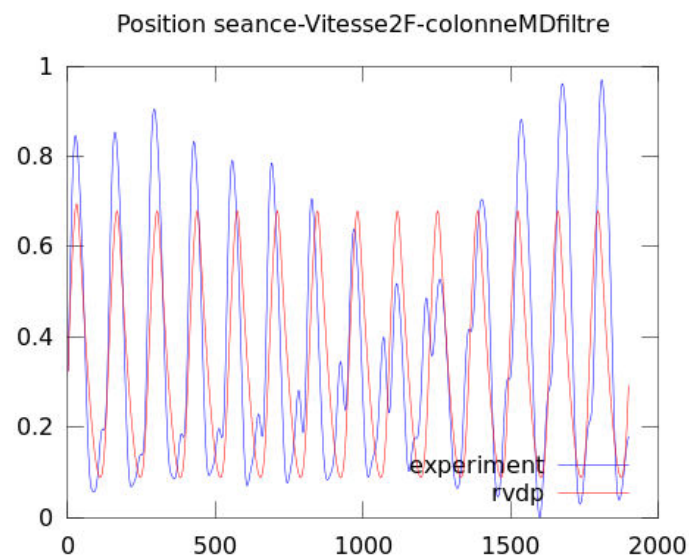
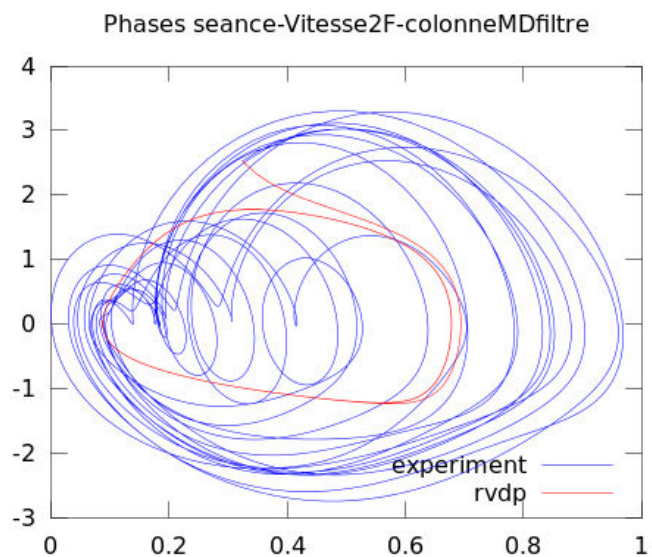
$$\dot{y} = (8.06 - 8.99(x - (0.36))^2 - 2.77(y - (0.73))^2)(y - (0.73)) - (6.14)^2(x - (0.36))$$



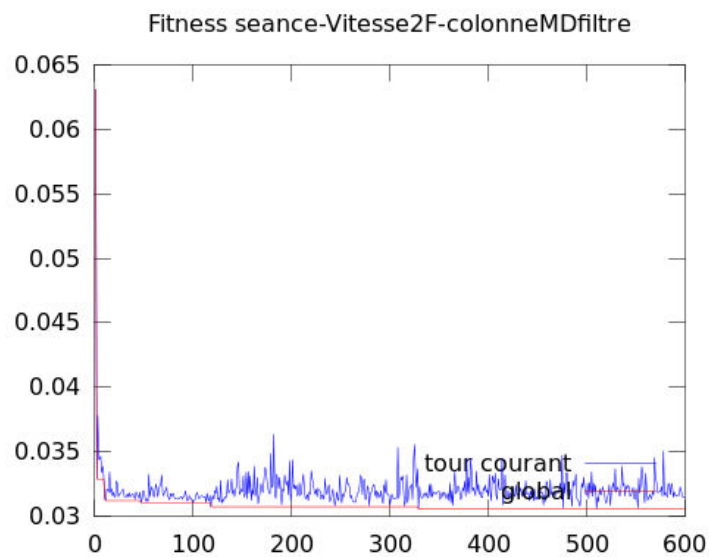
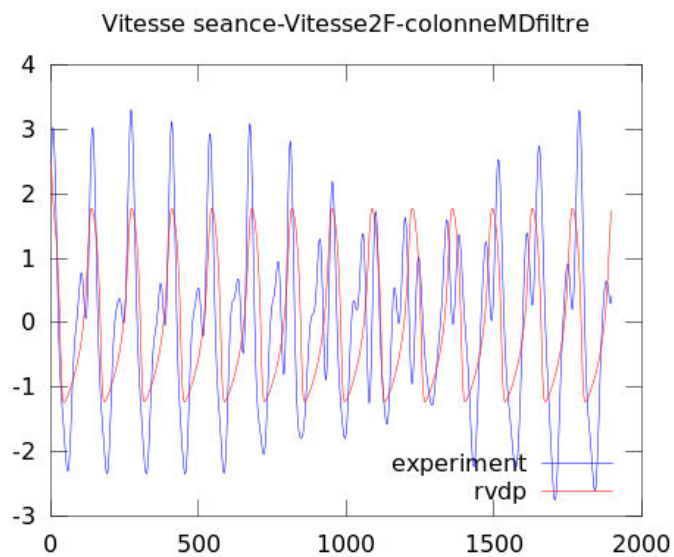


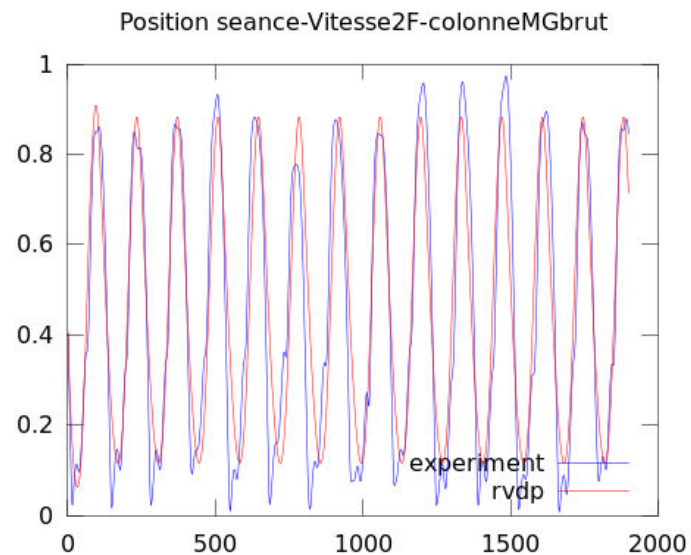
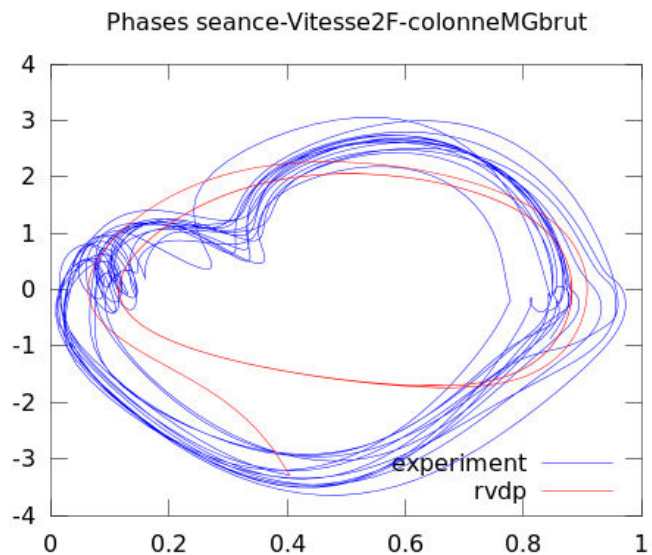
$$\dot{y} = (0.95 - 10.00(x - (0.35))^2 - 0.53(y - (-0.32))^2)(y - (-0.32)) - (4.90)^2(x - (0.35))$$



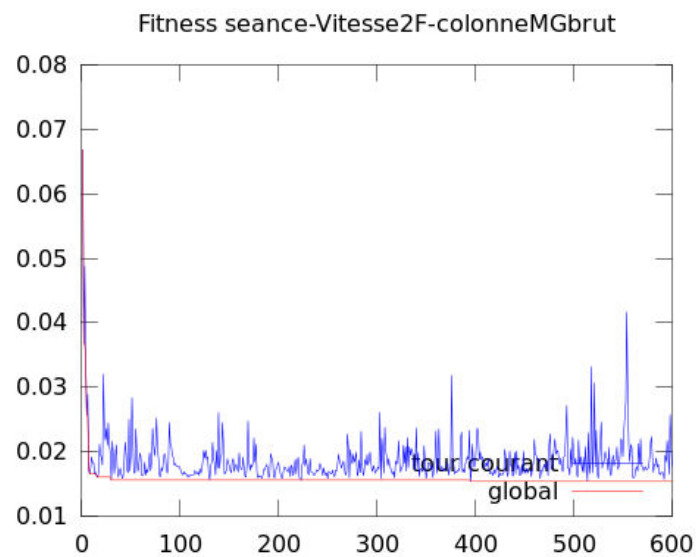
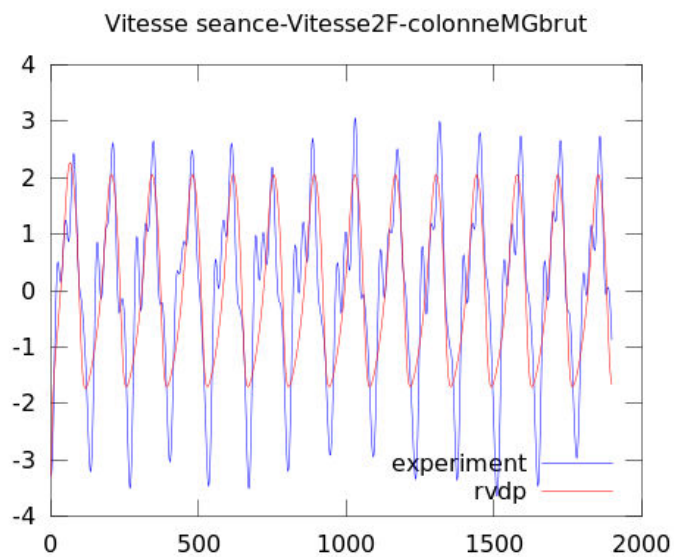


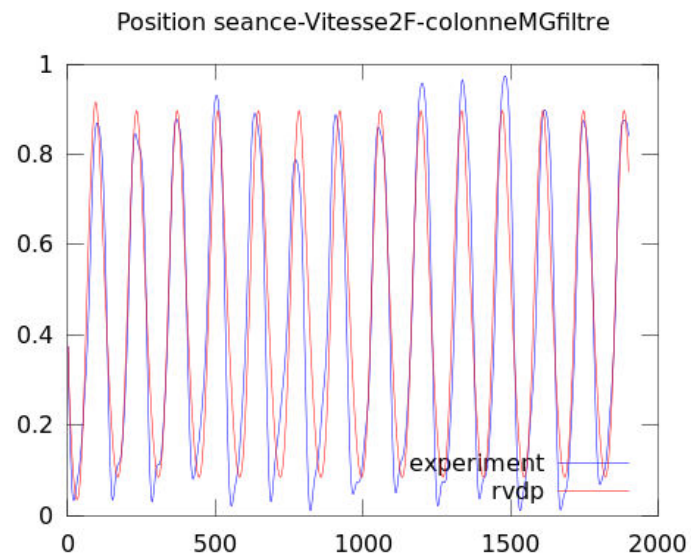
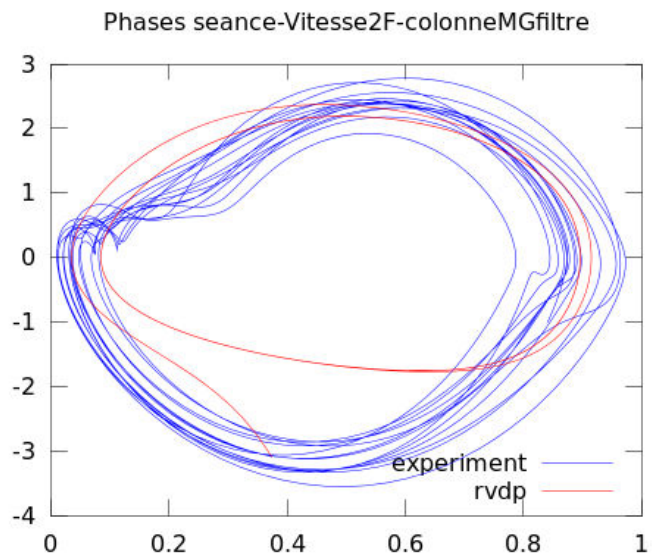
$$\dot{y} = (9.45 - 8.10(x - (0.31))^2 - 5.06(y - (0.47))^2)(y - (0.47)) - (6.13)^2(x - (0.31))$$



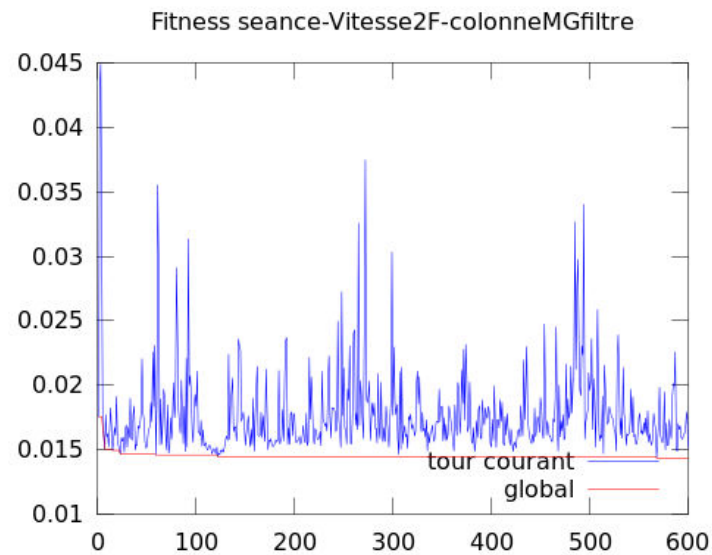
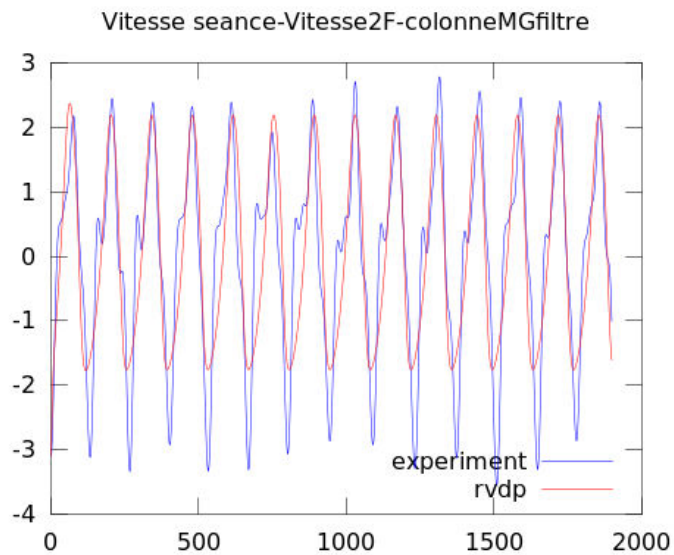


$$\dot{y} = (4.68 - 4.89(x - (0.42))^2 - 1.37(y - (0.60))^2)(y - (0.60)) - (5.34)^2(x - (0.42))$$





$$\dot{y} = (4.90 - 9.24(x - 0.41))^2 - 1.27(y - 0.60)^2)(y - 0.60) - (5.29)^2(x - 0.41)$$



UNIVERSITÉ DE ROUEN NORMANDIE, UFR STAPS

UNIVERSITÉ SAVOIE MONT BLANC

Perception and action in swimming: effects of aquatic environment and speed on coordination dynamics / Perception et action en natation: effets de l'environnement aquatique et de la vitesse de mouvements sur la dynamique des coordinations



RÉSUMÉ

Ancré dans le cadre théorique de la Dynamique Écologique, l'objectif de ce travail est de caractériser la dynamique des coordinations de nageurs experts en fonction de la manipulation de contraintes de tâche et d'environnement. Ce cadre théorique considère que le couplage perception-action doit être étudié à une échelle écologique, considérant le système individu-environnement comme la plus petite unité d'analyse. En partant de ce postulat, cette recherche investigate comment des nageurs de crawl experts interagissent avec l'environnement aquatique pour se propulser. Se déplacer vers l'avant dans l'environnement aquatique implique de maintenir une position du corps à l'horizontale, afin de minimiser les résistances actives et de générer des forces en coordonnant les quatre membres. La dynamique des coordinations est examinée lorsque l'environnement (écoulement du fluide) et la vitesse de nage sont manipulés. Dans cette optique, la coordination entre la main, l'avant-bras et le bras, la coordination entre les deux membres supérieurs et la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs sont déterminées à l'aide de centrales inertielles positionnées sur des nageurs experts Italiens, nageant deux tests incrémentaux dans une piscine puis dans un bassin à contre-courant. La première étude caractérise l'effet de l'environnement en comparant la coordination inter-segmentaire du membre supérieur à la même vitesse de nage dans les deux bassins. Ensuite, la seconde étude examine la dynamique de cette même coordination et de la coordination entre les deux membres supérieurs lors d'une tâche de scanning, impliquant huit paliers de vitesse de nage. Finalement, la dernière étude investigate la dynamique des coordinations entre les membres supérieurs et les membres inférieurs, au même titre que l'asymétrie entre les deux côtés du corps durant une tâche de scanning impliquant également huit paliers de vitesse de nage. Quand la nage en flume est comparée à celle de la piscine, nos principaux résultats démontrent que le flume canalise l'émergence de comportements experts fonctionnels, en particulier en faisant décroître la durée de la phase de glisse du fait de l'écoulement dynamique de la masse d'eau. L'augmentation de la vitesse de nage démontre de plus larges implications des membres inférieurs dans la propulsion. Finalement, la nage dans le flume conduit à une force de couplage plus faible entre les oscillateurs du membre supérieur et inférieur et de plus larges asymétries droite/gauche dans le flume. Nos résultats démontrent que les nageurs experts sont capables d'adapter leurs patrons de coordination à différents niveaux (coordination intra- et inter-segmentaire) et peuvent transiter entre différents patrons en fonction des contraintes dynamiques auxquelles ils font face. Ainsi, les nageurs démontrent des périodes de stabilité comportementale, couplées avec des périodes de flexibilité comportementale, exemplifiant leur habileté pour réaliser le but de la tâche en interagissant fonctionnellement avec leur environnement aquatique. **Mots Clés:** Dynamique Écologique, Couplage Perception-Action, Adaptabilité Comportementale, Approche par les Contraintes, Natation.

ABSTRACT

Rooted in the Ecological Dynamics framework, the aim of this PhD thesis is to investigate the coordination dynamics of expert swimmers as a function of both task and environmental constraints manipulation. This theoretical framework considered that perception and action system should be analyzed at the ecological scale, the performer-environment system being the smallest unit of analysis. From there, this research investigates how expert front-crawlers interact with the aquatic environment to propel themselves forward. Moving forward in aquatic environment involves maintaining a hydrodynamic body position near the horizontal plan, to minimize active drag and to generate propulsion by coordinating the four limbs. Therefore, the coordination dynamics is examined when the aquatic environment (fluid flow) and the swimming speed are manipulated. To reach that goal, the coordination between hand, lower arm and upper arm, between both arms and the coordination between arm and leg are assessed by inertial measurement units for eight expert Italian male swimmers swimming two separated incremental tests in a flume and in a swimming pool. The first study investigates the effect of aquatic flow by comparing the upper limb coordination when the swimmers swim at a similar speed in pool and flume. Then, the second study examines the upper limb coordination dynamics during a scanning procedure where speed is increased through eight steps. Finally, the last study investigates the arm-to-leg coordination dynamics, as well as the asymmetry between right and left side during a scanning procedure where speed is increased through eight steps.

When flume is compared to the swimming pool, our main findings are that the flume is channelling the emergence of functional expert swimmers' movement patterns, in particular the decrease of glide phase duration related to the moving body of water. The increase of speed reveals larger implications of the lower limbs in the propulsion. Finally, flume swimming leads to lower coupling strength between oscillators and higher asymmetries in the flume. Our findings thus demonstrated that experts are able to adapt their coordination patterns at different levels (intra-segmental of the upper limbs / inter-limb i.e., arm-to-leg) and by transiting between different patterns according to the constraints encountered. Thus swimmers exhibit both periods of behavioral stability and periods of adaptive flexibility, showing their ability to achieve the task-goal by functional interaction with the aquatic environment. **Key Words:** Ecological Dynamics, Perception-Action Coupling, Behavioral Adaptability, Constraints-Led Approach, Swimming.