



HAL
open science

Développement d'une nouvelle méthodologie d'analyse in situ du mouvement en cyclisme: apport des centrales inertielles pour l'estimation de la cinématique articulaire

Sébastien Cordillet

► To cite this version:

Sébastien Cordillet. Développement d'une nouvelle méthodologie d'analyse in situ du mouvement en cyclisme: apport des centrales inertielles pour l'estimation de la cinématique articulaire. Autre [q-bio.OT]. Université Rennes 2, 2019. Français. NNT: 2019REN20050 . tel-02934381

HAL Id: tel-02934381

<https://theses.hal.science/tel-02934381>

Submitted on 9 Sep 2020

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.

THESE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE RENNES 2

COMUE UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE

ECOLE DOCTORALE N° 603

Education, Langages, Interaction, Cognition, Clinique

Spécialité : Sciences et Technique des Activités Physiques et Sportives

Par

Sébastien CORDILLET

Développement d'une nouvelle méthodologie d'analyse *in situ* du mouvement en cyclisme – Apport des centrales inertielles pour l'estimation de la cinématique articulaire

Thèse présentée et soutenue à Rennes, le 17 décembre 2019

Unité de recherche : Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S) EA 7470

Rapporteurs avant soutenance :

William BERTUCCI Professeur des Universités, Université de Reims Champagne-Ardenne
Philippe ROUCH Professeur des Universités, Arts et Métiers Paris Tech, ENSAM Paris

Composition du Jury :

Président : William BERTUCCI Professeur des Universités, Université de Reims Champagne-Ardenne
Examineurs : Laëtitia FRADET Maître de conférences HDR, Université de Poitiers
Violaine SEVREZ Maître de conférences, Aix-Marseille Université
Dir. de thèse : Benoit BIDEAU Professeur des Universités, Université de Rennes 2
Co-dir. de thèse : Guillaume NICOLAS Maître de conférences, Université de Rennes 2

Invité(s)

Nicolas BIDEAU Maître de conférences, Université de Rennes 2



UNIVERSITÉ RENNES 2
Unité de Recherche
Ecole Doctorale - Education, Langages, Interaction, Cognition, Clinique

Sous le sceau de l'Université Bretagne Loire

Développement d'une nouvelle méthodologie d'analyse *in situ* du mouvement en cyclisme – Apport des centrales inertielles pour l'estimation de la cinématique articulaire

Thèse de Doctorat

Discipline : STAPS

Volume

Présentée par Sébastien CORDILLET

Directeur de thèse : Benoit BIDEAU

Soutenue le 17 mois 2019

Jury :

William BERTUCCI, PU, Université de Reims Champagne-Ardenne (Rapporteur)

Philippe ROUCH, PU, Arts et Métiers Paris Tech, ENSAM Paris (Rapporteur)

Laëtitia FRADET, MCU(HDR), Université de Poitiers (Examineur)

Violaine SEVREZ, MCU, Aix-Marseille Université (Examineur)

Benoit BIDEAU, PU, Université de Rennes 2(Directeur de thèse)

Guillaume NICOLAS, MCU, Université de Rennes 2(Co-directeur de thèse)

« La vie, c'est comme une bicyclette, il faut avancer pour ne pas perdre l'équilibre »
Albert Einstein

Remerciements

Je tenais en premier lieu à remercier les membres du jury d'avoir accepté d'examiner mon travail de thèse. Je remercie William BERTUCCI et Philippe ROUCH pour avoir accepté de rapporter ce mémoire. De même, je remercie Laetitia FRADET et Violaine SEVREZ d'avoir accepté d'évaluer ce travail de thèse.

J'aimerais exprimer ma profonde gratitude envers Guillaume NICOLAS et Nicolas BIDEAU qui m'ont accompagné durant ces années de thèse ainsi que Benoit BIDEAU qui fut mon directeur.

Je remercie l'équipe du Laboratoire « Mouvement, Sport, Santé » pour les bons moments de convivialité au travail mais aussi en dehors. Je tiens aussi à remercier du fond du cœur Arnel Crétual et Franck Multon qui m'ont pris sous leurs ailes pendant mes années de master et sans qui je n'aurais pu réaliser cette thèse.

Je tiens aussi à remercier la Région Bretagne pour son aide financière qui m'a permis de réaliser ces travaux. Je souhaite aussi remercier la professeure Isabelle Bonan, chef de service MPR du CHU de Rennes qui a contribué au financement de cette thèse.

Evidemment, je remercie mes collègues et amis du bureau des doctorants ainsi que tout le reste de l'équipe des bagueurs (Charly, Suzy, le Nay, Theo, Sergent Puchaud et KERHERVVVEEEEE) avec qui j'ai partagé tant de bons moments : des fous-rires aux innovations technologiques (le Ker_coptère®, les climatisations bricolées, ...).

Un grand merci à tous mes amis, ceux que je peux régulièrement voir et ceux qui habitent loin. Pendant la thèse, vous avez rempli ma vie d'événements inoubliables comme les mariages. Merci de m'avoir choisi comme témoin, Hélène, Marco et Dimitri. Merci les rennais (Kwol, Pti slip, Maria & Guigui, Sommerard, Marco & AnneSo, Simon, Karine) pour les soirées, les repas, les afterworks. Merci à ceux qui habitent plus loin mais qui gardent une grande place dans mon cœur (Dimitri & Soso, Mon chauve, Les machades, Hélène & Bobo, Rominou, Hay !).

Merci à ma famille et en particulier mes parents qui m'ont toujours encouragé pour aller plus loin dans les études. Merci aussi à Mélanie qui est plus qu'une cousine et que je considère comme une grande sœur. Merci aussi à ma belle-famille pour ces repas de famille auxquels on ne s'ennuie jamais.

Enfin, mes derniers remerciements sont pour ma fiancée Mathilde (aka Mini JoubJoub). Parmi mes collègues, peu l'ont déjà rencontrée mais beaucoup raffolent de ces pâtisseries et moi le premier mais elle m'offre beaucoup plus que des gâteaux. Son amour, ses encouragements et son soutien de chaque instant m'ont été indispensables.

Table des matières

Introduction générale.....	11
Chapitre 1 Revue de littérature : Analyse du mouvement du cycliste – Du laboratoire vers le terrain	13
1. Introduction : Monitoring en cyclisme et importance du suivi de la technique de pédalage ..	13
2. Analyse cinématique en cyclisme.....	17
2.1 Rappels des phases du pédalage.....	17
2.2 Degrés de liberté anatomiques du membre inférieur et fonctionnement ostéo-articulaire du cycle de pédalage	18
2.3 Analyse cinématique en conditions de laboratoire : Apports et limites	20
2.4 Approches <i>in situ</i> : vers de nouvelles perspectives pour l’analyse cinématique en cyclisme	27
3. Estimation de la cinématique 3D basée sur les centrales inertielles	31
3.1 Technologie inertielle et magnéto-inertielle.....	32
3.2 Approches classiques pour le calcul de l’orientation des centrales inertielles et magnétiques	38
3.3 Cinématique articulaire 3D.....	46
Chapitre 2 Synthèse et objectifs	59
Chapitre 3 Estimation des angles articulaires du genou en cyclisme à l’aide de centrales inertielles - Développement d’une nouvelle procédure de calibration « centrale à segment » basée sur le mouvement de pédalage	63
1. Introduction.....	63
2. Méthodologie et outils.....	64
2.1 Population	64
2.2 Protocole	64
2.3 Définition des systèmes de coordonnées	66
2.4 Méthodes d’alignement « centrale à segment	68
2.5 Calcul des angles articulaires.....	76
2.6 Analyse des données.....	76
2.7 Analyse statistique	79
3. Résultats.....	79
3.1 Justesse de l’orientation segmentaire.....	79
3.2 Effets des méthodes de calibration sur les angles articulaires 3D du genou.....	81

3.3	Dispersion des axes segmentaires.....	82
4.	Discussion	83
4.1	Différences entre les méthodes – Comparaison à la littérature	84
4.2	Variabilité des tâches de calibration	85
4.3	Critique de la dispersion des axes segmentaires.....	87
4.4	Limites et perspectives.....	88
5.	Conclusion	90
6.	Points clés du chapitre	91
Chapitre 4 Méthodologie de détection des points morts à l'aide de centrales inertielles placées sur les membres inférieurs.....		
93		
1.	Introduction.....	93
2.	Méthodologie	94
2.1	Population et protocole.....	94
2.2	Méthode de détection des points morts à partir du système optoélectronique	94
2.3	Méthode de détection des points morts à partir des centrales inertielles.....	95
2.4	Analyse des données	100
2.5	Analyse Statistique	102
3.	Résultats	104
3.1	Analyse du biais	104
3.2	Analyse des mauvaises détections des points morts	107
4.	Discussion	111
4.1	Rappel des principaux résultats et comparaison à la littérature	111
4.2	Effet de la cadence	113
4.3	Intérêt des méthodes de calibration « centrale à segment »	113
4.4	Limites de l'étude et perspectives de transfert sur le terrain.....	114
5.	Conclusion	116
6.	Points clés du chapitre	117
Chapitre 5 Analyse de la cinématique des membres inférieurs à l'aide de centrales inertielles chez des cyclistes élites féminines lors d'un contre-la-montre de 4km sur vélodrome.		
118		
1.	Introduction.....	118
2.	Méthodes	119
2.1	Population et protocole.....	119
2.2	Capture de mouvement basée sur des centrales inertielles.....	121
2.3	Traitement des données.....	125
2.4	Analyse statistique	129
3.	Résultats	129

3.1	Effet de la distance sur les angles articulaires et les vitesses angulaires segmentaires .	130
3.2	Comparaison des angles articulaires et des vitesses angulaires entre les virages et les lignes droites.....	134
3.3	Comparaison bilatérale des vitesses angulaires et des angles articulaires.....	138
4.	Discussion.....	141
4.1	Rappel du contexte et de l’approche développée	141
4.2	Effet de la distance sur les paramètres segmentaires et articulaires	142
4.3	Effet de la courbure sur les paramètres segmentaires et articulaires	143
4.4	Comparaison bilatérale des paramètres segmentaires et articulaires	144
4.5	Limites et perspectives.....	145
5.	Conclusion	147
6.	Points clés du chapitre	149
	Conclusion générale et perspectives.....	150
1.	Synthèse et apports des travaux.....	150
2.	Perspectives.....	151
	Bibliographie.....	154
	Annexes.....	167
A.	Valorisation scientifique.....	167
	Articles internationaux dans des revues indexées	167
	Congrès Internationaux	167
	Congrès Nationaux	168
B.	Abstract : Congrès de la Société de Biomécanique (2019)	169
C.	Abstract: European Congress of Sport Science (2019).....	171
	Liste des figures	175
	Liste des tableaux	179

Introduction générale

Le cyclisme de haut niveau est un sport qui se caractérise par des charges d'entraînement et de compétition très élevées (Faria et al., 2005). Un contrôle et un calibrage judicieux de l'entraînement et des charges de travail sont primordiaux pour optimiser la performance. Ce contrôle précis de la charge et la compréhension de ses effets sur l'organisme reposent sur une intégration de données multiparamétriques (physiologique, biologique, biomécanique, nutritionnel, psychologique) dans une approche de monitoring. Ce dernier est actuellement devenu indispensable afin d'optimiser la performance mais également dans le but de minimiser le risque traumatique. Dans cette perspective, les analyses sont principalement réalisées en laboratoire d'un point de vue biomécanique (e.g., analyse du mouvement, analyse des efforts produits sur la pédale, de la puissance externe développée) ou physiologique (e.g., évaluation du coût énergétique, de consommation d'oxygène, de la lactatémie). Par ailleurs, le transfert des technologies de laboratoire pour une utilisation sur le terrain en cyclisme devient un défi envisageable avec l'essor des capteurs embarqués. Un exemple très représentatif en termes d'apport au contrôle et au suivi de l'entraînement en cyclisme réside probablement dans l'usage et la démocratisation du capteur de puissance, devenu désormais un partenaire incontournable du cycliste. En dépit de ces évolutions notables en matière de monitoring, on peut toutefois constater que l'évaluation de la posture et de la technique de pédalage, en particulier en situation réelle (écologique ou *in situ*) d'entraînement ou de compétition, est rarement prise en compte et présente un certain nombre de limites. En effet, il existe un certain nombre de solutions visant à l'évaluation de la posture en conditions standardisées de laboratoire, certaines d'entre elles étant orientées vers l'optimisation des réglages du vélo (« bike fitting »). Malgré la précision des outils et des méthodes utilisées, ces évaluations demeurent ponctuelles et peuvent être éloignées des conditions réelles de terrain. En effet, ce type d'évaluation prend rarement en compte les adaptations spécifiques de la technique gestuelle qui peuvent pourtant survenir notamment en réponse à la fatigue et aux conditions de pratique particulières (e.g., variations d'allure, position dans le peloton, conditions météorologiques) (Grappe, 2009). De ce fait, offrir un nouveau cadre d'analyse reposant sur des capteurs embarqués et permettant une analyse *in situ* de la technique de pédalage doit permettre l'analyse des facteurs contribuant à l'optimisation de la performance et au risque de blessures.

Ceci est aujourd'hui rendu possible par la démocratisation et la miniaturisation des centrales inertielles qui sont de plus en plus utilisées en capture de mouvement dans les domaines de la biomécanique sportive et clinique. Ces centrales (composées d'un accéléromètre, d'un gyroscope, et éventuellement d'un magnétomètre) présentent des caractéristiques (faible coût, dimensions réduites, légères et n'entravant pas l'exécution des mouvements), les rendant exploitables en situation écologique pour une acquisition continue de données. Toutefois, certaines limites liées à ces technologies doivent être prise en compte pour une analyse cinématique pertinente.

L'objectif de ce travail de thèse est donc de proposer une nouvelle méthodologie d'analyse de la cinématique articulaire 3D de cyclistes en conditions réelles d'exercice, à l'aide de centrales inertielles. Un des enjeux de ce travail est d'estimer avec précision les angles articulaires à partir de ces capteurs embarqués pour pouvoir apprécier la coordination segmentaire. Un des verrous scientifiques associés à l'utilisation de ce type de capteurs concerne notamment l'alignement des axes des capteurs avec les axes anatomiques. La résolution de ce problème repose généralement sur des procédures de calibration *ad hoc* (Picerno, 2017). La précision de la mesure cinématique, en particulier l'estimation des angles articulaires, est conditionnée par des tâches de calibration spécifiques à la tâche motrice

analysée (Camomilla et al., 2018; Fantozzi et al., 2016; Fasel et al., 2017), ce qui laisse entrevoir la possibilité d'une procédure de calibration spécifique à l'activité cyclisme. Ce volet constitue l'apport majeur de ce travail de thèse. Une contribution secondaire à ce travail réside dans la mise en place d'une méthode de détection des cycles de pédalage en se basant uniquement sur les centrales inertielles placées sur les segments corporels des membres inférieurs. Enfin la dernière contribution de mon travail de thèse consiste à appliquer les précédentes méthodes sur une épreuve de terrain pour ouvrir mon travail vers l'expérimentation *in situ*.

Ce manuscrit s'articule de la manière suivante. Le Chapitre 1 concerne l'état de l'art qui s'intéresse au positionnement de l'analyse du mouvement vis-à-vis des solutions de monitoring du cycliste, faisant émerger la nécessité d'une analyse cinématique utilisant des centrales inertielles pour répondre aux besoins du terrain. Il aboutit sur les objectifs en précisant le cahier des charges de la thèse (Chapitre 2). Trois contributions sont ensuite développées. La première étude vise à évaluer la précision d'une nouvelle procédure de calibration « centrale à segment » (Sensor-to-Segment) embarquée, adaptée au cyclisme et basée sur un mouvement de pédalage (Chapitre 3). La deuxième étude vise à proposer des indicateurs issus de centrales inertielles positionnées sur les segments corporels pour la segmentation des cycles de pédalage (chapitre 4). A partir de ces développements, une ouverture vers une expérimentation *in situ* est proposée (chapitre 5) et vise à quantifier l'évolution de la coordination segmentaire chez des cyclistes féminines élites lors d'un contre-la-montre de 4km sur vélodrome.

Cette thèse se veut avant tout méthodologique dans la mesure où elle offre des contributions relatives au développement d'une nouvelle procédure de calibration fonctionnelle adaptée au cyclisme mais aussi une méthode de détection des points morts haut et bas permettant la segmentation des cycles de pédalage. Elle propose aussi certaines recommandations pratiques liées à l'utilisation des centrales inertielles et à leur transférabilité sur le terrain. Ce travail rentre dans le cadre d'un projet intitulé MeTRiC (Monitoring for Training in Cycling) financé par la région Bretagne (projet SAD « Stratégie d'Attractivité Durable ») dont le but est de développer une méthodologie basée sur l'intégration de données multiparamétriques (posture, activations musculaire, puissance développée) en lien avec le suivi médical et la programmation de l'entraînement de sportifs de haut niveau.

Chapitre 1

Revue de littérature : Analyse du mouvement du cycliste – Du laboratoire vers le terrain

1. Introduction : Monitoring en cyclisme et importance du suivi de la technique de pédalage

L'optimisation de la performance en cyclisme repose sur l'amélioration de nombreuses variables qui, prises indépendamment, peuvent avoir un effet significatif sur la performance. Le rôle de ces différentes variables doit donc être clairement défini, ainsi que leur importance relative vis-à-vis de la performance du cycliste. Ces principaux déterminants trouvent leurs fondements dans des domaines divers tels que la physiologie, la psychologie, la technologie, la tactique, le contrôle moteur et la biomécanique (Grappe, 2009). Il est dès lors fondamental d'être en mesure de contrôler, mesurer et quantifier avec une justesse satisfaisante ces différents paramètres afin de prévenir ou limiter les risques de fatigue, de surentraînement et de blessures.

Les méthodes de monitoring visent cet objectif et définissent les actions de recueil, d'enregistrement et d'analyse d'informations qui répondent à un projet/programme d'entraînement (Nechita, 2012). Lorsque l'on traite de la performance sportive, le monitoring est le plus souvent associé à la notion de charge d'entraînement et de fatigue puisque ces deux paramètres sont connus comme des facteurs limitants de la performance (Halson, 2014; Otter et al., 2015; Pind and Mäestu, 2017; Pinot and Grappe, 2015; Taylor et al., 2012). Toutefois, bien d'autres facteurs peuvent et doivent être inclus dans une perspective de monitoring plus global visant à la compréhension des déterminants de la performance et à une meilleure adaptation des contenus d'entraînement. Si certains facteurs sont relativement transversaux à différentes activités sportives, d'autres sont bien plus spécifiques à l'activité ciblée et renvoient à l'analyse des facteurs de la performance. Lorsque l'on s'intéresse au cyclisme, ces facteurs relèvent d'une analyse systémique du couple homme-matériel. En effet, la plupart de ces facteurs sont souvent vus comme étant liés au potentiel humain « intrinsèque » (facteurs physiologiques, biomécaniques, neuromusculaires, psychologiques, etc.) mais d'autres paramètres fondamentaux relèvent de l'environnement (conditions météorologiques, relief, etc.) ou du matériel (réglages, choix des matériaux, propriétés aérodynamiques, etc.) (Figure 1).

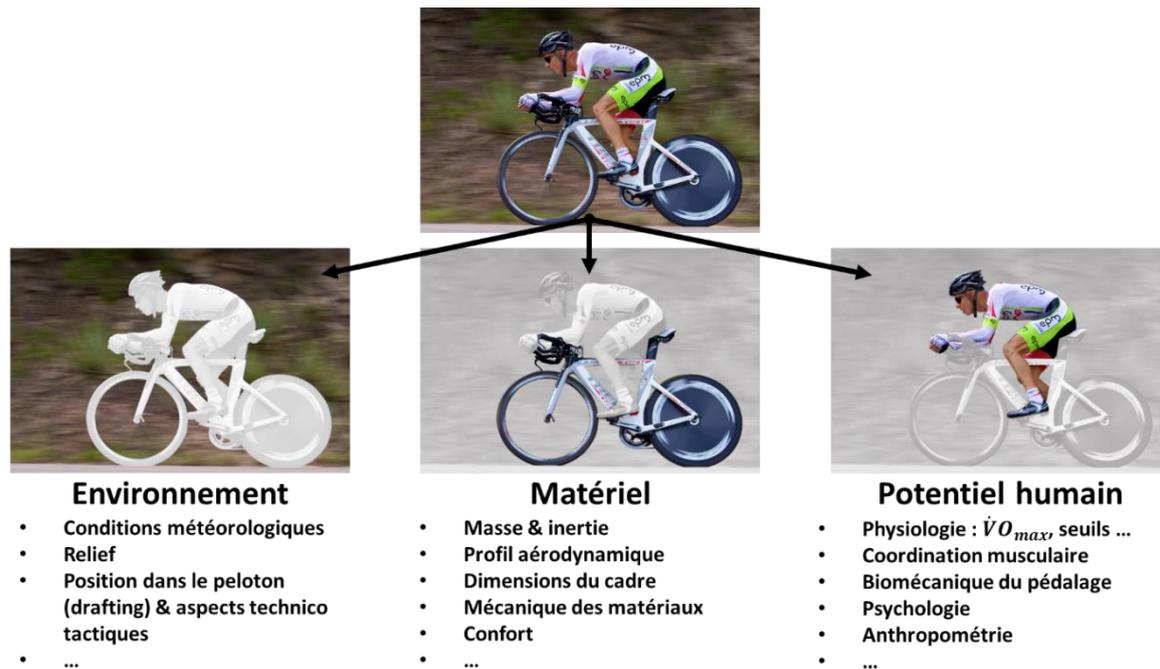


Figure 1 : Principaux facteurs de performance en cyclisme.

Cette approche multifactorielle du cycliste peut faire l'objet d'études dans différents contextes, le plus souvent en laboratoire mais parfois aussi en situation réelle (*in situ*). Bien que l'évaluation en laboratoire permette de contrôler certains paramètres (e.g., choix d'une puissance, d'une fréquence de pédalage, etc.) et ainsi d'isoler leur influence sur certains paramètres (e.g., recrutement musculaire, cinématique articulaire) et sur la performance, ce cadre standardisé ne prend pas en compte le caractère écologique de la situation sportive. Ainsi, d'autres approches plus récentes tendent à considérer le sportif dans son contexte réel d'évolution. Bien que cette approche présente une bien meilleure pertinence écologique, de nombreuses difficultés subsistent, notamment dans la capacité à instrumenter le sportif dans son contexte d'évolution sans entraver son mouvement naturel mais aussi dans le choix de méthodes de traitement de données multivariées. Si les déterminants de la performance en cyclisme ont été à maintes reprises analysés en conditions de laboratoire (e.g., Grappe, 2009), le suivi longitudinal de l'athlète en compétition et à l'entraînement reste un domaine aujourd'hui beaucoup moins étudié. Pourtant certaines études récentes montrent l'intérêt d'un tel monitoring, notamment dans la perspective d'un suivi médical (exemple du suivi de la fréquence cardiaque / ECG) ou dans le contrôle de l'entraînement et l'évaluation de l'état de forme de l'athlète (exemple du suivi de paramètres physiologiques, de paramètres neuromusculaires en lien avec l'activité myoélectrique de muscles spécifiques, ou biomécaniques tels que la puissance ou la fréquence de pédalage).

Traditionnellement les variables physiologiques de référence pour l'évaluation de l'effort physique ont été depuis le début des années 1980 la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et la fréquence cardiaque (FC). La puissance s'est peu à peu imposée comme une des grandes variables de référence en ce qui concerne l'évaluation de l'intensité de l'effort et de la charge d'entraînement. En effet, en 1986, il est possible pour la première fois de mesurer en conditions réelles d'exercice la puissance développée par le cycliste à l'aide d'un système embarqué (capteur d'effort positionné sur le pédalier « SRM »), ce qui permet d'envisager de nouvelles méthodes de suivi et de contrôle de l'entraînement.

Il est ainsi possible de déterminer (notamment) la puissance maximale (Pmax), la puissance maximale aérobie (PMA), la puissance critique, et de croiser ces valeurs avec

d'autres variables physiologiques telles que la fréquence cardiaque, la consommation maximale d'oxygène (VO₂max) ou la lactatémie durant l'effort. De nombreux travaux montrent l'intérêt indéniable de ces variables dans le suivi des cyclistes, ce qui a permis d'aboutir au développement de tests d'évaluation des qualités physiques du cycliste tels que le Profil de Puissance Record (PPR), développé par Pinot et Grappe (2011). Ce PPR est établi à partir des puissances moyennes maximales développées à l'entraînement et en compétition sur 13 durées d'effort allant de 1 s à 4 h (Figure 2). Il permet d'évaluer le niveau de l'athlète pour l'ensemble des qualités physiques nécessaires à la performance en cyclisme sur route (Pinot et Grappe, 2014, 2010).

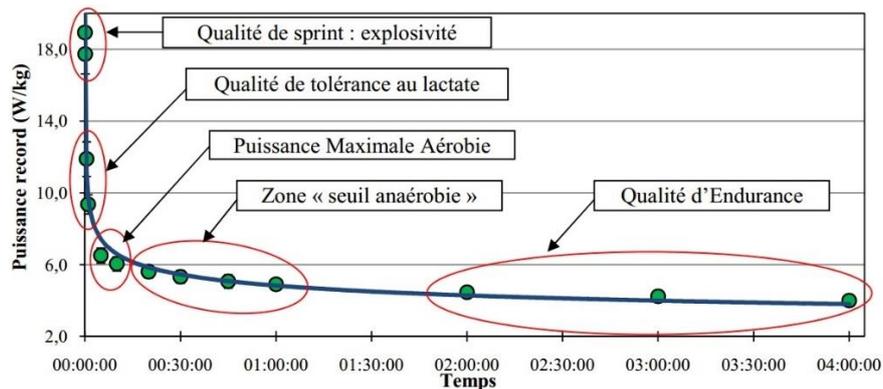


Figure 2 : Exemple de courbe de Profil Puissance Record (PPR) (Pinot and Grappe, 2011).

D'autres tests tels que le Lamberts Submaximal Cycling Test (LSCT) (Lamberts et al., 2011) utilisent des intensités sous maximales à 60%, 80%, 90% de la FC_{max} (6' à 80% et 90% de la FC_{max}, 3' à 90% de la FC_{max} et 1'30 avec un monitoring de la FC en post exercice). Généralement, un changement de la FC de plus de 3 battements par minute à l'une des intensités sous maximale ou un changement de la FC de récupération de plus de 6 battements par minute témoignent d'adaptations significatives (amélioration ou état de fatigue). Malgré les réelles implications pratiques de tels tests, d'autres auteurs soulignent l'importance de la prise en compte de la perception de l'effort comme un outil d'estimation de l'intensité de l'exercice. Ainsi, l'échelle RPE (Rating of Perceived Exhaustion) (Borg, 1998) ou l'échelle du CR10 (She et al., 2013) constituent des outils classiquement utilisés pour prendre en compte la perception de l'exercice qui peut dépendre de facteurs tels que l'environnement, l'état de forme du moment, la fatigue, ou la motivation. Afin d'ajuster la difficulté perçue de l'effort avec les zones d'intensités remarquables de l'exercice réalisé, Grappe et al. (Grappe, 2009) ont construit une échelle d'estimation subjective de l'intensité de l'exercice (ESIE), permettant ainsi d'affiner l'estimation de l'intensité d'exercice en prenant en compte les informations rapportées par Borg (1998) (Borg, 1998). En ce sens, ces évaluations subjectives constituent une dimension primordiale à prendre en compte pour le monitoring du sportif.

Aujourd'hui, certaines plateformes de recueil et d'analyse de ces données peuvent être proposées, prenant en compte des paramètres de différentes natures : données de position GPS et vitesse de déplacement, puissance mécanique développée, fréquence de pédalage, altitude et pente, conditions météorologiques ou bien encore les réglages sur le vélo. De nombreuses interfaces d'analyses sont disponibles sur le marché. Parmi elles, on peut citer Golden Cheetah¹ qui de par son caractère open source et gratuit ainsi que la richesse des fonctionnalités offertes, constitue actuellement l'un des logiciels d'analyse les plus performants pour le suivi de l'entraînement du cycliste (Figure 3).

¹ <http://goldencheetah.org>

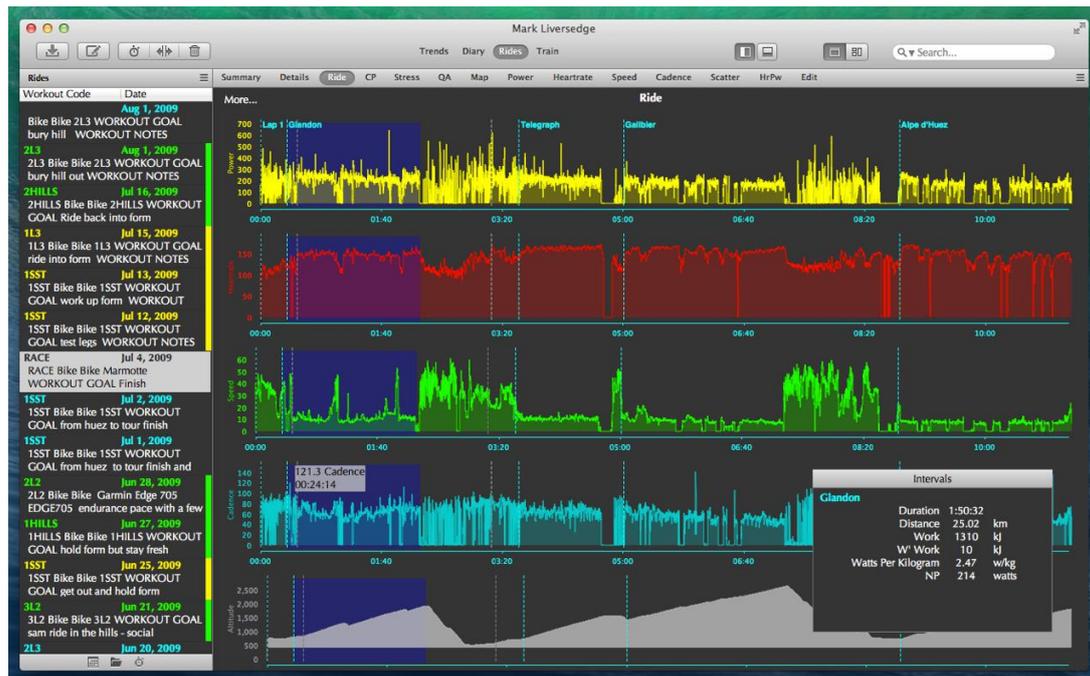


Figure 3 : Exemple de logiciel d'analyse de données multiparamétriques pour le sportif (Golden Cheetah).

Si ces solutions de monitoring peuvent être considérées comme une aide à la décision pour le sportif et l'entraîneur, on peut imaginer que les évolutions technologiques (e.g., miniaturisation des capteurs, avancées dans le domaine des WBAN « Wireless Body Area Network » et dans les protocoles de radiocommunication), ergonomiques (e.g., facilité d'édition de données, d'import & export de données, intégration Cloud), mais aussi les développements méthodologiques notamment dans le domaine des statistiques multivariées ou de la fusion de données (e.g., filtrage, machine learning, intelligence artificielle, etc.) ouvriront encore de nouvelles perspectives dans l'analyse et la compréhension des facteurs de la performance sportive.

En dépit de la richesse des développements actuellement proposés, l'évaluation de la posture et de la technique de pédalage en situation écologique est rarement prise en compte. De nombreuses solutions en termes d'évaluation de la posture existent en conditions de laboratoire, pouvant parfois mener à une optimisation des réglages du vélo (« bike fitting »). Le laboratoire M2S a par exemple proposé des méthodologies performantes d'évaluation du mouvement du cycliste et de son asymétrie cinématique en conditions de laboratoire (Pouliquen, 2018; Pouliquen et al., 2018). Malgré la précision des outils et des méthodes utilisées, ces évaluations demeurent ponctuelles et éventuellement éloignées des conditions réelles de terrain. En effet, des adaptations spécifiques de la technique gestuelle surviennent, notamment en réponse à la fatigue et aux conditions de course particulières (e.g., variations d'allure, position dans le peloton) (Grappe, 2009). Un nouveau cadre d'analyse du mouvement reposant sur des capteurs embarqués et offrant la possibilité d'analyses sur des durées prolongées doit permettre de contribuer à l'analyse des facteurs contribuant au risque de blessure et à l'optimisation de la performance. Un des enjeux est d'estimer de manière précise les angles articulaires à partir de capteurs embarqués pour pouvoir calculer la coordination segmentaire. L'exactitude de ces calculs est en effet la condition *sine qua non* pour être à même d'optimiser la performance tout en préservant l'intégrité physique des sportifs.

2. Analyse cinématique en cyclisme

La compréhension générale des déterminants cinématiques de la performance en cyclisme et des technologies de laboratoire et de terrain employées est fondamentale dans l'objectif double d'exprimer des orientations segmentaires (e.g., orientation du tronc lors du cycle de pédalage) et des angles inter-segmentaires (e.g., angle au genou ou à la hanche). La littérature scientifique montre en effet que ces deux derniers paramètres sont susceptibles d'avoir un impact sur la performance mais aussi sur l'intégrité physique du sportif.

2.1 Rappels des phases du pédalage

A première vue, le mouvement de pédalage peut sembler simple et uniquement composé de mouvements de flexion/extension de l'ensemble des articulations du membre inférieur. Cependant, ce mouvement circulaire en chaîne fermée est plus compliqué qu'il n'y paraît. En effet, cette chaîne polysegmentaire, caractérisée par des rotations anatomiques tridimensionnelles simultanées de l'ensemble des articulations du membre inférieur (hanche/genou/cheville) est contrainte à la fois par la liaison entre le pied et la pédale et par le contact au niveau de la selle. Les mouvements résultants nécessitent la mobilisation de nombreux muscles permettant de stabiliser le coureur sur le vélo et de créer une force externe sur les pédales à l'origine de la puissance mécanique produite. Pour essayer de mieux comprendre ce mouvement, le cycle de pédalage, classiquement décomposé en quatre phases, est décrit par un cercle (de rayon égal à la longueur de la manivelle) parcouru dans le sens anti-trigonométrique. Cette décomposition du mouvement dans le plan du pédalier se fait généralement de la façon suivante (Figure 4).

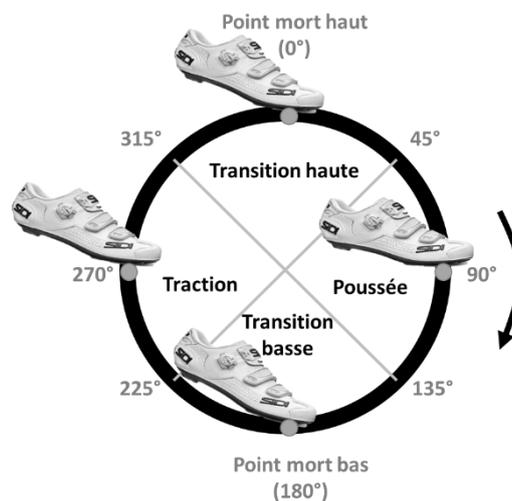


Figure 4 : Représentation des quatre principales phases du cycle de pédalage. Quand la pédale est au point haut (point mort haut, PMH), à la verticale de l'axe de pédalier, on dit qu'elle est au point 0°. 90° représente l'angle permettant d'avoir la position du pied la plus en avant, 180° le point déclive et 270° le point le plus en arrière.

- Phase 1 (315-45°) : phase de transition haute avec le passage par le point mort haut (PMH) qui correspond pour le membre inférieur à la fin de la flexion et au début de l'extension.

- Phase 2 (45-135°) : phase de poussée durant laquelle la plus grande puissance mécanique est développée. Dans la littérature, l'ouverture du genou et celle de la hanche sont considérées comme les acteurs principaux de la propulsion (Bertucci et al., 2005).
- Phase 3 (135-225°) : phase de transition haute avec le passage par le point mort bas (PMH) ; c'est la phase inverse de la phase 1, c'est à dire le passage de l'extension à la flexion pour les articulations du membre inférieur.
- Phase 4 (225-315°) : phase de traction (ou tirage), durant laquelle une force plus faible est développée, la puissance développée étant alors assurée par l'autre jambe.

Dans la littérature, cette description est parfois réduite à deux phases : poussée (0-180°) et tirage (180-360°) (Bini and Hume, 2014; Sayers et al., 2012). Quel que soit le mode de représentation, la décomposition du cycle de pédalage est pertinente dans la perspective d'analyses cinématiques, cinétiques et musculaires en cyclisme, notamment pour identifier la temporalité des variables.

2.2 Degrés de liberté anatomiques du membre inférieur et fonctionnement ostéo-articulaire du cycle de pédalage

De par la mobilisation des différents segments impliqués dans le mouvement de pédalage et les degrés de liberté articulaire impliqués, il est possible d'obtenir une technique de pédalage spécifique. L'objectif de cette section est de rappeler les principales structures anatomiques impliquées lors d'un cycle de pédalage, et d'illustrer leur importance relative.

Si on considère les axes du pédalier et de la pédale comme un système articulé, on peut dire que la cuisse, la jambe, le pied et la manivelle d'un cycliste forment une chaîne articulaire fermée. Dans un tel système fermé, tout mouvement d'une articulation entraîne en général un mouvement des autres. Dans ce contexte, chaque articulation du membre inférieur (hanche, genou, cheville) contribue au déroulement du cycle de pédalage.

L'articulation de la cheville est souvent considérée comme un élément essentiel lors du mouvement de pédalage. Elle nécessite souvent de s'intéresser aux articulations du pied aussi. En ne considérant que la cheville, l'articulation tibio-péronéo-astragalienne lie le tibia et la fibula au pied. Cette articulation trochléenne à un seul degré de liberté permet uniquement des mouvements de flexion-extension. On parlera de flexion plantaire quand la pointe de pied s'éloigne du genou. Cette flexion plantaire est associée au mouvement d'extension de la cheville. A l'inverse la flexion est une flexion dorsale qui tend à rapprocher la pointe de pied du genou (Figure 5, a - c).

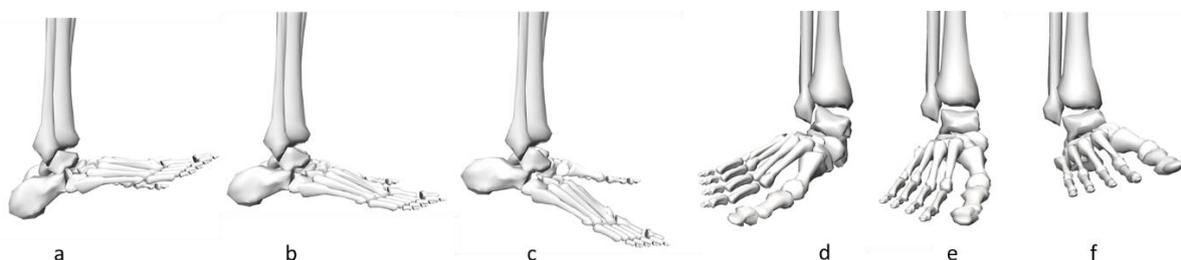


Figure 5 : Mouvement de la cheville avec la flexion dorsale (a), la position neutre (b, e) et la flexion plantaire (c). Mouvement d'éversion (d) et inversion (f) de la cheville

Bien que la flexion et l'extension soient les seuls mouvements autorisés par l'articulation trochléenne, la cheville permet aussi des mouvements d'éversion et d'inversion.

Ces mouvements sont en réalité une combinaison de mouvements de l'articulation trochléenne et de mouvements du pied. L'inversion combine la flexion plantaire de la cheville à une abduction et une supination du pied. L'éversion combine une flexion dorsale de la cheville et une adduction et une pronation du pied (Figure 5, d – f). Bien que ces mouvements devraient être limités pour un cycliste de par le point de contact pied / pédale, la cheville est souvent considérée comme déterminante dans la fluidité et l'efficacité du pédalage.

La hanche représente l'articulation coxo-fémorale qui lie le fémur à l'os iliaque du bassin par une articulation de type rotule (à 3 degrés de liberté). L'articulation coxo-fémorale permet des mouvements de flexion et d'extension dans le plan sagittal (Figure 6, a - c), des mouvements d'abduction et d'adduction dans le plan frontal (Figure 6, g - i), et des mouvements de rotation interne et externe dans le plan transverse (Figure 6, d - f). Lors du cycle de pédalage, la hanche est toujours fléchie. L'extension n'y est que relative puisqu'il ne s'agit que d'une diminution de la flexion. Plusieurs travaux montrent que les mouvements de la hanche résident majoritairement dans la flexion / extension de hanche, mais les amplitudes articulaires hors du plan sagittal ont un ordre de grandeur qui va de 5 à 10° pour l'abduction/adduction et de 11 à 20° en fonction des études (Bini et al., 2016a; Pouliquen et al., 2018).

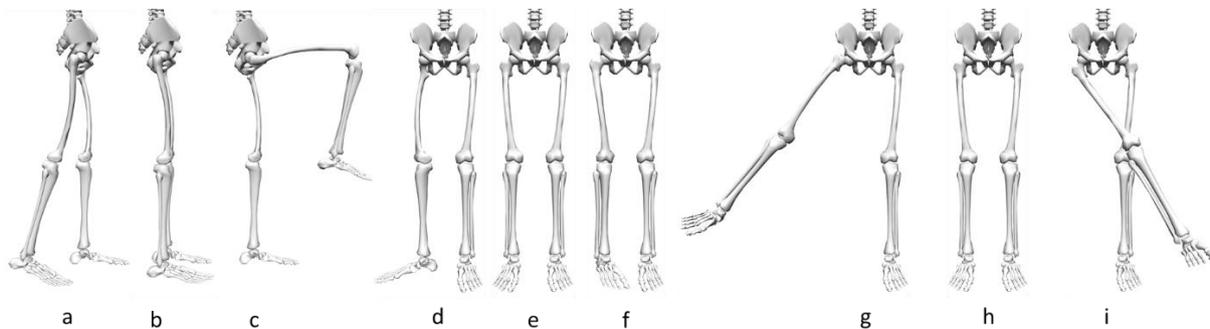


Figure 6 : Mouvements de flexion/extension de la hanche. Extension de hanche(a), Angle nul(b), flexion de hanche(c). Mouvements de rotation interne/externe de hanche. Rotation externe(d), rotation nulle(e), rotation interne(f). Mouvements d'abduction/adduction de hanche. Abduction(g), Angle nul(h), Adduction(i).

Le genou articule trois os : le fémur, le tibia et la patella. On considère 2 articulations au niveau du genou : l'articulation fémoro-tibiale (entre le fémur et le tibia) et l'articulation fémoro-patellaire (entre le fémur et la patella). L'articulation du genou est considérée comme une articulation de type pivot (associée à des mouvements de flexion / extension ; Figure 7, d - f) même si des mouvements secondaires sont aussi possibles. En effet, elle permet des mouvements de rotation interne/externe dans le plan transverse mais uniquement quand le genou est en flexion (Figure 7, a - c). En position anatomique de référence, les centres articulaires de la hanche du genou et de la cheville sont normalement alignés (genou normo-axé). Deux variations anatomiques au niveau du genou peuvent entraîner un placement anormal du genou par rapport à ligne de la jambe formée par le centre de la hanche et de la cheville. On parlera de valgus du genou quand le genou est placé médialement par rapport à la ligne hanche/cheville. A l'inverse, si le genou est placé en latéral de la ligne on parlera de varus du genou (Figure 7, g – i).

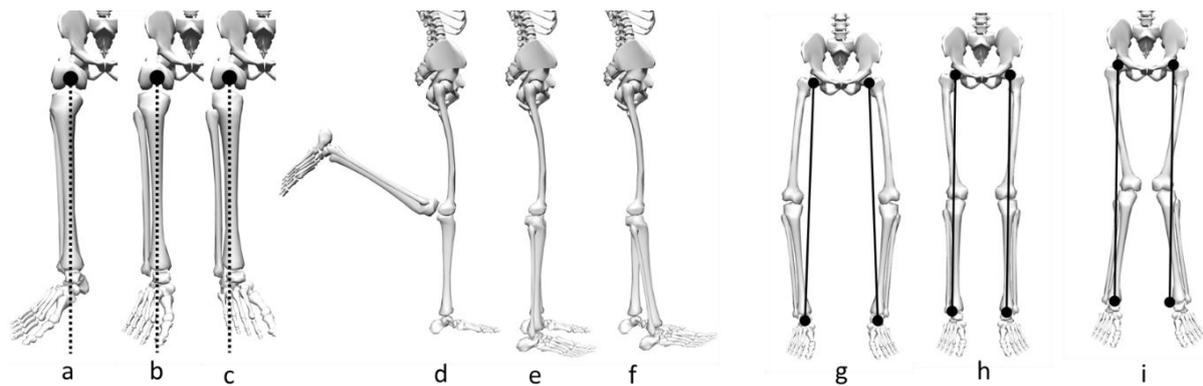


Figure 7 : Mouvements de rotation interne(c)/ externe(a) du genou, depuis une position neutre genou fléchi (b). Mouvements de flexion/extension du genou. Flexion de genou(d), Angle nul(e), recurvatum du genou(f). Mouvements latéraux du genou : valgus(i), varus(g) et normo-axé(h).

Le genou est une articulation d'importance primordiale pour l'analyse du mouvement de pédalage. De nombreuses études s'y sont intéressées, parfois même de manière exclusive (Bini et al., 2013; Brand, 2016; Fang et al., 2016; Gregersen and Hull, 2003; Kutzner et al., 2012; Peveler et al., 2012; Ruby et al., 1992a). La prévalence des blessures de surutilisation au niveau du genou justifie probablement le nombre d'étude dans ce domaine. En effet, ce type de blessure représente 32% chez des cyclistes de haut niveau (de Bernardo et al., 2012) et 43% chez des populations amateurs (Holland et al., 1995). D'après l'étude de (Clarsen et al., 2010), ces blessures entraînent une baisse de performance (23% des cas) et plus largement un arrêt de l'entraînement ou des compétitions (59% des cas). La quantification des angles articulaires et en particulier ceux du genou, est pertinent mais aussi nécessaire pour estimer les efforts articulaires. Quand la charge augmente, la contribution des efforts de la cheville et de la hanche reste constante alors que celle du genou augmente fortement. A 75% de la puissance maximale aérobie, les efforts au genou contribuent pour 40% alors qu'à 100%, ces efforts représentent presque 50% de l'effort total (Bini and Diefenthaler, 2010). Par ailleurs, certains auteurs montrent que la charge appliquée par le pied sur la pédale et les variations anatomiques lors du pédalage sont les causes majeures de lésions au niveau du genou (Ruby et al., 1992b). Ces auteurs montrent en effet que les lésions au niveau du genou sont dues non seulement aux mouvements de varus (vers l'intérieur) du genou lors de la poussée (induisant des lésions de la partie latérale) mais également aux mouvements de valgus (vers l'extérieur) lors de la remontée de la pédale (induisant des lésions de la partie médiale).

2.3 Analyse cinématique en conditions de laboratoire : Apports et limites

De nombreuses expérimentations basées sur l'analyse cinématique ont été réalisées en conditions de laboratoire, en utilisant très majoritairement un système de capture de mouvement optoélectronique. Le choix de ce système repose essentiellement sur sa validité et sa reproductibilité pour calculer en dynamique les angles articulaires en 3D (Fonda et al., 2014). Un des objectifs en cyclisme est d'étudier les déterminants cinématiques de la performance, mais aussi d'établir les éventuels indicateurs de risque de blessure chez le sportif. Ainsi, les orientations segmentaires mais aussi les angles inter-segmentaires peuvent être évalués de

manière bidimensionnelle (dans des plans définis) ou de manière tridimensionnelle (selon un paramétrage qui sera défini en section 3.2.1.2).

Un des enjeux est d'optimiser les réglages du vélo (« bike fitting ») et donc la posture du cycliste, dans une perspective d'amélioration de la performance et/ou de prévention du risque traumatique (Bouillod et al., 2016a; Ferrer-Roca et al., 2012; Menard et al., 2016). Classiquement, il s'agit de placer le cycliste sur un ergocycle dans des conditions de laboratoire et d'analyser les orientations segmentaires et les angles articulaires au cours d'un effort défini et standardisé. Selon les besoins de l'étude, les analyses cinématiques peuvent être réalisées en 2D ou en 3D.

2.3.1 Analyse cinématique bidimensionnelle basée sur la vidéo

Un certain nombre d'études analysent le mouvement de pédalage d'un point de vue bidimensionnel, majoritairement dans le plan sagittal. Cette approche est basée sur des hypothèses simplificatrices associées au mouvement dans le plan du pédalier (Figure 8). Bien que des systèmes non optiques tels que le goniomètre aient été utilisés par le passé (Hull et al., 1990), la majorité des analyses cinématiques est généralement réalisée dans le plan sagittal à l'aide des systèmes vidéo traditionnels (Ferrer-Roca et al., 2014, 2012) ou de systèmes optoélectroniques (Bini et al., 2014; Bini et al., 2016a; Sayers et al., 2012). Bini et al. (Bini et al., 2014a) justifient cette hypothèse bidimensionnelle par le fait que la majorité des efforts moteurs sont produits dans le plan sagittal et de manière moindre dans les plans frontal et transversal. Ceci induit une réduction de la complexité de l'analyse de l'espace vers le plan (Bini and Diefenthaler, 2010; Fregly et al., 1996; Li and Caldwell, 1999; Umberger and Martin, 2001), permettant le calcul des angles en flexion/extension pour la hanche, le genou et la cheville (Figure 8). Parfois, des marqueurs réfléchissants sont placés sur certains repères anatomiques tels que le grand trochanter, le condyle latéral du fémur la malléole latérale ou sur la tubérosité du 5ème métatarse, augmentant ainsi la précision des mesures concernant les angles de flexion et d'extension étudiés. Plusieurs finalités sont ainsi envisagées, telles que l'évaluation de l'influence de la hauteur de la selle sur les paramètres cinématiques et dynamiques du mouvement de pédalage (Bouillod et al., 2016b; Fonda et al., 2014) ou l'évaluation de l'influence de la longueur de manivelles (Hull and Gonzalez, 1988; Too et al., 2012).

Au cours du cycle de pédalage, en partant du point mort haut (PMH), la hanche et le genou vont effectuer successivement une extension et une flexion alors que la cheville est en flexion plantaire durant tout le cycle (Li and Caldwell, 1999). Ainsi, l'amplitude moyenne articulaire pour une position classique sur le vélo, est de l'ordre de 75° pour le genou, 45° pour la hanche et 20° pour la cheville dans le plan sagittal (Bini et al., 2014b).

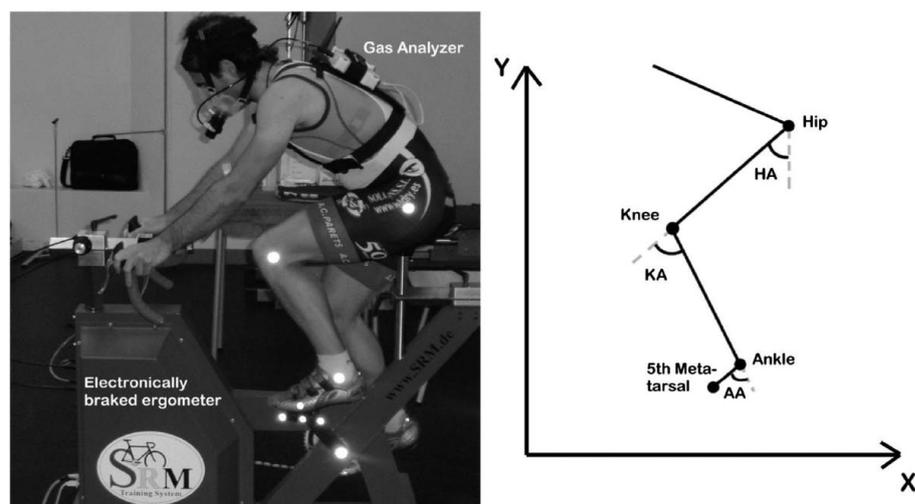


Figure 8 : Description bidimensionnelle du plan sagittal pour l'analyse du mouvement du membre inférieur (Ferrer-Roca et al., 2014)

L'analyse cinématique planaire peut être discutable pour deux raisons principales : l'une concerne les erreurs liées aux aspects méthodologiques, l'autre est associée à l'impact des degrés de liberté hors du plan sagittal sur les risques traumatiques. D'un point de vue méthodologique, Umberger et al. (Umberger and Martin, 2001) mettent en évidence des différences significatives concernant les angles anatomiques obtenus par un calcul en 2D ou en 3D. Ainsi, l'erreur commise peut atteindre 32° pour l'angle maximal de la hanche et 7° pour celui de la cheville dans le plan sagittal. Par ailleurs, l'hypothèse planaire s'avère également être limitante dans le sens où la littérature montre que les degrés de liberté hors du plan sagittal (inversion/éversion de la cheville et abduction/adduction de la hanche et du genou) peuvent être à l'origine de microtraumatismes notamment au niveau du genou. En particulier, Gregersen et al. (Gregersen and Hull, 2003) et Bailey et al. (Bailey et al., 2003) suggèrent que l'abduction/adduction de genou peut être la cause de blessure de sur-sollicitation. Enfin, une raison supplémentaire dans l'intérêt de l'analyse cinématique tridimensionnelle réside dans le fait que les mouvements dans le plan frontal et dans le plan transversal peuvent être affectés par un effet combiné de la fatigue et de la puissance (Bini et al., 2016b). Récemment, Fang et al. (Fang et al., 2016) ont ainsi analysé l'effet de la puissance et de la cadence sur la cinématique et la dynamique du genou dans le plan frontal. Ils montrent notamment que l'amplitude du genou en abduction augmente avec la puissance. Pour l'ensemble de ces raisons, il semble donc plus judicieux d'employer une méthodologie tridimensionnelle concernant l'analyse fine du mouvement en cyclisme au cours de tests exhaustifs pour lesquels les niveaux de puissance, la fatigue mais également la cadence constituent des éléments déterminants.

2.3.2 Analyse cinématique tridimensionnelle basée sur les systèmes optoélectroniques

La capture de mouvement 3D à l'aide de systèmes optoélectroniques est devenue un standard pour l'analyse de mouvement sportif en laboratoire et peut être couplée à des outils de mesures dynamiques et électromyographiques. La majorité des systèmes repose sur l'utilisation de marqueurs passifs réfléchissant la lumière infrarouge émise par des caméras disposées dans l'environnement du sportif. L'étape de reconstruction permet alors de calculer la position et l'orientation des segments corporels. Afin de standardiser la définition des repères segmentaires

et les séquences de rotations pour le calcul des angles articulaires, Wu et al. (Wu et al., 2005, 2002; Wu and Cavanagh, 1995) ont défini une norme recommandée par la Société Internationale de Biomécanique (ISB).

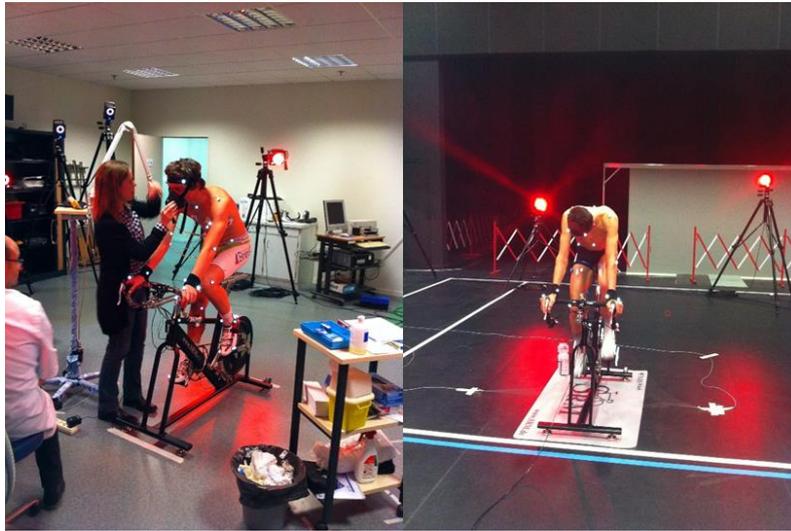


Figure 9 : Capture de mouvement par système optoélectronique chez des cyclistes : (a) Centre de Médecine du Sport – Brest ; (b) Plateforme Immermove du laboratoire M2S

La capture de mouvement repose sur l'utilisation d'un modèle biomécanique. Avec un système optoélectronique, les angles articulaires anatomiques sont obtenus à partir de l'orientation de repères anatomiques pour un segment corporel donné. Ces repères anatomiques sont des systèmes de coordonnées orthogonales définis par des points anatomiques. Ces points sont visibles sur le corps et doivent être facilement identifiables à la palpation (Figure 9). A titre d'exemple, la Figure 10 illustre la manière dont le repère articulaire au genou est construit à partir des repères segmentaires proximal et distal en suivant les recommandations de la société internationale de biomécanique (ISB, International Society of Biomechanics) (Wu et al., 2002; Wu and Cavanagh, 1995).

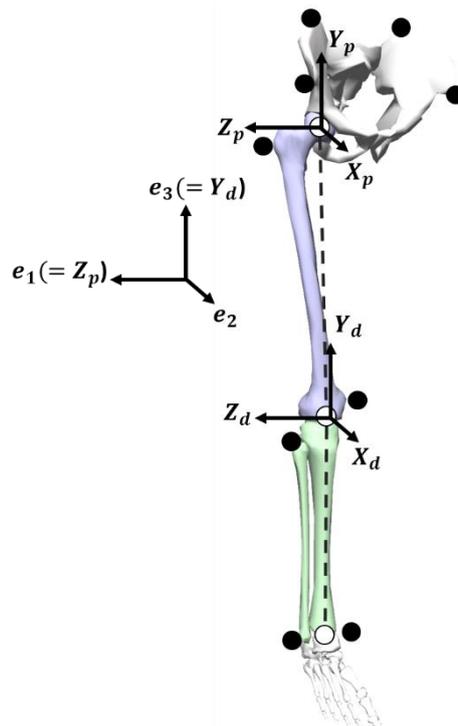


Figure 10 : Systèmes de coordonnées du segment proximal et distal appliqué au genou avec le fémur (en bleu) et la jambe (en vert), respectivement. Les ronds noirs représentent les marqueurs réfléchissants. Les ronds blancs correspondent aux centres articulaires. Le repère proximal est défini par les axes unitaires X_p , Y_p , Z_p et le repère distal par les axes X_d , Y_d , Z_d . Le repère articulaire est défini par les axes e_1 , e_2 , e_3 .

Plusieurs limites à cette méthode sont classiquement mises en évidence dans la littérature (Cappozzo et al., 1995). Ainsi, les mouvements/glislements de la peau sont souvent évoqués comme pouvant conduire à une différence de position entre la position du marqueur réfléchissant sur la peau et le point anatomique osseux visé. Une autre limite réside dans le mauvais positionnement du marqueur sur le point anatomique, en raison de la variabilité inter et intra opérateurs (Osis et al., 2016). Enfin, certains problèmes d'occlusion de certains marqueurs (tels que les marqueurs internes des genoux, des chevilles, ou des épines iliaques antéro supérieures) sont classiquement rencontrés, cette limite pouvant être accentuée par une surcharge pondérale. De manière plus générale, en laboratoire, cette approche reste relativement fastidieuse à mettre en place. Certaines méthodes proposent alors une approche alternative qui se base sur des repères techniques. Ces repères techniques sont aussi des repères segmentaires car ils sont solidaires du segment. Il s'agit de systèmes de coordonnées définis par un groupe de marqueurs (au moins 3). Lorsque les marqueurs sont placés sur des points anatomiques, les repères anatomiques et techniques sont alors confondus. Le groupe de marqueurs placés aléatoirement sur le segment peut être un ensemble rigide ou non. La méthode CAST (« Calibrated Anatomical Systems Technique ») utilise des repères techniques pour estimer les angles articulaires (Cappozzo et al., 1995). Pour cela, une procédure de pointage des points anatomiques permet de calculer la position et l'orientation du repère anatomique dans le repère technique associé.

Toutefois, de nombreux protocoles existent en dépit des recommandations de l'ISB. Les larges différences entre les modèles biomécaniques (Figure 11) s'expliquent en partie par des ensembles de marqueurs différents (Ferrari et al., 2008). A titre d'exemple, pour une activité cyclique telle que la marche, les différences moyennes d'angles articulaires pour les membres inférieurs varient de 5.8 à 30.9° selon les ensembles de marqueurs choisis. Cette amplitude

d'erreur regroupe les angles de la hanche, du genou et de la cheville mais les erreurs maximales (30.9°) et minimales sont observées pour le genou. L'angle de flexion/extension est le plus reproductible entre les ensembles de marqueurs. A l'inverse, l'angle de rotation interne/externe du genou est le moins reproductible (Ferrari et al., 2008).

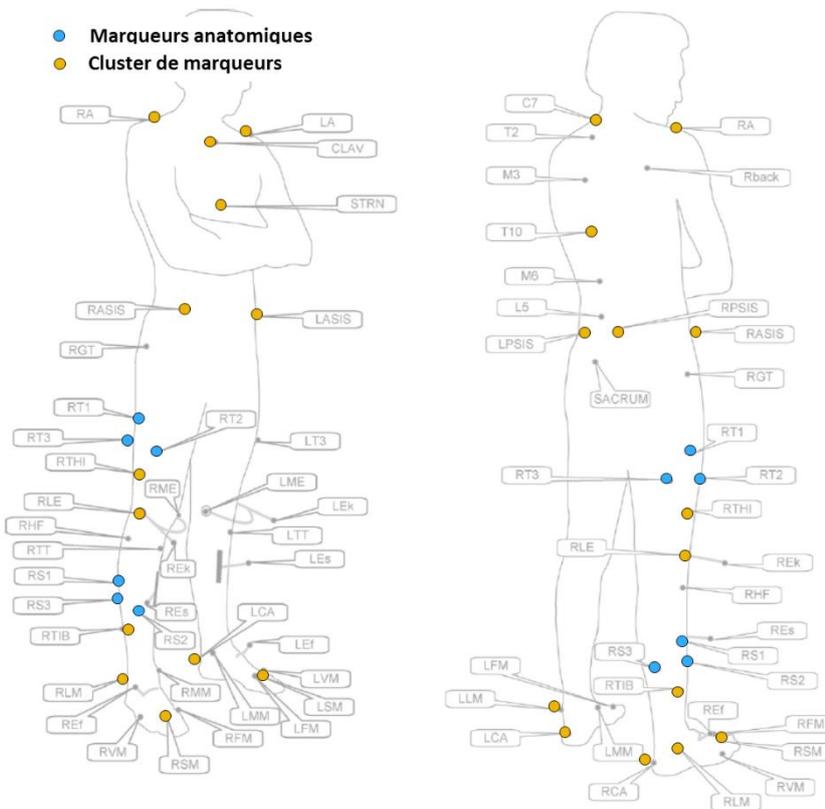


Figure 11 : Représentation des marqueurs et systèmes de clusters pour l'analyse du mouvement humain - adapté de (Ferrari et al., 2008).

La Figure 12 montre qu'en cyclisme, les amplitudes articulaires dans le plan frontal et dans le plan transversal ne sont pas négligeables comparativement aux valeurs dans le plan sagittal (Pouliquen et al., 2018). En effet, même si le mouvement est majoritaire dans le plan sagittal avec une amplitude articulaire allant de 15° à 70° pour les articulations du membre inférieur, Umberger et al. (Umberger and Martin, 2001) montrent que lors d'un effort de 250W à 90rpm, l'amplitude peut aller jusqu'à 10° hors du plan sagittal. Dans la même philosophie, Bini et al. (Bini et al., 2016a) mesurent des amplitudes encore supérieures, pouvant atteindre 24.1° pour la rotation latérale du tibia au cours d'un test incrémental. Par ailleurs, Sayers et al. (Sayers et al., 2012), mettent en évidence une amplitude articulaire pouvant aller jusqu'à $17 \pm 17^\circ$ pour la rotation interne/externe du genou lors de la phase de poussée, au cours d'un effort réalisé lors d'un contre-la-montre d'une heure décomposé en six phases de dix minutes. Il apparaît donc que les variables hors du plan sagittal doivent être considérées lors d'une analyse du mouvement, en particulier au cours d'efforts exhaustifs.

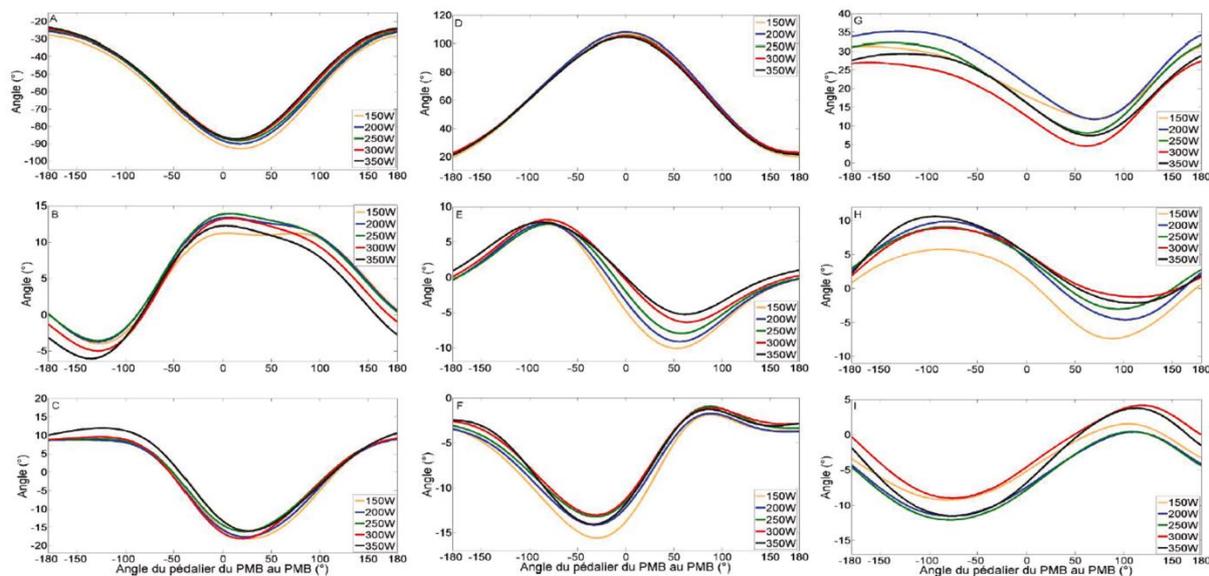


Figure 12 : Cinématique articulaire tridimensionnelle sur l'ensemble du cycle de pédalage, lors d'un exercice incrémental (150W à 350W) chez des cyclistes professionnels (Pouliquen, 2018).

Sur la base de ces outils et de ces méthodes, le laboratoire M2S a par exemple proposé des méthodologies performantes d'évaluation du mouvement du cycliste et de son asymétrie cinématique en condition de laboratoire (Pouliquen, 2018; Pouliquen et al., 2018). Malgré la précision des outils et des méthodes utilisées, ces évaluations demeurent ponctuelles et peuvent être éloignées des conditions réelles de terrain. En effet, des adaptations spécifiques de la technique gestuelle peuvent survenir, notamment en réponse à la fatigue et aux conditions de pratique particulières (e.g., variations d'allure, position dans le peloton) (Grappe, 2009). Offrir un nouveau cadre d'analyse reposant sur des capteurs embarqués et permettant des analyses sur des durées prolongées, doit permettre de contribuer à l'analyse des facteurs contribuant au risque de blessure et à l'optimisation de la performance. Cependant, l'évaluation cinématique de la technique de pédalage en conditions réelles d'entraînement ou de compétition constitue un véritable défi, au regard des inconvénients et limites liées à l'utilisation des systèmes classiques de capture de mouvement optoélectroniques. En effet, réaliser une capture de mouvement 3D en dehors du laboratoire nécessite un grand nombre de cycles de pédalage et souvent de grands volumes de capture, ce qui rend difficile l'utilisation de systèmes de capture optiques conventionnels (Windolf et al., 2008). De ce fait, ce type d'analyse peut s'avérer restrictif en raison du champ de vision réduit associé au nombre et au positionnement des caméras. De plus, le processus allant de l'acquisition jusqu'à la reconstruction du mouvement peut être fastidieux et long, ce qui en réduit l'efficacité et peut limiter les retombées pratiques à destination du terrain. Enfin, une analyse quantitative fiable basée sur une caméra optoélectronique 3D ne peut être effectuée hors ligne que dans une zone restreinte et ne peut donc pas être utilisée par les entraîneurs lors des séances d'entraînement pour détecter et corriger immédiatement les erreurs techniques.

2.4 Approches *in situ* : vers de nouvelles perspectives pour l'analyse cinématique en cyclisme

Aujourd'hui, le transfert des technologies de laboratoire pour une utilisation sur le terrain en cyclisme devient un défi envisageable avec l'essor des technologies embarquées. L'intégration et l'analyse de données multiparamétriques (physiologiques et biomécaniques notamment) constitue un verrou scientifique pouvant contribuer à améliorer la performance sportive tout en préservant l'intégrité du sportif.

Comme indiqué dans l'introduction de ce chapitre, le monitoring de la puissance est devenu un standard pour le contrôle et le calibrage de l'entraînement (Grappe, 2009). Toutefois, d'autres informations liées notamment à la technique de pédalage et à la coordination segmentaire sont actuellement peu démocratisées en particulier du fait de l'insuffisance de technologies embarquées et de méthodes disponibles à destination du terrain. Toutefois, de récents travaux tendent à émerger depuis quelques années, dont certains trouvent des applications pour l'analyse de sports tels que le cyclisme, mais aussi de manière non exhaustive la natation ou la course à pied. Plusieurs solutions basées sur de la capture de mouvement sans marqueur ou les technologies inertielles constituent actuellement les pistes les plus explorées.

2.4.1 Capture de mouvement sans marqueur

Les avancées en vision par ordinateur ont permis l'émergence de la capture de mouvements sans marqueur. Les avantages principaux résident dans la réduction conséquente du temps de préparation des sujets (à l'inverse de la capture de mouvement basée sur des marqueurs) et dans la capacité à fournir une solution pertinente permettant de respecter le compromis entre la recherche d'exactitude (analyses de laboratoire) et la validité écologique (analyses sur le terrain). Les quatre caractéristiques majeures d'un système de capture de mouvement sans marqueur sont généralement : (1) les systèmes de caméra utilisés (monoculaires, binoculaires, multi-caméras, utilisant ou non une carte de profondeur ou « depth map »), (2) le modèle de représentation du corps humain (formes géométriques simples, modèle statistique), (3) les caractéristiques de l'image utilisées (silhouettes, enveloppe visuelle ou « visual hull ») et (4) les algorithmes utilisés pour déterminer les paramètres (forme, posture, emplacement) du modèle de représentation du corps (génératives ou discriminatives) (Colyer et al., 2018).

Ainsi, les caméras « actives » (utilisant le rayonnement texturé infra rouge pour estimer les distances des objets présents dans le champ de vision) telles que la Kinect™ (Microsoft®) ont montré leur potentiel pour l'analyse du mouvement humain, notamment pour des analyses quantifiées de la marche (Springer and Seligmann, 2016). Toutefois, de nombreuses limites subsistent telles que l'espace de mesure restreint, des failles potentielles de l'algorithme pour la détection des segments humains, ou encore des interférences liées au rayonnement infrarouge du soleil en extérieur. Ces limites rendent donc cette solution difficilement compatible avec les exigences d'une capture de mouvement embarquée répondant aux exigences du terrain et en extérieur. On notera qu'au-delà de cet exemple, les méthodes sans marqueur ne sont actuellement pas très démocratisées dans le champ de la biomécanique, et que seulement un petit nombre d'entreprises fournit des systèmes commercialisés (e.g., Capture Studio Ultimate -

The Capturey¹; BioStage - Organic Motion²; Shape 3D - Simi³). Si certains développements spécifiques à ces méthodes vont au-delà du cadre strict de cette thèse, on pourra toutefois noter que certains travaux, notamment du Southwest Research Institute® (SwRI®) envisagent des applications à l'analyse du mouvement en cyclisme, bien que le niveau de précision de cette solution ne soit pas clairement établi (Figure 13).

De manière plus générale, estimer la cinématique 3D d'un sportif à partir de la capture sans marqueur pose des problèmes très difficiles et en grande partie non résolus, en particulier hors des conditions de laboratoire, comme la segmentation, la gestion des auto-occultations ou encore les ambiguïtés induites par la projection planaire d'une posture 3D dans une image 2D, en particulier dans des mouvements hautement dynamiques tels qu'en cyclisme (Sigal, 2014).



Figure 13 : Système de capture embarqué proposé par le SwRI, et appliqué au cyclisme.

2.4.2 Capture de mouvement basée sur les centrales inertielles

Pour pallier aux limites des systèmes optiques avec ou sans marqueur, d'autres solutions sont envisagées. La capture de mouvement basée sur les centrales inertielles s'appuie sur l'utilisation des systèmes micro électromécaniques (MEMS : Micro Electro Mechanical Systems), qui consistent en des dispositifs miniaturisés combinant plusieurs principes physiques. Ils intègrent généralement des éléments mécaniques couplés à de l'électronique et sont réalisés par des procédés de fabrication issus de la micro-électronique. Ainsi, différents systèmes de mesure portables, tels que les unités de mesure inertielles (IMU : Inertial Measurement Units), semblent être une solution pertinente pour l'analyse *in situ* du cyclisme car elles permettent un processus continu d'acquisition de données. Les IMU étant de dimensions réduites, légères et ne gênant pas l'exécution des mouvements pendant les mesures, elles sont de plus en plus utilisées pour la biomécanique sportive et clinique.

Bien que la technologie inertielle ait été utilisée dans les activités cycliques telles que la marche, la course ou la natation à des fins d'analyse cinématique (via des paramètres spatio-temporels ou ostéo-articulaires), relativement peu d'études ont utilisé les centrales inertielles à des fins d'analyse du mouvement en cyclisme.

Les centrales inertielles peuvent être envisagées dans différentes applications, en équipant le vélo et / ou le cycliste. Une centrale placée sur le cadre du vélo peut par exemple permettre d'estimer l'orientation du vélo dans l'espace (Chang et al., 2015; Corno et al., 2014), notamment l'inclinaison du vélo associée à la pente du terrain (Corno et al., 2014). Elles peuvent aussi être mises au service de la quantification des vibrations liées au sol et /ou à la pression des pneus (Olieman et al., 2012) et ainsi permettre d'évaluer la transmission de ces

¹ www.thecapturey.com

² www.organicmotion.com

³ www.simi.com

vibrations aux segments corporels (Chiementin et al., 2013) (Figure 14). Enfin, en positionnant une centrale sur la manivelle, il est également possible d'estimer l'angle de cette dernière via des algorithmes dédiés (Cockcroft et al., 2018).

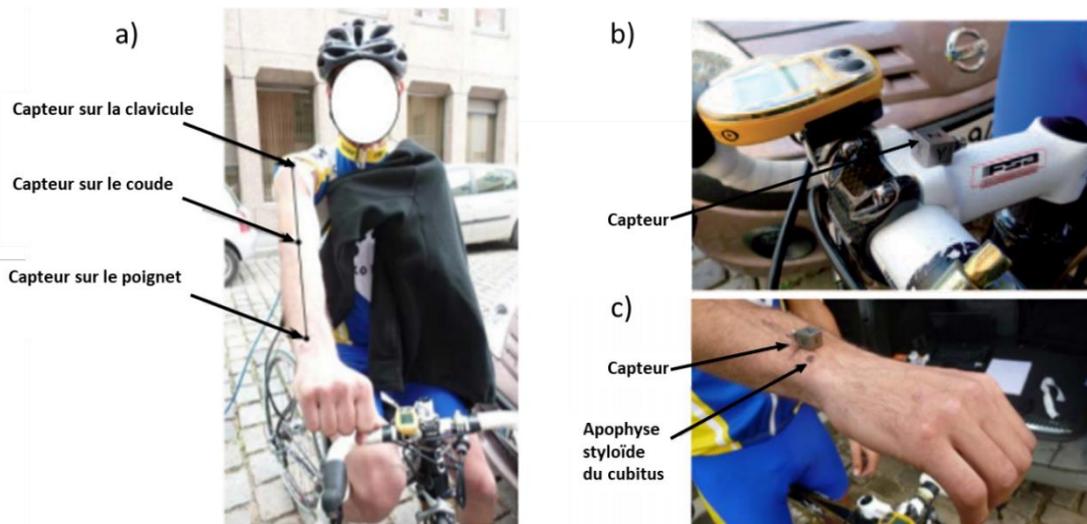


Figure 14 : position des capteurs accélérométriques sur le cycliste (a, c) et sur le vélo (b). (Adapté de Chiementin et al., 2013).

Les centrales inertielles ont également été utilisées dans le but d'estimer les orientations tridimensionnelles des segments corporels dans différentes configurations de pédalage. Ainsi, Bouillod et al. (Bouillod et al., 2016b) ont utilisé trois centrales inertielles positionnées sur la tête, le dos et sur le vélo. Ces auteurs ont ainsi pu montrer que les mouvements de la tête, en particulier ceux autour de l'axe médio-latéral X (Figure 15) impactent les paramètres de résistances aérodynamiques du cycliste. Ils montrent par ailleurs que les variations d'orientation autour de l'axe X sont accrues avec la fatigue (Bouillod et al., 2016b) (Figure 15). Une hypothèse forte de cette approche réside dans le fait que l'orientation du capteur est assimilée à celle du segment corporel ce qui peut induire une interprétation erronée liée au désalignement « centrale à segment » (de Vries et al., 2010; Picerno, 2017). Cette erreur peut avoir un impact non négligeable et induire une forte variabilité inter et intra sujets, ce qui peut être préjudiciable à une solution de monitoring lors d'évaluations répétées.

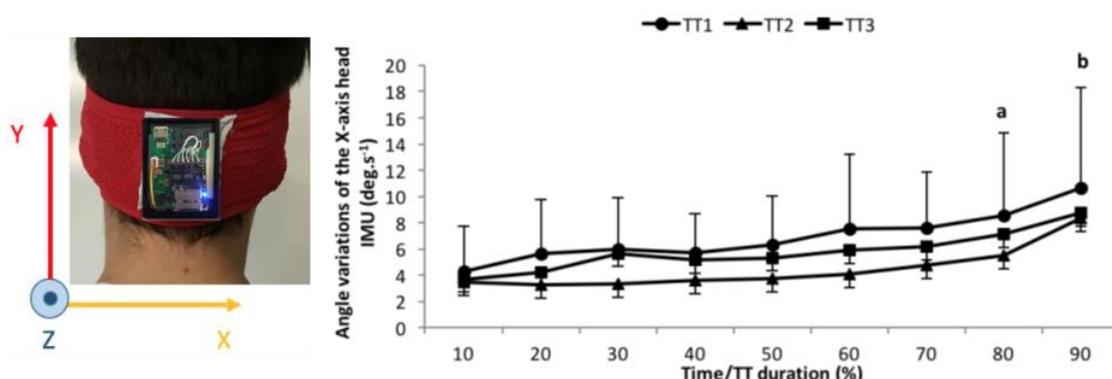


Figure 15 : Illustration d'une centrale inertielle positionnée sur la tête (Bouillod et al., 2016b) – effet de la durée de l'effort sur les variations d'orientation de la centrale autour de l'axe X.

L'évaluation des angles inter-segmentaires en vélo à partir des centrales inertielles demeure relativement moins explorée. Ainsi, (Marin-Perianu et al., 2013, 2011) ont évalué les angles de flexion du genou et de la cheville avec des erreurs n'excédant pas 6° par rapport aux angles de référence obtenus par capture de mouvement optoélectronique. L'algorithme utilisé exploite la nature cyclique du mouvement en introduisant une étape de réinitialisation des orientations pour s'affranchir de l'accumulation des erreurs d'intégration des données du gyroscope. La méthode proposée présente donc l'avantage de corriger la dérive sous l'hypothèse que l'orientation des segments est identique à chaque passage au point mort haut mais elle ne propose pas de corriger le désalignement « centrale à segment ».

Dans une perspective d'analyse des angles articulaires 3D, Cockcroft et al. (2011) ont utilisé le modèle MVN¹ commercialisé par la société Xsens (Cockcroft, 2011). Ce modèle basé sur des mesures combinant les données de l'accéléromètre, du gyroscope et du magnétomètre se compose de 23 segments corporels et 17 centrales inertielles (Figure 16). Ces mêmes auteurs proposent une application au cyclisme et à l'estimation des angles 3D au niveau de la hanche (Cockcroft et al., 2014). Un filtre complémentaire est développé pour suivre l'évolution de ces angles 3D. Ce filtre est basé sur une méthode de compensation de l'accélération dynamique (due aux mouvements) et sur une hypothèse d'un mouvement pendulaire de la cuisse autour de la hanche. Une calibration dynamique est utilisée et consiste en un mouvement fonctionnel de la hanche en posture debout. Les angles de flexion/extension estimés présentent une faible erreur ($<2.3^\circ$) par rapport à un système optoélectronique de référence. En revanche, l'erreur est plus importante pour les angles en dehors du plan sagittal avec une erreur dans le plan transverse variant entre 2.2° et 9.9° . Dans le plan frontal, cette erreur varie entre 6.9° et 10.5° .

Les auteurs présentent les limites de leur méthode. Dans un premier temps, ils observent qu'après 30 secondes, l'erreur augmente significativement. Le phénomène de dérive est classique lors de l'utilisation de centrales inertielles pour l'estimation d'une orientation. Cette dérive est présente malgré un soin tout particulier apporté à ajuster les paramètres initiaux de l'algorithme de fusion des données. Pour une application sur le terrain, les auteurs émettent l'hypothèse que les mouvements du vélo peuvent diminuer les performances de leur algorithme de fusion (section 3.2.2). Enfin les auteurs ont déjà démontré la sensibilité de l'erreur à des perturbations ferromagnétiques en condition de route. Ce phénomène détaillé plus tard dans la section 3.1.3, est dû à un champ magnétique instable causé par la présence d'éléments ferromagnétiques à proximité de la centrale. De ce phénomène peut résulter une perturbation de l'orientation de la centrale lorsque les données des capteurs sont fusionnées. Les auteurs remarquent aussi que la perturbation affecte différemment chaque centrale, en fonction du segment sur laquelle elle est positionnée. Ainsi, les signaux issus des centrales positionnées sur les pieds souffrent des plus fortes perturbations, à l'inverse des mains. Même en ne considérant que les membres inférieurs, les perturbations varient en fonction des segments considérés. Une source potentielle de ces perturbations serait la composition du vélo ainsi que la proximité du sol qui affectent la mesure du magnétomètre (de Vries et al., 2009).

¹ www.xsens.com/products/mvn-analyze

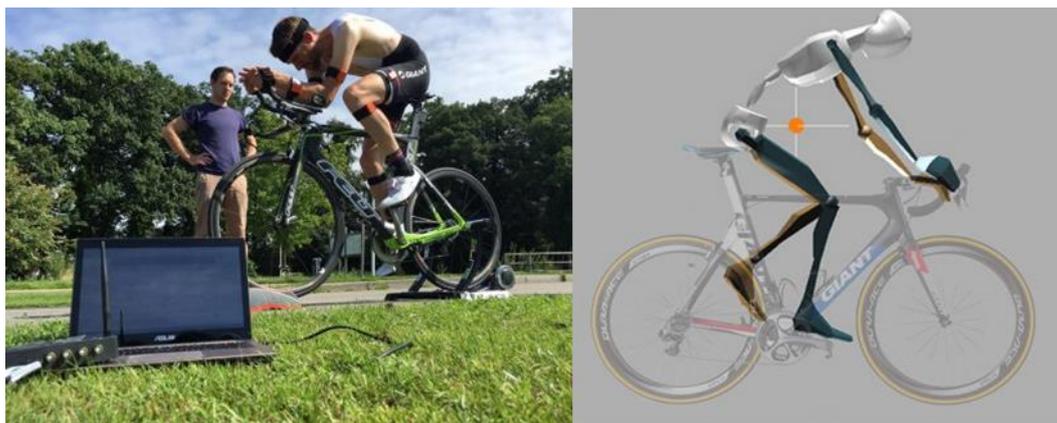


Figure 16 : Technologies IMU pour le bike fitting (Xsens Technologies BV, Enschede, Netherlands).

A partir de ces éléments de la littérature, on peut donc constater que l'obtention de la cinématique du mouvement de pédalage reste un point délicat nécessitant des solutions adaptées en particulier pour une application en environnement extérieur tel qu'en cyclisme. La section suivante détail les principaux éléments à prendre en compte pour l'estimation des angles articulaires en 3D.

3. Estimation de la cinématique 3D basée sur les centrales inertielles

Depuis les années 1950, les centrales inertielles ont été utilisées dans de nombreux domaines tels que la robotique, l'aéronautique ou encore la navigation de véhicules autonomes. Les innovations techniques ont permis de miniaturiser les capteurs et d'étendre les domaines d'application en intégrant des centrales inertielles dans les téléphones, des contrôleurs de jeux vidéo (manette Wii) et des systèmes de capture du mouvement. Ces différentes applications nécessitent en particulier d'estimer l'orientation de solides rigides. Le développement des technologies MEMS permet désormais de réaliser des capteurs miniatures, légers et peu consommateurs d'énergie. La plupart de ces capteurs étant dotés d'une batterie intégrée et parfois équipés de carte de stockage de données internes, ils permettent à présent de mesurer le mouvement humain dans des conditions *in situ* en dehors du laboratoire. Il est donc maintenant envisageable de réaliser des analyses de mouvement en continu sur des durées longues dans des conditions réelles d'exercice ce qui explique notamment le nombre croissant de travaux scientifiques sur ce thème ainsi que la démocratisation de dispositifs de mesure ambulatoire (Picerno, 2017).

Les verrous associés à l'utilisation des centrales inertielles pour l'analyse de mouvement relèvent essentiellement de la capacité à maîtriser les erreurs de mesures propres à ce type de technologie (e.g., biais, bruit de mesure, erreur de calibrage des capteurs) (Nez et al., 2016), à estimer une orientation de la centrale à partir des données brutes enregistrées par la centrale, et à corriger le désalignement entre les axes de la centrale et ceux associés au segment corporel (Nez, 2017; Picerno et al., 2008; Sabatini, 2006).

3.1 Technologie inertielle et magnéto-inertielle

Une centrale inertielle est composée de plusieurs capteurs élémentaires : un accéléromètre 3D, un gyroscope 3D voire un magnétomètre 3D. Généralement, une centrale est composée d'au moins un accéléromètre en 3D et d'un gyroscope 3D. On parlera alors d'IMU (Inertial Measurement Unit) quand la centrale intègre 6 degrés de libertés (6 DDL) (Cain, 2017; Hahn and Marr, 2017; Mahony et al., 2012; Maqbool et al., 2016; Marin et al., 2015; Rotella et al., 2016; Skog et al., 2010). Lorsque la centrale intègre en plus un magnétomètre 3D, on dit qu'elle possède 9 degrés de libertés (9DDL) et on parlera de MIMU (Magnetic and Inertial Measurement Unit) (Crabolu et al., 2017; Lebel et al., 2017; Ortiz-Catalan et al., 2014; Qiu et al., 2018; Taetz et al., 2016; Zimmermann et al., 2018). Dans la littérature d'autres appellations sont parfois utilisées pour décrire les centrales inertielles comme les capteurs MARG (Magnetic, Angular Rate and Gravity) (Galinski and Dehez, 2012; Lambrecht and Kirsch, 2014; Madgwick et al., 2011a; Marins et al., 2003; Nguyen et al., 2017; Picerno et al., 2008; Sabatini, 2006; Valenti et al., 2015) ou capteurs AHRS (Attitude and Heading Reference System). Pour décrire un système qui utilise plusieurs centrales, le terme de IMMS (Inertial and Magnetic Measurement System) est aussi utilisé.

Chaque capteur est composé de 3 unités agencées perpendiculairement les unes aux autres pour former une triade orthogonale (Figure 17). Les triades sont alignées en industrie pour une mesure en 3D où les axes des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres sont alignés avec les axes principaux d'inertie de la centrale. La mesure de chaque capteur renvoie un vecteur 3D à chaque instant. Ce vecteur exprime le mouvement dans le repère local de la centrale.

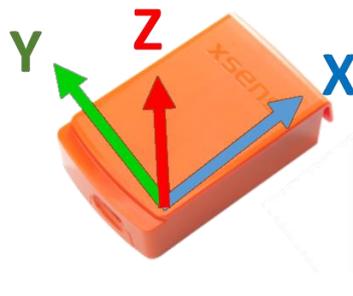


Figure 17 : Repère local d'une centrale MTw de Xsens.

Les paragraphes suivants présentent les principes de mesure pour chaque capteur élémentaire.

3.1.1 Principe de mesure de l'accéléromètre

Un accéléromètre a pour objectif de mesurer les accélérations linéaires subies par la centrale inertielle. Cette mesure inclut également l'accélération de la pesanteur. Un accéléromètre uni-axial est équivalent à une masse d'épreuve m attachée à un ressort de raideur k qui est lui-même attaché à un repère fixe (Figure 18) qui peut se déplacer le long de l'axe du ressort.

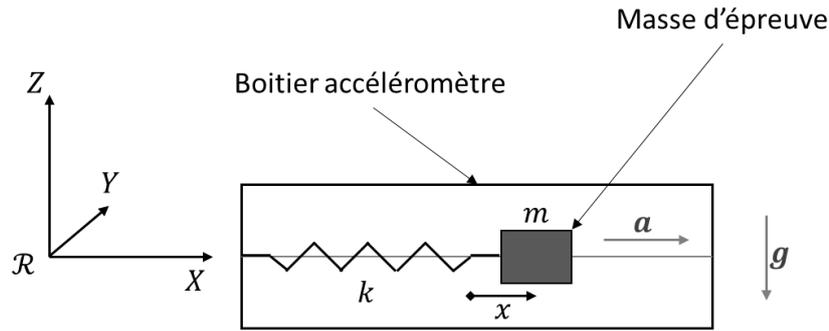


Figure 18 : Principe de mesure d'un accéléromètre.

Une force s'appliquant sur le boîtier de l'accéléromètre engendre un mouvement de la masse m . Par conséquent, en mesurant l'allongement du ressort par rapport à sa position de référence, on peut déduire l'accélération subie à partir de l'allongement du ressort au travers de la loi de Hooke selon l'équation :

$$a = \frac{-kx}{m} \quad (1)$$

Dans les centrales inertielles commercialisées de type MEMS, différentes technologies (piézoélectrique, piézorésistive, capacitive, etc) sont employées pour mesurer le déplacement du corps d'épreuve et la transformation de l'accélération en signal électrique. Il est important de noter que ce système peut mesurer non seulement des accélérations dans des conditions dynamiques mais également des accélérations dans des configurations statiques telles que l'accélération de la pesanteur. Dans certains accéléromètres modernes, la technologie MEMS se base sur la déformation d'une poutre avec une masse d'épreuve. Ces accéléromètres sont constitués de composants piézorésistifs, piézoélectriques et capacitifs qui convertissent l'effort ou le déplacement en un signal électrique.

La mesure d'un accéléromètre triaxial dans le repère du capteur est donnée par le vecteur suivant :

$$\mathbf{f} = \mathbf{a} - \mathbf{g} + \delta_A \quad (2)$$

Où \mathbf{g} représentent le vecteur gravité et \mathbf{a} l'accélération linéaire du solide dans le repère terrestre. δ_A est le vecteur bruit blanc supposé Gaussien. Dans le cas statique ou dans le cas d'un mouvement à vitesse constante, l'accélération linéaire est négligée devant le vecteur accélération de la pesanteur ($\|\mathbf{a}\| \ll \|\mathbf{g}\|$). Dans ce cas, la mesure du capteur correspond à l'accélération de la pesanteur :

$$\mathbf{f} = \mathbf{g} + \delta_A \quad (3)$$

Ce type de capteur doit, au préalable d'une expérimentation, faire l'objet d'une calibration permettant de prendre en compte l'offset (signal obtenu lorsque l'accélération est nulle) et la sensibilité (ou facteur d'échelle, correspondant au ratio entre le signal électrique en sortie et l'entrée mécanique). La technique la plus simple est basée sur une relation linéaire entre l'allongement du ressort et l'accélération appliquée. Parfois, des techniques de calibration sont proposées en considérant la relation non-linéaire entre la longueur du ressort et l'accélération appliquée ainsi que la température (Aggarwal et al., 2008; Wang and Kowalski, 1993).

Dans un contexte d'analyse du mouvement, de nombreuses méthodes de calibration peuvent être utilisées. L'état de l'art proposé par (Nez et al., 2016) présente et évalue les principales méthodes de calibration. Des recommandations spécifiques sont proposées en vue d'identifier le compromis entre exactitude / facilité d'installation / complexité de la mise en

œuvre algorithmique. On notera que ce type de capteur est assez peu sensible à la dérive temporelle, sauf dans des conditions de variations significatives de température (Sabatini, 2006).

On notera que les données issues de l'accéléromètre peuvent être utilisées pour estimer l'orientation en situation statique ou quasi statique. Dans ce cas, seule l'accélération de la gravité est mesurée ce qui permet de développer des méthodes de correction du désalignement « capteur à segment » sur la base de postures. Ces méthodes qui seront développées dans ce travail de thèse consistent à aligner certains axes segmentaires avec le vecteur gravité.

3.1.2 Principe de mesure du gyroscope

Un gyroscope est un capteur mesurant la vitesse angulaire d'un corps rigide par rapport à un repère fixe. Dans les gyroscopes basés sur des technologies MEMS modernes, la force de Coriolis est utilisée pour déterminer la vitesse angulaire d'un capteur unitaire tournant. La force de Coriolis est une force perpendiculaire à la fois à la vitesse angulaire et à la vitesse linéaire (Equation (4)).

$$\mathbf{F}_C = 2m\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{v} \quad (4)$$

Où \mathbf{F}_C est la force de Coriolis, m la masse, $\boldsymbol{\omega}$ la vitesse angulaire et \mathbf{v} la vitesse linéaire.

Ce type de capteur est constitué d'un corps vibrant qui produit un signal sinusoïdal d'amplitude constante lorsque le capteur est immobile. Si le capteur est soumis à un mouvement de rotation, la force de Coriolis génère des vibrations dont l'amplitude est proportionnelle à la vitesse angulaire (Figure 19). Deux masses sont alors mises en vibration avec des vitesses de signes opposés, créant ainsi une vitesse linéaire (v) qui résulte en une force de Coriolis (F_C) si les masses sont mises en rotation. Lorsque les deux masses vibrent, des vibrations de torsion à la même fréquence sont alors créées. De manière analogue à l'accéléromètre pour lequel l'allongement du ressort modifie la capacitance, ces vibrations en torsion modifient la capacitance du capteur ce qui permet de déduire la vitesse angulaire.

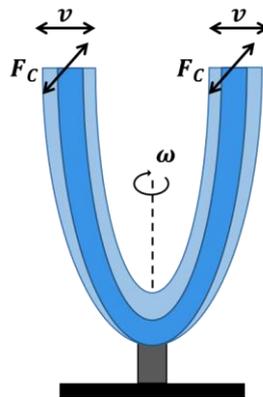


Figure 19 : Principe de mesure du gyroscope (adapté de Fasel, 2017)

La mesure d'un gyromètre attaché à un corps rigide est donnée par :

$$\boldsymbol{\omega}_G = \boldsymbol{\omega} + \mathbf{b} + \boldsymbol{\delta}_G \quad (5)$$

Où $\boldsymbol{\omega}$ est la vitesse de rotation du solide, \mathbf{b} est le biais qui peut varier dans le temps principalement à cause des variations de température et $\boldsymbol{\delta}_G$ est le bruit blanc.

Un gyroscope 3D est un capteur constitué de trois gyroscopes uni-axiaux montés de manière perpendiculaire l'un de l'autre sur un solide rigide. Les axes des gyroscopes coïncident avec les axes principaux d'inertie du corps rigide sur lequel ils sont fixés.

D'un point de vue pratique, une calibration du gyroscope est nécessaire en analyse du mouvement. L'erreur liée à l'offset est corrigée en laissant le gyroscope immobile durant une phase préalable à l'expérimentation. Toutefois, cet offset évolue au cours du temps, ce qui peut induire un biais important lors des mesures, même dans des environnements ne présentant pas de variations de température. Ainsi, des étapes de re-calibration régulières sont nécessaires dans la plupart des protocoles expérimentaux. On notera que dans les capteurs récents, et pour une utilisation en continu de quelques minutes, voire de plusieurs heures, la dérive peut être négligée. En effet, dans les gyroscopes actuels basés sur les technologies MEMS, le biais est de l'ordre de $0.05^\circ/s$ (Nicola and Meccanica, 2015).

3.1.3 Principe de mesure du magnétomètre

Un magnétomètre est un capteur permettant de mesurer la direction et l'intensité du champ magnétique, notamment le champ magnétique terrestre. Il existe plusieurs technologies de magnétomètres pour mesurer l'intensité du champ magnétique terrestre, parmi lesquelles on peut citer les magnétomètres à effet Hall, optiques, à bobine d'induction (Guilbert, 2015; Lenz, 1990).

Lorsque le magnétomètre est fixé à un objet en mouvement, ce capteur permet de mesurer la projection du champ magnétique dans le repère mobile associé à l'objet (Figure 20). Selon la position sur la Terre, le champ magnétique varie en termes de direction et d'intensité. Une transformation est alors nécessaire entre la représentation réelle du champ magnétique et sa représentation dans le repère NED (North, East, Down), majoritairement utilisé dans le domaine de l'analyse du mouvement.

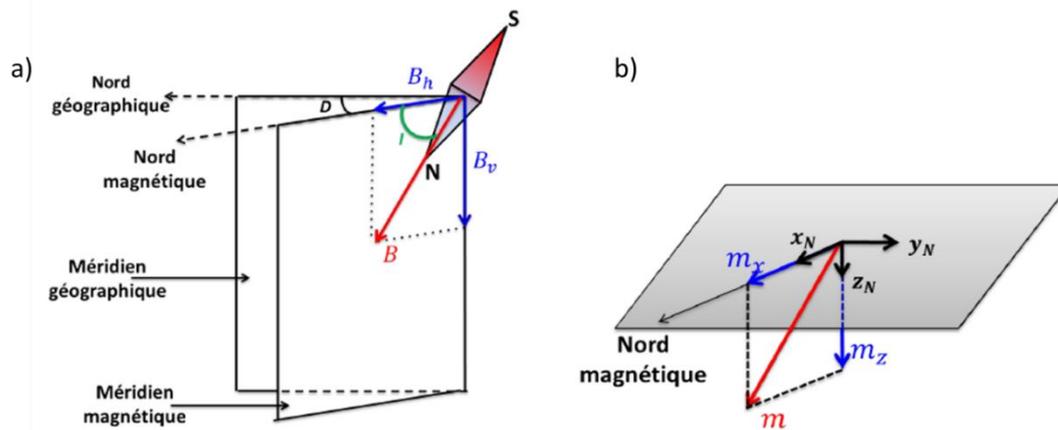


Figure 20 : Représentation du champ magnétique terrestre : a) représentation réelle ; b) représentation NED. Selon cette convention NED, les vecteurs unitaires $(x_n ; y_n ; z_n)$ pointent respectivement vers les directions Nord, Est et la pesanteur (la gravité).

La mesure d'un magnétomètre fixé à un solide rigide est donnée par :

$$\mathbf{m} = \mathbf{m}_T + \delta_m \quad (6)$$

Où \mathbf{m}_T est le champ magnétique terrestre et δ_m est le bruit blanc (gaussien).

L'intérêt principal de cette mesure est de corriger la dérive induite par l'intégration de la vitesse angulaire. Toutefois, la limite majeure de ce capteur réside dans sa sensibilité aux perturbations magnétiques. Ces perturbations magnétiques sont classiquement décrites selon deux catégories : faibles et fortes (Filippeschi et al., 2017). La présence d'un élément ferromagnétique à proximité de la centrale crée un champ magnétique qui se superpose au champ magnétique de la terre. Cette perturbation forte crée un offset dans la mesure du magnétomètre. Certains éléments magnétiques peuvent déformer le champ magnétique terrestre. Cette perturbation, dite faible, crée de faibles variations de la mesure du magnétomètre en amplitude et en orientation (Gebre-Egziabher et al., 2001b, 2001a). Si le champ magnétique reste constant, une procédure de calibration permet de corriger ces perturbations. Cette étape de calibration des magnétomètres consiste très majoritairement à réaliser des rotations dans le champ magnétique terrestre qui est supposé constant. Ainsi, l'offset et la sensibilité sont pris en considération. Toutefois, ce type de capteur est sensible aux variations du champ magnétique ce qui réduit son utilisation dans un contexte où le champ magnétique est perturbé. Dans le cadre de l'analyse du mouvement humain, les travaux de de Vries et al. (de Vries et al., 2009) sur les perturbations magnétiques en laboratoire ont conduit à des recommandations pour l'utilisation des centrales. Les auteurs recommandent de faire un « mapping » du champ magnétique. Dans tous les cas, pour une mesure valide, il est recommandé d'éviter d'approcher les capteurs à moins d'un mètre d'un objet potentiellement magnétique (de Vries et al., 2009). Il est aussi recommandé de débiter la mesure dans une zone non perturbée, la mesure ne devant pas excéder 30 secondes dans un environnement caractérisé par un champ magnétique fortement perturbé.

3.1.4 Caractéristiques principales et erreurs de mesure des systèmes inertiels

La section précédente a permis de décrire les principes généraux de fonctionnement des technologies inertiels. Chaque capteur présente donc des avantages et inconvénients dans leur usage qui peuvent être synthétisés selon le Tableau 1.

Tableau 1 : Avantages et inconvénients des différents capteurs d'une centrale magnéto-inertielle.

Capteur	Avantages	Inconvénients
Accéléromètre	Peu coûteux en énergie Faible coût Bruit faible	Difficulté à dissocier accélération linéaire et gravité
Gyroscope	Indépendant des accélérations linéaires	Coûteux en énergie Instabilité du biais Sensibilité à la température
Magnétomètre	Capacité à s'orienter par rapport au Nord magnétique Insensible aux accélérations linéaires	Sensible aux interférences magnétiques Données variables selon la localisation

En dépit des calibrations réalisées avec précaution, les mesures ne sont pas exemptes d'erreurs. Ces erreurs sont de différentes natures et peuvent affecter les mesures de manière plus ou moins conséquente (Lambrecht et al., 2016; Sabatini, 2006). Ainsi les mesures de l'accéléromètre et du gyroscope sont affectées par les mouvements. Des vitesses de rotation

élevées influencent le système masse / ressort et modifient la relation entre l'accélération et la longueur du ressort. Pour le gyroscope, les accélérations linéaires s'ajoutent à l'accélération de Coriolis, générant de ce fait un moment de force additionnel au niveau du capteur. Par ailleurs, les gyroscopes et accéléromètres élémentaires peuvent ne pas être montés de manière perpendiculaire les uns aux autres, ce qui peut induire des erreurs d'orthogonalité au sein du repère du capteur ainsi qu'un défaut d'alignement entre le capteur et le boîtier. Des procédures de calibration pour estimer et réduire cette erreur de désalignement ont été proposées (Aggarwal et al., 2008; Bonnet et al., 2009). La température est aussi un facteur pouvant affecter l'offset et la sensibilité des centrales. Une autre source d'erreur de mesure se situe au niveau de la saturation du capteur. Les capteurs peuvent en effet saturer durant des mouvements très dynamiques notamment lorsque l'accélération et la vitesse angulaire excèdent l'étendue de mesure des capteurs (e.g., chocs). La fréquence d'échantillonnage est également une source d'erreurs.

En général, le choix du capteur repose essentiellement sur l'application visée et sur différentes caractéristiques résumées ci-après (Yazdi et al., 1998) :

- **Le facteur d'échelle ou la sensibilité** : correspond au rapport entre la mesure du capteur et la grandeur d'entrée, il s'exprime donc en ($V/({}^{\circ}/s)$) pour les gyromètres, en (mV/g) pour les accéléromètres et en (V/Gauss) pour les magnétomètres.
- **La densité du bruit** : s'exprime en (${}^{\circ}/s / \sqrt{Hz}$) pour les gyromètres, en ($m/s^2 / \sqrt{Hz}$) pour les accéléromètres et en (Gauss / \sqrt{Hz}) pour les magnétomètres.
- **La résolution** : correspond au plus petit signal d'entrée mesurable. Elle est exprimée en (${}^{\circ}/s$) pour les gyromètres, en (g) pour les accéléromètres et en (Gauss) pour les magnétomètres.
- **L'étendue de mesure** : c'est le paramètre spécifiant le maximum et le minimum du signal que peut mesurer le capteur. Il est exprimé en (${}^{\circ}/s$) pour les gyromètres, en (g) pour les accéléromètres et en (Gauss) pour les magnétomètres.
- **La gamme de température** : c'est la marge de température dans laquelle le capteur peut opérer.
- **La bande passante** : c'est le nombre de mesure par seconde. Elle est typiquement exprimée en (Hz).
- **Le biais** : c'est le signal de sortie du capteur en l'absence de signal d'entrée. Lorsque l'on s'intéresse au gyroscope, il s'agit donc de la valeur du gyroscope en l'absence de rotation. Une variation du biais au cours du temps due à la variation de température se traduit directement par une erreur de mesure en (${}^{\circ}/s$). L'estimation de ce biais peut se faire en le considérant constant au cours du temps et en faisant une moyenne des mesures du gyromètre sur une fenêtre temporelle déterminée. Il est alors possible de le soustraire aux mesures du gyromètre au cours de l'expérimentation.

Le Tableau 2 présente les principales caractéristiques des capteurs utilisés dans ce travail de thèse. Nous avons choisi de travailler avec deux types de centrales inertielles :

- Xsens possédant la possibilité de travailler dans des conditions de laboratoire mais sans possibilité d'un enregistrement local.
- Cometa WaveTrack : offrant la possibilité d'un enregistrement en local, ce qui rend ces centrales utilisables en conditions écologiques sur le terrain (évaluation sur vélodrome).

Tableau 2 : Spécificités des centrales utilisées dans le cadre de cette thèse (n/a : not applicable, pour valeurs non renseignées par fabricant).

Paramètres	Caractéristiques des centrales Xsens	Caractéristiques des centrales Cometa WaveTrack
Accéléromètre		
Etendue de mesure	$\pm 160 \text{ m/s}^2$	$\pm 160 \text{ m/s}^2$
Bande passante	20-120Hz	5-260 Hz
Résolution	n/a	2.048 LSB/ (m/s ²)
Linéarité	0.2%	0.5%
Bruit	$0.003 \text{ m/s}^2/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.003 \text{ m/s}^2/\sqrt{\text{Hz}}$
Gamme de température	n/a	-40 / + 85 °C
Gyroscope		
Etendue de mesure	$\pm 1200 \text{ deg/s}$	$\pm 2000 \text{ deg/s}$
Bande passante	20-120Hz	5-250 Hz
Résolution	n/a	16.4 LSB/(deg/s)
Linéarité	0.1%	0.1%
Bruit	$0.05 \text{ deg/s}/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.05 \text{ deg/s}/\sqrt{\text{Hz}}$
Gamme de température	n/a	-40 / + 85 °C
Magnétomètre		
Etendue de mesure	$\pm 150 \mu\text{T}$	$\pm 4800 \mu\text{T}$
Bande passante	20-120Hz	n/a
Résolution	n/a	n/a
Linéarité	0.2%	n/a
Bruit	$0.15 \text{ mGauss}/\sqrt{\text{Hz}}$	n/a
Gamme de température	n/a	n/a

3.2 Approches classiques pour le calcul de l'orientation des centrales inertielles et magnétiques

3.2.1 Représentation de l'orientation des centrales

L'orientation d'une centrale inertielle est représentée par l'orientation du repère local de la centrale par rapport à un repère de référence. Cette orientation peut être décrite au travers de différents formalismes. Dans la littérature, on trouve classiquement quatre représentations : les matrices de rotations et cosinus directeurs, les angles d'Euler, les angles de Bryan et les paramètres de Rodrigues ou quaternions.

3.2.1.1 Matrices de rotation et cosinus directeurs

La matrice de rotation (ou matrice de passage) est souvent utilisée pour définir une orientation entre deux bases. L'objectif est de construire une matrice carrée de dimension 3 dont les colonnes sont formées par les vecteurs de la base B_n exprimés dans la base B_0 .

Pour ce faire, on considère deux bases orthonormées $B_0 = \{X_0, Y_0, Z_0\}$ supposée fixe et $B_n = \{X_n, Y_n, Z_n\}$ liée au solide à paramétrer en orientation. Ce formalisme repose sur la construction d'une matrice 3X3 dont les colonnes correspondent aux vecteurs unitaires de la base locale, exprimés dans le repère de référence. Ainsi, les vecteurs unitaires de B_n peuvent être exprimés dans le repère B_0 de la manière suivante :

$$R_{0n} = \begin{bmatrix} X_n \cdot X_0 & X_n \cdot Y_0 & X_n \cdot Z_0 \\ Y_n \cdot X_0 & Y_n \cdot Y_0 & Y_n \cdot Z_0 \\ Z_n \cdot X_0 & Z_n \cdot Y_0 & Z_n \cdot Z_0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

On notera θ_{uv} l'angle formé par le vecteur u par rapport au vecteur v . Il existe alors neuf angles de ce type entre les vecteurs de la base B_0 et ceux de la base B_n , mais seuls trois sont indépendants. L'orientation du système de coordonnées B_n par rapport à B_0 peut alors être décrite à l'aide de la matrice suivante :

$$R_{0n} = \begin{bmatrix} \cos \theta_{X_n X_0} & \cos \theta_{X_n Y_0} & \cos \theta_{X_n Z_0} \\ \cos \theta_{Y_n X_0} & \cos \theta_{Y_n Y_0} & \cos \theta_{Y_n Z_0} \\ \cos \theta_{Z_n X_0} & \cos \theta_{Z_n Y_0} & \cos \theta_{Z_n Z_0} \end{bmatrix} \quad (8)$$

Les composantes de la matrice R_{0n} sont appelés cosinus directeurs (Figure 21).

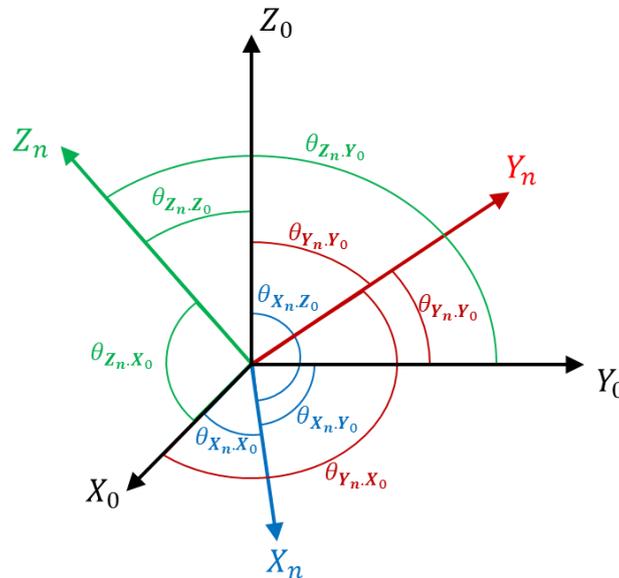


Figure 21 : Rotation entre les axes unitaires des bases B_0 et B_n utilisé la matrice des cosinus directeurs.

L'un des avantages de ce formalisme réside dans la simplicité de mise en œuvre dans le sens où un simple produit matriciel permet d'appliquer une rotation à un vecteur 3D, ce qui facilite le passage d'un repère à un autre et la représentation de rotations successives à l'aide

de la multiplication matricielle. Toutefois, la matrice de rotation étant orthogonale, seules trois composantes sont indépendantes. De plus, dans le cas d'une rotation par rapport à différents axes, l'identification des rotations associées à chacun de ces axes n'est pas forcément explicite au travers de l'expression de la matrice de rotation.

3.2.1.2 Angles d'Euler

Dans ce formalisme, la rotation permettant de passer de la base $B_0 = \{x_0, y_0, z_0\}$ à la base $B_n = \{x_n, y_n, z_n\}$ est décrite par trois rotations successives, passant par des bases intermédiaires B_i et B_{ii} (Figure 22). Ce paramétrage est dépendant de l'ordre des rotations successives suivantes : rotation d'axe de z_0 et d'angle ϕ puis rotation d'axe x_i et d'angle θ puis rotation d'axe z_{ii} et d'angle ψ .

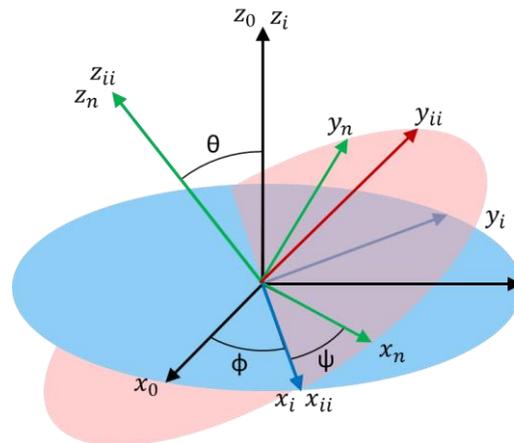


Figure 22 : Séquence de rotation d'Euler (ZXZ) pour passer du repère B_0 (noir) au repère B_n (vert) avec les repères intermédiaires B_i (bleu) et B_{ii} (rouge).

On définit alors les angles suivants :

- Angle de précession ϕ : rotation autour de z_0
- Angle de nutation θ : rotation autour de x_i
- Angle de rotation propre ψ : rotation autour de z_{ii}

Ce paramétrage implique des rotations successives sur des mobiles intermédiaires. Ainsi, la rotation entre la base B_0 et la base B_n est donnée par :

$$R_{0n} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Ce formalisme permet une représentation intuitive des rotations. Ainsi, l'un des avantages de l'utilisation des angles d'Euler dans un contexte biomécanique réside dans le fait que ces angles possèdent une signification anatomique qui facilite l'interprétation des résultats. Toutefois, on notera qu'à l'aide de ce formalisme, l'interprétation fonctionnelle des angles obtenus est dépendante de la séquence d'Euler choisie (Zatsiorsky, 1998). En plus du

problème lié à la non-commutativité des rotations successives, l'un des inconvénients majeurs de cette paramétrisation réside dans le fait qu'elle peut induire des singularités communément nommées blocage de Cardan ou « Gimbal Lock ». Ce phénomène apparaît dans les angles d'Euler quand la seconde rotation est égale à 0° ou 180° . Par ailleurs, dans un souci d'harmonisation, la communauté biomécanique, et en particulier l'ISB, recommande l'utilisation de séquence spécifique pour chaque articulation. Par exemple, les angles de l'articulation gléno-humérale sont obtenues avec une séquence de rotation ZYX qui fait appel aux angles de Tait Bryan (Grood and Suntay, 1983; Wu et al., 2002).

3.2.1.3 Angles de Tait-Bryan (Roulis-Tangage-Lacet)

Cette représentation est légèrement différente de la représentation sous forme d'angles d'Euler dans le sens où les trois rotations successives s'effectuent autour d'axes différents suivant la séquence suivante : rotation autour de l'axe \mathbf{z}_0 , rotation autour de \mathbf{y}_i et rotation autour de l'axe \mathbf{x}_{ii} . On définit alors les angles suivants :

- Angle de roulis φ : rotation autour de \mathbf{z}_0
- Angle de tangage θ : rotation autour de \mathbf{y}_i
- Angle de lacet ψ : rotation autour de \mathbf{x}_{ii}

En d'autres termes, par rapport aux axes de la centrale inertielle, les rotations autour de l'axe longitudinal décrivent le roulis. Le tangage correspond aux rotations d'avant en arrière, autour de l'axe latéral. Le terme de lacet est utilisé pour les rotations autour de l'axe vertical de la centrale (Figure 23). Ce paramétrage en termes de roulis, tangage, lacet (ou « roll, pitch, yaw » en anglais), est particulièrement utilisé en aéronautique mais se retrouve également dans certaines analyses biomécaniques basées sur les IMUs (Picerno, 2017; Sabatini, 2011).

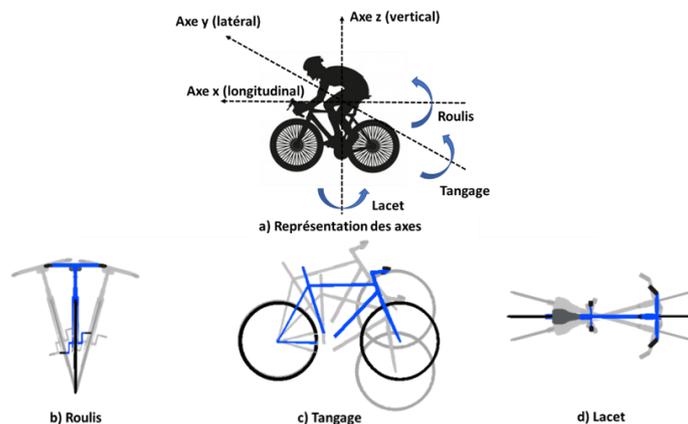


Figure 23 : Illustration des rotations en termes de roulis, inclinaison et lacet dans un contexte appliqué au cyclisme.

Il est à noter que ce formalisme souffre de singularités lorsque l'angle de tangage s'approche de $\pm 90^\circ$. Dans ce cas, les axes de roulis et de lacet se confondent ce qui compromet l'interprétation.

3.2.1.4 Paramètres de Rodrigues (quaternions)

Comme évoqué précédemment, les matrices de rotation ne possèdent que trois composantes indépendantes. Dans ce paragraphe, nous décrivons la représentation d'une rotation sous forme de quaternion unitaire. Au même titre que les matrices de rotation, les quaternions permettent d'utiliser du calcul vectoriel pour exprimer des rotations en s'affranchissant des calculs trigonométriques qui peuvent alourdir le processus. Toutefois, l'un des avantages majeurs des quaternions réside dans l'absence des singularités que l'on trouve au travers de la représentation sous forme d'angles d'Euler par exemple.

Un quaternion unitaire est représenté par un vecteur de dimension 4 : $\mathbf{q} = [q_0 \mathbf{q}_V]$ où q_0 représente la partie scalaire et $\mathbf{q}_V = [q_1 \ q_2 \ q_3]$ représente sa partie vectorielle, avec la contrainte suivante :

$$q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 = 1 \quad (10)$$

Un quaternion unitaire peut être exprimé sous la forme d'un vecteur rotation \mathbf{r} tel que :

$$q_0 = \cos \theta/2 \text{ et } \mathbf{q} = \sin \theta/2 \mathbf{r} \quad (11)$$

Où \mathbf{r} représente l'axe de rotation tandis que θ représente l'amplitude de la rotation (Figure 24).

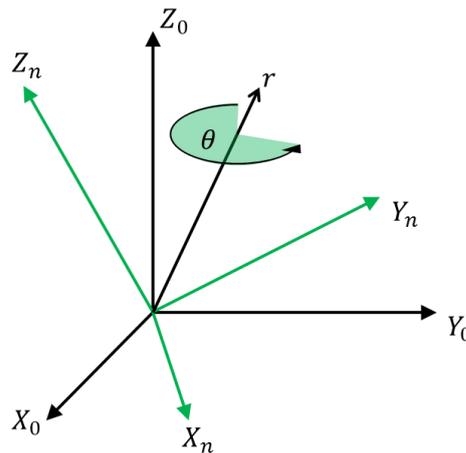


Figure 24 : Passage du repère B_0 (noir) au repère B_n (vert) en effectuant une rotation d'angle θ autour l'axe \mathbf{r} .

Le formalisme sous forme de quaternions est très largement utilisé en robotique, en animation et de plus en plus en analyse du mouvement.

En biomécanique, bien que les données brutes issues des capteurs inertiels puissent être directement exploitées dans le but d'estimer les vitesses angulaires ou les accélérations (en soustrayant la composante gravitationnelle du signal accélérométrique) des segments corporels sur lesquels ils sont fixés, l'estimation des orientations nécessite un processus additionnel. Cette étape cruciale pour l'estimation des angles articulaires repose sur diverses approches associant les signaux issus des capteurs élémentaires, à savoir accéléromètre-gyroscopie ou accéléromètre-gyroscopie-magnétomètre (Bergamini et al., 2014; Cirillo et al., 2016; Sabatini, 2011). Cette combinaison des signaux provenant des accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres nécessite la plupart du temps l'utilisation d'un algorithme de fusion de données, ce qui fait l'objet de la section ci-après.

3.2.2 Fusion des données brutes

De par son principe de fonctionnement, une centrale inertielle ne permet pas d'obtenir directement sa position et son orientation dans l'espace. L'obtention d'informations pertinentes sur l'orientation des IMUs (et par suite sur l'orientation des segments corporels) nécessite des techniques de fusion des signaux élémentaires recueillis par les accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres. Les paragraphes suivants présentent les principales méthodes de fusion rencontrées dans la littérature et relatives à l'analyse du mouvement humain. La combinaison des capteurs élémentaires utilisés et le choix de la méthode de fusion peuvent s'avérer déterminants dans l'exactitude de l'orientation estimée. Bien que la fusion des données ne constitue pas le cœur des développements réalisés dans la présente thèse, il est important de connaître les principales approches ainsi que leurs avantages et inconvénients. Ces différentes approches sont décrites dans les sections suivantes. On peut ainsi noter qu'il existe de nombreux algorithmes de fusion dans la littérature, mais qu'ils suivent très majoritairement deux grandes approches : l'approche déterministe d'une part et l'approche stochastique d'autre part. Des approches plus complexes utilisent des approches basées sur des algorithmes d'optimisation.

3.2.2.1 Approche déterministe

Dans les algorithmes déterministes, l'estimation de l'orientation de l'IMU est réalisée à partir des données actuelles (à l'instant présent t). Dans cette approche, il n'y a donc pas de prise en compte des mesures lors de pas de temps antérieurs. De ce fait, les données issues du gyroscope ne sont pas prises en considération dans ces algorithmes qui se basent sur l'accéléromètre et le magnétomètre. L'estimation repose alors essentiellement sur la comparaison entre l'accélération mesurée et la gravité et/ou sur une comparaison entre le champ magnétique mesuré et le nord magnétique. Les approches déterministes permettent de résoudre le problème de Wahba formulé en 1965 pour estimer l'orientation d'un satellite (Wahba, 1965). L'objectif est de déterminer la matrice de rotation \mathbf{R} qui minimise l'écart entre les vecteurs \mathbf{v}_i^{IMU} mesurés dans le repère de la centrale et les vecteurs \mathbf{v}_i^{Ref} du repère de référence auquel est appliquée une rotation représentée par la matrice \mathbf{R} :

$$\min_{\mathbf{R}} \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n \alpha_i \|\mathbf{v}_i^{IMU} - \mathbf{R} \cdot \mathbf{v}_i^{Ref}\|^2 \quad (12)$$

Les vecteurs \mathbf{v}_i^{REF} correspondent à l'accélération de la pesanteur et le champ magnétique terrestre exprimés dans le repère de référence, tandis que les vecteurs \mathbf{v}_i^{IMU} correspondent aux vecteurs accélérations ou aux vecteurs champs magnétique mesurés par la centrale. Les coefficients α_i sont des poids accordés aux différents vecteurs dans l'algorithme d'optimisation. Les algorithmes principaux (Sabatini, 2011) sont l'algorithme Triaxial Attitude Determination (TRIAD), l'algorithme Quaternion ESTimator (QUEST), Gauss-Newton (GN) ou encore Factored Quaternion Algorithm (FQA).

Les algorithmes déterministes constituent une solution intéressante pour estimer une orientation mais présente l'inconvénient majeur d'être perturbés pour des accélérations importantes et pour des champs magnétiques perturbés. De ce fait, bien que relativement simples à mettre en place dans un contexte d'analyse de mouvement, ces méthodes déterministes ne sont exploitables que dans des cas limités tels que l'analyse de postures statiques dans des conditions où le champ magnétique est relativement stable. En effet,

l'estimation fiable de l'orientation à l'aide de ces méthodes nécessite une accélération négligeable par rapport à l'accélération de la pesanteur ainsi qu'un environnement présentant de faibles perturbations magnétiques. Dans le contexte du cyclisme, pour lequel les accélérations subies par les centrales inertielle sont importantes avec des valeurs allant de 2 à 30 m/s² (Cockcroft et al., 2014) et avec un champ magnétique variable (Cockcroft, 2011; Cockcroft et al., 2014), ces méthodes ne semblent pas adaptées.

A l'inverse, les données du gyroscope ne sont pas affectées par ces perturbations mais présentent le défaut de conduire à des erreurs potentiellement significatives lors de l'intégration des données gyroscopiques pour des durées relativement longues.

L'utilisation combinée des données issues de l'accéléromètre, du gyroscope et du magnétomètre permet d'améliorer l'estimation de l'orientation des centrales inertielle à travers des méthodes stochastiques.

3.2.2.2 Approche stochastique

Dans les algorithmes stochastiques, et à la différence des méthodes déterministes, l'estimation est réalisée de manière récursive. Ainsi, ces algorithmes utilisent la sortie de l'estimation corrigée à l'instant t pour estimer l'état à l'instant $t+1$. Au travers de ces méthodes de fusion, les variables inconnues (par exemple les angles d'Euler ou quaternions) sont estimées de manière discrète pour des instants basés sur l'estimation au pas de temps précédent et sur le pas de temps actuel. En analyse de mouvement, deux approches principales sont adoptées pour la fusion : les filtres de Kalman (KF) et les filtres complémentaires (CF). Des approches plus complexes intègrent l'estimation de l'orientation des centrales dans un problème d'optimisation pour déterminer l'attitude d'une chaîne cinématique.

La technique de fusion la plus répandue repose sur l'utilisation de filtres de Kalman (Filippeschi et al., 2017). Deux étapes sont nécessaires dans l'utilisation de ce type de filtres pour estimer l'état du système. Une première étape de prédiction utilise un modèle dynamique pour faire évoluer l'état en fonction du temps. La seconde étape permet de corriger l'état prédit à partir d'un modèle de mesure. Dans de nombreux cas, un filtre de Kalman linéaire (associé à une relation linéaire entre le vecteur d'état et le vecteur de mesure) suffit pour la fusion (Cooper et al., 2009; Schepers et al., 2010). Toutefois, dans de nombreuses applications, des équations non-linéaires sont nécessaires. Le filtre de Kalman étendu (Ahmad et al., 2013; Cirillo et al., 2016; Sabatini, 2006) est la solution la plus immédiate dans ce contexte. Par ailleurs, une autre approche relativement répandue repose sur l'Unscented Kalman Filter (UKF) (Fleps et al., 2011; Rhudy et al., 2013). Il s'agit d'une approche mixte entre les filtres de Kalman et à particules, qui fournit une estimation des fonctions de densité de probabilité par transformations non-linéaires. La comparaison entre les filtres EKF et UKF induit des résultats contradictoires en termes de performance (Hartikainen and Särkkä, 2007; Rhudy et al., 2013; Torres-Moreno et al., 2016). Ainsi, les travaux récents ont montré que les performances de ces algorithmes étaient influencées par le type d'application. En effet, l'algorithme UKF semble plus robuste pour l'initialisation tandis que l'approche EKF est plus efficace d'un point de vue calcul. Le désavantage principal des filtres de Kalman réside dans la multitude de paramètres à ajuster, ce qui peut conduire à une complexité accrue dans l'adaptation du filtre à l'application visée. De plus, ces paramètres nécessitent d'être réadaptés lorsque la variance du filtre évolue (Yi et al., 2018).

Les filtres complémentaires exploitent les différents spectres de fréquences des signaux du gyroscope, de l'accéléromètre et du magnétomètre. Beaucoup de méthodes qui utilisent l'approche par filtre complémentaire (Bachmann et al., 2001; Gallagher et al., 2004; Madgwick et al., 2011a) appliquent les deux étapes suivantes : le signal accélérométrique est utilisé pour

estimer l'accélération due à la gravité dans le repère du capteur. Ce dernier, ainsi que le signal magnétométrique sont alors utilisés pour obtenir une estimation « basse fréquence » de l'orientation du capteur. Au même moment, une estimation de l'orientation est calculée de manière dynamique à partir des mesures du gyroscope. Ces deux estimations sont alors fusionnées dans un filtre complémentaire. Certaines méthodes supposent que l'accélération du capteur est négligeable et représentent ainsi le signal accélérométrique comme une mesure de bruit de l'accélération associée à la gravité (Jouybari et al., 2017; Mahony et al., 2012). Une autre méthode très répandue dans le domaine de l'analyse du mouvement pour l'estimation de l'orientation est le filtre de Madgwick (2010) (Madgwick et al., 2011a). L'estimation de l'orientation est obtenue à partir de deux estimations du quaternion d'orientation à chaque étape de la mise à jour. Tout d'abord, une estimation est calculée à partir de l'intégration de la vitesse angulaire (gyroscope) et de l'estimation de l'orientation au pas de temps précédent. Dans un second temps, une autre orientation est obtenue en minimisant une fonction de coût utilisant un algorithme de descente de gradient. Les deux orientations estimées sont alors fusionnées en une seule par une moyenne pondérée. En raison notamment de l'utilisation d'une dérivation analytique de la Jacobienne (associée à la linéarisation de la fonction objectif par descente de gradient), ce filtre permet un gain considérable du temps de calcul pour une précision très satisfaisante (Madgwick, 2011) (Madgwick et al., 2011a). Par ailleurs, ce filtre est relativement simple à implémenter et nécessite principalement l'ajustement d'un voire de deux paramètres de gain (supposés constants). Un avantage de ce filtre est qu'il est utilisable à la fois pour les centrales inertielles se basant sur les MIMUs et les IMUs. Ceci le rend donc particulièrement utilisable pour des applications de terrain telles que le cyclisme pour lesquelles le mouvement est dynamique et pour des durées modérées. Toutefois, une critique de cette approche réside dans le fait que les coefficients de l'algorithme doivent être ajustés manuellement en fonction des applications et des propriétés des signaux associés. Plus récemment, Cockroft et al. (2014) (Cockroft et al., 2014) ont proposé un nouveau filtre complémentaire utilisant la compensation de l'accélération dynamique (DAC) et un filtre complémentaire de Mahony (Mahony et al., 2012). Le filtre est basé sur une hypothèse de mouvement pendulaire pour la centrale disposée sur la cuisse. Cette approche ne résout pas le problème de perturbation magnétique. En revanche, l'algorithme fait la distinction entre l'accélération linéaire de la centrale et l'orientation de la gravité pour exploiter la mesure de l'accéléromètre. La compensation de l'accélération linéaire dans l'algorithme de Cockroft semble adaptée à l'analyse du mouvement de pédalage, notamment pour des accélérations importantes (e.g., lors de tests de sprints, la norme de l'accélération pouvant atteindre 3g). L'intérêt de la DAC est évalué à différentes cadences de pédalage (45,65 et 85 rpm) et montre une erreur absolue moyenne passant de 20° pour le filtre complémentaire seul à 3° quand le filtre intègre la compensation de l'accélération.

L'erreur d'orientation est calculée par rapport à un système de référence (optoélectronique le plus souvent). Cette erreur augmente presque systématiquement sur des durées longues. Ce phénomène de dérive est un problème récurrent dès lors que l'orientation de la centrale est estimée. Cette dérive est le résultat de l'intégration d'une faible erreur de mesure du gyroscope quasiment systématique (Borenstein and Ojeda, 2009). La qualité d'un algorithme dépend de sa capacité à prendre en compte l'erreur de mesure liée au bruit, l'instabilité du biais, le défaut d'orthogonalité, etc. De manière générale, les méthodes stochastiques se prêtent donc bien à la capture de mouvements rapides tels qu'observés lors des mouvements de pédalage.

Pour corriger cette dérive des méthodes existent telles que la réactualisation à vitesse nulle (Zero Velocity Update) pour corriger le lacet des centrales (Fourati and Manamanni, 2013; Qiu et al., 2018; Schiefer et al., 2014). Cette correction corrige le lacet quand la centrale est immobile et généralement cette correction est appliquée au pied lors de la marche (Fourati and

Manamanni, 2013) ou alors le sujet doit adopter une posture immobile pour que la correction puisse se faire (Schiefer et al., 2014). En cyclisme, cette correction n'est pas envisageable car aucun segment des membres inférieurs ne devient immobile à un instant du mouvement. Il est difficilement concevable de demander à un cycliste de s'arrêter régulièrement durant sa pratique pour que l'orientation des centrales soit réinitialisée. Le cyclisme nécessite donc une solution adaptée pour limiter le phénomène de dérive.

Des approches prometteuses utilisent un modèle basé sur des contraintes cinématiques, piloté par les données brutes des centrales et un algorithme d'optimisation (Kok et al., 2017; Miezal et al., 2016; Teufl et al., 2018). Généralement, l'intégration des données dans l'algorithme de fusion se fait indépendamment pour chaque centrale. L'approche par optimisation intègre les données brutes en prenant en compte les contraintes du modèle et les données de chaque centrale. L'avantage de cette approche est la robustesse au phénomène de dérive. En revanche, la prise en compte de toutes les centrales complexifie le calcul qui estime non seulement l'orientation des centrales mais aussi la posture du modèle biomécanique (Tagliapietra et al., 2018).

3.3 Cinématique articulaire 3D

Les systèmes de capture de mouvement utilisant des centrales inertielles sont en plein essor et intéressent à la fois les domaines de la recherche et de l'animation numérique. On constate en effet un accroissement conséquent du nombre de systèmes commercialisés (e.g., Xsens^(TM) MVN, Rokoko^(TM), Shadow^(TM), Technaid MCS^(TM), Perception Neuron^(TM), JimFit^(TM), Notch^(TM), Pedalvatar^(TM)).

Les systèmes de capture de mouvement inertiels sont basés sur un principe commun. Chaque segment du modèle cinématique est équipé avec une centrale. L'orientation de chaque segment est liée à l'orientation de la centrale. Une première étape de calibration est nécessaire pour déterminer l'orientation de la centrale dans le repère du segment. Dans un second temps, l'orientation du segment est estimée à partir de l'orientation de la centrale qui est calculée avec un algorithme de fusion (Barreiro and Passos, 2014; Chen et al., 2017; Fischer et al., 2013; Kottath et al., 2017; Lambrecht and Kirsch, 2014; Mahony et al., 2012; Picerno, 2017; Wang et al., 2015; Yadav and Bleakley, 2014; Zhang et al., 2016). Ces différentes étapes font l'objet des développements ci-après.

3.3.1 Modélisation de la cinématique segmentaire et articulaire 3D

La modélisation du corps en termes de cinématique des segments corporels et articulaires nécessite de passer par les étapes suivantes : la définition du modèle cinématique multi-corps, la calibration du modèle cinématique et la détermination de la configuration de référence (« angle nul ») de l'articulation (Chèze, 2014).

Le squelette est généralement modélisé par un assemblage de solides rigides connectés par des articulations. Techniquement, le segment corporel est décrit d'un point de vue cinématique par une position et une orientation de trois axes anatomiques qui dépendent de la morphologie de ce segment. Ainsi, le mouvement relatif entre deux segments corporels est décrit au travers de six degrés de liberté, à savoir trois rotations et trois translations (Grood and Suntay, 1983). Pour chaque articulation, parmi les six axes associés à deux segments (proximal et distal), deux ou trois de ces axes sont utilisés pour décrire la cinématique articulaire (Grood and Suntay, 1983). On notera qu'il est fondamental que la direction des axes de rotation articulaires soit définie de sorte à respecter l'anatomie fonctionnelle de manière fiable (Wu et

al., 2005, 2002). Les angles articulaires sont très souvent calculés par l'estimation de la rotation entre le repère proximal et le repère distal suivant une décomposition d'Euler (Cappozzo et al., 2005). L'orientation des axes anatomiques est généralement obtenue à partir des coordonnées de marqueurs anatomiques externes lors de captures de mouvement à l'aide de systèmes optoélectroniques. Cette description est très couramment considérée comme la référence (gold standard).

Pour estimer les angles articulaires, l'articulation peut être modélisée comme le lien entre deux segments qui peut permettre plus ou moins de mouvement de rotation autour de 1, 2 ou 3 degrés de libertés (axes) (Duprey et al., 2010; Seel et al., 2014). Le modèle peut considérer que les segments sont solidement connectés ensemble ou alors qu'il existe une laxité entre les segments autour de l'articulation (Miezial et al., 2016). Cette laxité peut tolérer des déplacements selon 1, 2 ou 3 degrés de liberté. Enfin, le modèle d'articulation peut aussi être contraint par des amplitudes maximales sur certains degrés de libertés (Zhao and Badler, 1989) ou des laxités maximales (Harris et al., 2016). Les données inertielles peuvent piloter un modèle multi-corps et plusieurs approches existent, dont certaines peuvent être considérées comme des perspectives à ce travail de thèse. Les données issues directement des capteurs des centrales peuvent directement être intégrées dans un algorithme complexe qui gère la fusion des données et qui estime les angles articulaires (Miezial et al., 2017; Seel et al., 2014; Taetz et al., 2016). Une autre approche consiste à d'abord fusionner les données des capteurs pour estimer l'orientation. Dans un second temps, le modèle est piloté par l'orientation des centrales pour estimer les angles articulaires avec les contraintes associés au modèle (Bouvier et al., 2015; Marin-Perianu et al., 2013; Tagliapietra et al., 2018).

Quel que soit le modèle articulaire utilisé (et supposant que l'orientation de la centrale inertielle est estimée avec exactitude via une méthode de fusion de données (section 3.2.2), une procédure de calibration est nécessaire afin de déterminer l'orientation du système de coordonnées de l'IMU par rapport au système de coordonnées du segment corporel sur lequel la centrale est placée. En effet, la capacité à estimer précisément l'orientation des segments corporels lors de mouvements est un point fondamental en capture de mouvement, ceci afin de caractériser la cinématique d'un mouvement. Malheureusement, la centrale inertielle étant placée en périphérie des segments corporels, l'alignement parfait entre les axes du repère local de la centrale et ceux du segment ne peut être assuré. Il convient donc de s'intéresser au lien entre l'orientation de la centrale et l'orientation du segment sur lequel la centrale est positionnée afin de corriger ce désalignement. Ceci nécessite des méthodes de calibration spécifiques aux centrales inertielles qui font l'objet des paragraphes ci-après.

3.3.2 Méthodes de calibration « centrale à segment » et identification des axes segmentaires et fonctionnels

Au-delà du problème lié à l'intégration des données du gyroscope (phénomène de dérive) et de manière plus générale à la détermination de l'orientation des centrales, l'un des problèmes majeurs de l'évaluation de la cinématique articulaire à l'aide de dispositifs IMUs réside dans le désalignement entre les axes des capteurs avec ceux des segments corporels (Picerno, 2017). Ce problème peut être illustré à la Figure 25. Le positionnement de la centrale sur le segment conduit à un désalignement entre le repère local de la centrale et le repère segmentaire. Un alignement manuel du repère de la centrale est possible mais cette précaution ne garantit pas totalement l'exactitude des angles articulaires (Bouvier et al., 2015).

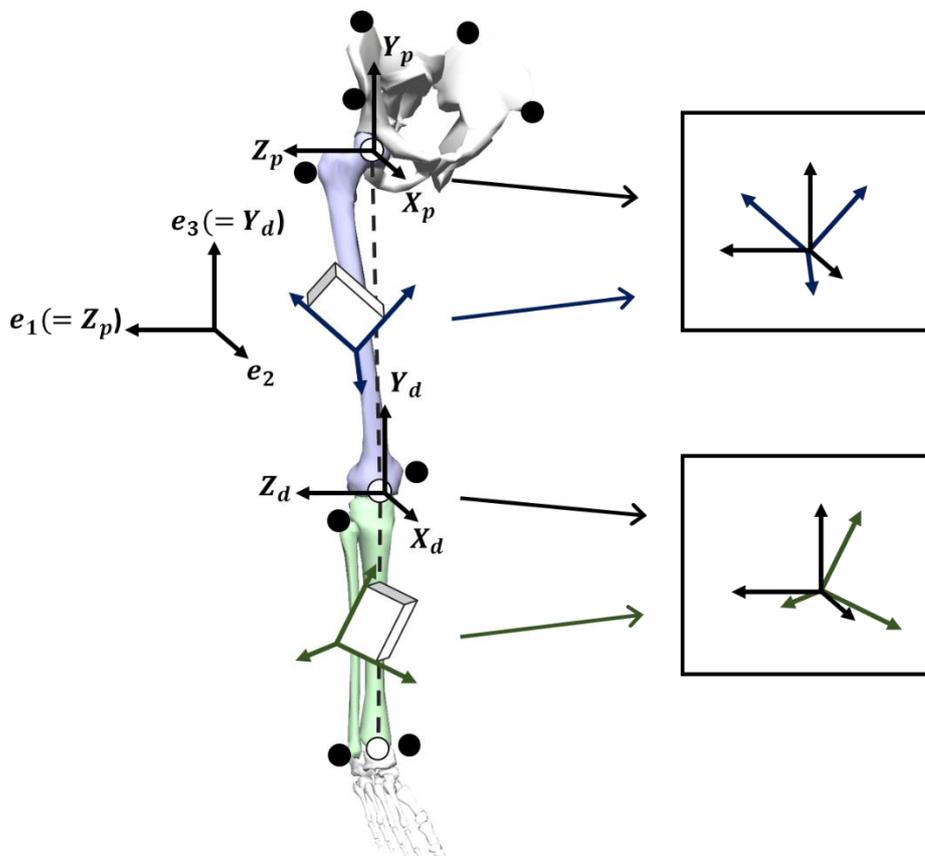


Figure 25 : Mise en évidence du désalignement entre le repère de la centrale (bleu ou vert) et le repère segmentaire (noir) pour chaque segment. Le positionnement d'une centrale (représentée par les boîtiers blancs) par segment ne permet pas d'assurer l'alignement avec les axes segmentaires. Les systèmes de coordonnées segmentaires sont calculés à partir des marqueurs décrits à la figure 10.

Généralement, ce problème est résolu en appliquant des procédures de calibration pour le calcul de l'orientation relative entre le repère associé à la centrale et celui associé au segment corporel. En d'autres termes, l'orientation du segment corporel peut être évaluée à partir de l'orientation de l'IMU et de l'orientation relative du repère segmentaire par rapport au repère du capteur. Cette relation est supposée invariante dans le temps et peut donc être réalisée une fois que les capteurs sont montés sur le segment à l'aide de procédures de calibration *ad hoc*. Ainsi, plusieurs approches ont été développées pour déterminer l'orientation du repère du capteur par rapport à celui du segment corporel. On parle alors de calibration « centrale à segment » (« sensor-to-segment »). En général, les performances de ces méthodes de calibration sont évaluées par comparaison des angles estimés (à l'aide des capteurs inertiels) à une mesure de référence, généralement obtenue par l'intermédiaire d'un système de capture de mouvement optoélectronique. Cette comparaison questionne généralement les paramètres de justesse (proximité à une valeur de référence) et de fidélité (reproductibilité de ces valeurs) des angles estimés. Ainsi, il est possible d'apprécier, au plus près d'une utilisation finale du système ambulateur, la précision globale (ou exactitude) des angles articulaires estimés. Ces différents éléments liés à la description des méthodes de calibration et à leurs performances métrologiques sont décrites dans les sections ci-après.

3.3.2.1 Calibration anatomique

Cette approche se base sur un dispositif de calibration spécifique visant à déterminer l'orientation relative entre le repère segmentaire et celui du capteur. Comme cette approche est réalisée manuellement, elle est souvent considérée comme la plus simple mais l'exactitude de cette procédure repose directement sur la capacité de l'opérateur à fixer le dispositif. Ainsi, Picerno et al. (Picerno et al., 2008) ont développé un outil de calibration anatomique comportant à la fois un système de pointeurs permettant de localiser des points anatomiques précis, et une centrale inertielle dont l'un des axes de mesure coïncide parfaitement avec l'axe formé par les deux capteurs (Figure 26). Les résultats de cette étude montrent que lors du maintien d'une posture debout, la variabilité intra et inter-examineur est faible pour les angles de flexion extension (0,2 à 2,9 degrés) mais plus importante pour la rotation interne-externe (1,6 à 7,3 degrés) pour les articulations du genou, de la hache et de la cheville. En situation de marche, l'erreur quadratique moyenne variait de 2,5% à 4,8% de l'amplitude du mouvement pour la flexion/extension alors qu'elle variait de 13,1% à 41,8% pour la rotation interne-externe.

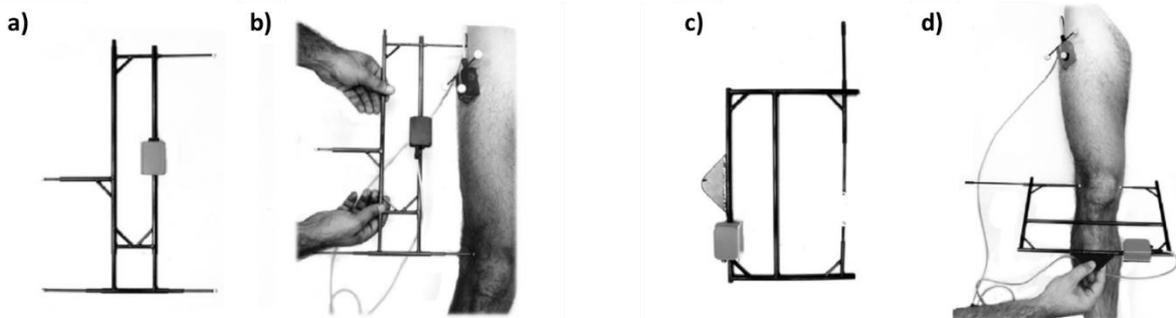


Figure 26 : Dispositif de calibration dédié à l'identification des axes anatomiques (a et c). Calibration « centrale à segment » pour le segment de la cuisse (b et d) (adapté de Picerno et al., 2008).

D'autres études utilisent également des images ou des systèmes vidéographiques pour permettre la localisation des points anatomiques. Une première approche consiste par exemple à utiliser une photographie pour relever l'orientation et la position des capteurs inertiels relativement aux axes longitudinaux de la cuisse et de la jambe lors de positions statiques (Dejnabadi et al., 2006, 2005). La reconnaissance d'un schéma dessiné sur le capteur permet alors de définir les matrices de passages. Plus récemment, Bisi et al. (2015) ont développé une nouvelle méthode vCAST (video Calibrated Anatomical System Technique) qui combine l'utilisation d'un pointeur et d'une caméra (fixée sur le pointeur) pour définir les points anatomiques d'intérêt (Figure 27) (Bisi et al., 2015). Cette approche très pertinente engendre une justesse accrue par rapport aux précédentes méthodes (Picerno et al., 2008). Toutefois, elle semble plutôt applicable dans un contexte de repérage de points anatomiques internes au segment et paraît plus délicate à mettre en œuvre dans le cadre d'une mesure basée sur des repères externes.

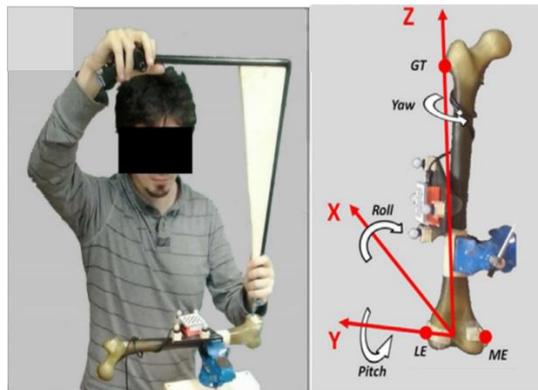


Figure 27 : Illustration du dispositif vCAST combinant une caméra et un pointeur pour l'identification de points anatomiques sur un fémur synthétique (Bisi et al., 2015).

De manière générale, les méthodes de calibration anatomique présentent l'avantage de déterminer un repère basé sur des points anatomiques précis et bien identifiés. Toutefois, en raison de la nécessité d'un opérateur externe expérimenté doté de connaissance en anatomie et en palpation de surfaces osseuses, une telle approche compromet son utilisation en routine et en autonomie, dans le cadre d'un programme d'entraînement sportif quotidien.

3.3.2.2 Calibration statique

Une méthode permettant de s'affranchir de dispositifs spécifiques et d'un opérateur externe consiste à placer le sujet dans une (des) posture(s) statique(s). L'idée est de demander au sujet d'adopter des postures pour lesquelles la direction d'au moins un des axes du repère segmentaire est supposée connue.

Cette calibration statique peut se réaliser en exploitant les données du magnétomètre ou en s'en affranchissant. Dans le premier cas, lorsque la centrale inclut un magnétomètre, l'approche la plus simple consiste à maintenir une posture statique standardisée telle que la posture en T (debout, bras à l'horizontal) ou en N (debout, bras le long du corps) (« N-pose » ou « T-pose », Figure 28), au cours de laquelle tous les axes des segments du corps sont calibrés (Robert-Lachaine et al., 2017a). Le magnétomètre fournit alors l'indication d'orientation complémentaire liée au Nord magnétique (Vargas-Valencia et al., 2016). Dans le deuxième cas, lorsque la centrale n'utilise que l'accéléromètre et le gyroscope, cette méthode de calibration statique requiert deux postures pour définir l'orientation relative 3D entre le repère local de la centrale et celui du segment. Ainsi, Palermo et al. (2014) emploient dans un premier temps une posture en N en faisant l'hypothèse que pour l'ensemble des segments étudiés, il existe un vecteur du repère de la centrale qui est colinéaire au vecteur associé à la pesanteur (Palermo et al., 2014). Dans un second temps, les auteurs demandent au sujet de se placer en posture couché, posture pour laquelle il est supposé qu'un nouvel axe du repère de la centrale est colinéaire au vecteur associé à la pesanteur.

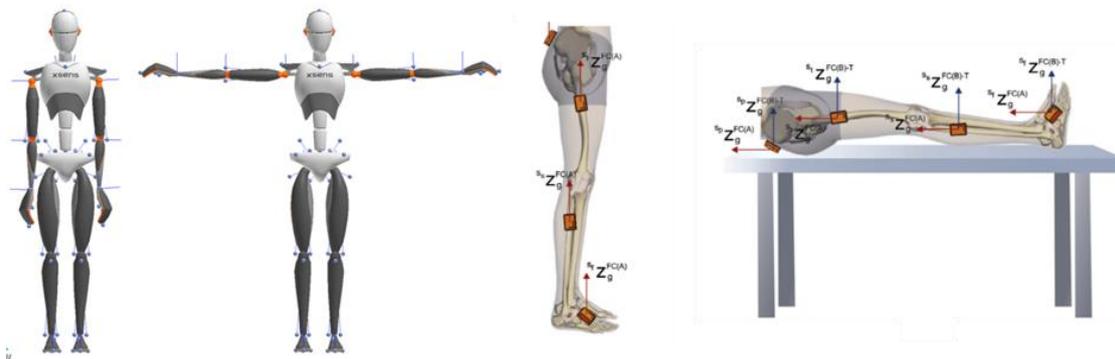


Figure 28 : Combinaisons de postures statiques : a) N-pose et T-pose (X sens) ; b) N-pose et posture « couché » (Palermo et al., 2014).

Cette méthode de calibration statique est probablement la plus simple dans sa mise en œuvre, mais elle peut aussi poser un certain nombre de questions sur l'exactitude engendrée. En effet, des justesses de l'ordre de 10° ont été démontrées pour les postures N et T (Robert-Lachaine et al., 2017b). De manière générale, cette méthode statique repose sur l'alignement d'un des axes segmentaires avec généralement l'horizontale ou la verticale. De ce fait, l'exactitude de cette méthode de calibration repose sur la capacité du sujet à réaliser et maintenir ces postures statiques dans le respect des hypothèses évoquées. Toutefois, malgré ses limites et pour des raisons de simplicité de mise en œuvre, cette méthode demeure probablement la plus utilisée.

3.3.2.3 Calibration fonctionnelle

D'autres procédures de calibration reposent sur des méthodes fonctionnelles impliquant des mouvements prédéfinis, éventuellement associées à des postures statiques de l'utilisateur, pour définir les axes segmentaires et certains axes de rotation articulaires. L'hypothèse associée est que ces mouvements mobilisent un axe privilégié autour d'une articulation donnée.

Si la centrale utilise le magnétomètre, la méthode fonctionnelle ne nécessite qu'une seule tâche dynamique puisque l'orientation du Nord magnétique est exploitable. Dans le cas où seuls l'accéléromètre et le gyroscope sont utilisables (les données du magnétomètre pouvant être inexploitable ou corrompues), il est alors impossible d'exploiter l'orientation fournie par le magnétomètre. Dans ce cas précis, il est nécessaire d'obtenir une orientation par une tâche supplémentaire, qui peut être statique ou dynamique. Les méthodes de calibration basées sur des tâches dynamiques utilisent en général les données du gyroscope qui permettent alors de déduire l'axe de rotation fonctionnel à partir de tâches spécifiques à l'activité visée (Cutti et al., 2010; de Vries et al., 2010; Favre et al., 2009). Dans un tel contexte, ces tâches dynamiques supposent que le mouvement se produit strictement dans un plan anatomique et que l'axe de rotation est directement orthogonal à ce plan (Cutti et al., 2010; Favre et al., 2009; Lambrecht and Kirsch, 2014). Plus spécifiquement, Favre et al. (2009) ont proposé une calibration mobilisant le segment de la cuisse et de la jambe en se basant sur des mouvements d'abduction/adduction de hanche et des mouvements de flexion / extension du genou, ce qui permettait une évaluation des axes antéro-postérieur et médio-latéral, respectivement (Favre et al., 2009). Dans la même philosophie, Cutti et al. (2010) et Lambrecht and Kirsch (2014) ont proposé de combiner une tâche statique (posture debout) et dynamique. Dans ces deux études, la posture debout était utilisée pour définir l'axe longitudinal du segment corporel dans le repère associé au capteur. En termes de justesse, ces méthodes de calibration semblent présenter des résultats variables, notamment selon le type de tâches combinées. Par exemple, en comparaison

à un système de référence, Favre et al. (2009) obtiennent des justesses variant entre 4° et 8.2° pour les angles 3D au genou.

Les résultats de ces études semblent donc dépendre du type de combinaison de tâches (statiques/dynamiques ou uniquement dynamiques) et de la capacité à les réaliser selon la consigne. Ainsi, pour un couplage de tâches statiques / dynamiques, l'exactitude de la calibration dépendra du type de posture statique choisie (et de la capacité du sujet à la maintenir) et de la capacité du sujet à mobiliser le(les) degré(s) de liberté de l'articulation visée lors de la tâche dynamique. Pour améliorer l'exactitude de cette procédure fonctionnelle, un opérateur externe est parfois utilisé, soit pour donner des consignes de réalisation de mouvement soit afin de mobiliser directement l'articulation du sujet de manière passive (Favre et al., 2008; Robert-Lachaine et al., 2017b). La réalisation d'une posture guidée par un opérateur permet de diminuer l'estimation des angles articulaires du genou dans le plan transverse (abduction/adduction) de 0.5° (Robert-Lachaine et al., 2017b)(Figure 29).

Ce type de tâches s'avère donc plutôt approprié pour les populations en mesure de réaliser des mouvements spécifiques et de dissocier les degrés de liberté d'une articulation. Pour des raisons évidentes, elles semblent moins adaptées pour des populations souffrant d'un déficit moteur sur l'une des articulations à mobiliser.

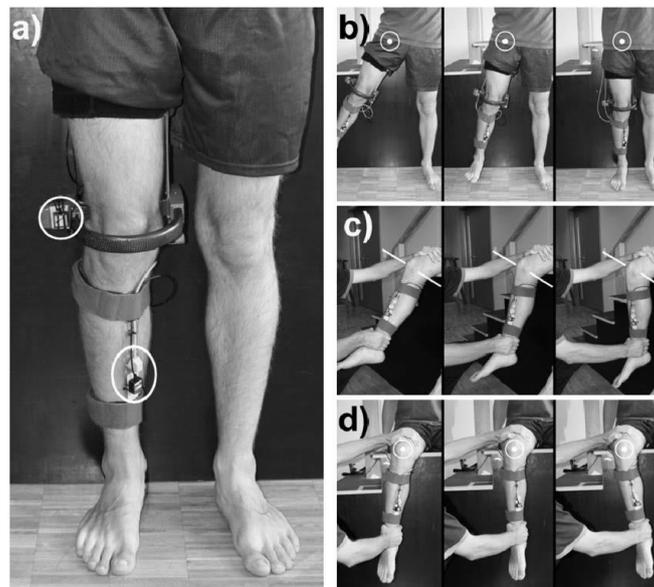


Figure 29 : Tâches de calibration proposées par (Favre et al., 2009), comprenant : (a) posture debout neutre, (b) abduction/adduction active de hanche, (c) flexion/extension passive du genou et (d) mobilisation passive du tibia dans le plan frontal.

Afin de s'affranchir de mouvements codifiés tels que présentés précédemment, une alternative consiste à se baser sur des mouvements plus arbitraires. Ces méthodes utilisent généralement des modèles cinématiques et des contraintes cinématiques associées à des algorithmes d'optimisation non linéaires, pour l'identification des axes articulaires (Küderle et al., 2018; Laidig et al., 2017; Olsson et al., 2019; Seel et al., 2014). Une autre méthode récente a également été proposée pour produire des estimations de l'axe de rotation par le biais d'analyse en composantes principales et semble efficace en termes de coût calculatoire (McGrath et al., 2018). Les justesses de ces méthodes semblent relativement proches de celles proposées par les tâches fonctionnelles plus conventionnelles.

L'examen de littérature montre la diversité des procédures de calibrations avec un impact sur l'estimation des angles articulaires 3D. Pour évaluer la fiabilité de ces méthodes, il est nécessaire de définir les paramètres de justesse mais aussi de fidélité qui sont des aspects

métrologiques fondamentaux à prendre compte dans la conception d'une solution embarqué de capture de mouvement en cyclisme.

3.3.2.4 Performances métrologiques de la calibration

Pour juger de l'exactitude d'une méthode de calibration, l'erreur de calibration est évaluée à l'échelle du segment mais aussi de l'articulation (de Vries et al., 2010; Robert-Lachaine et al., 2017b). L'erreur segmentaire évalue le désalignement entre un repère segmentaire de référence et le repère segmentaire obtenue après correction du désalignement entre la centrale et le segment (Bouvier et al., 2015; de Vries et al., 2010; Robert-Lachaine et al., 2017b). Cette erreur segmentaire évalue directement la qualité de la calibration indépendamment du capteur. Cette approche nécessite un repère de référence commun entre le système de référence et les centrales. Pour pallier à cette contrainte, de nombreuses études compare directement les angles articulaires du système de référence et ceux obtenus à partir des centrales après l'étape de calibration (Bouvier et al., 2015; Cooper et al., 2009; Leardini et al., 2014; Palermo et al., 2014). Ces deux approches permettent de valider des méthodes de calibration en faisant appel aux critères de métrologie telles que la justesse et la fidélité qui définissent l'exactitude d'une mesure.

En appliquant ces notions à la calibration centrale à segment, on définit la justesse (proximité par rapport à une valeur de référence) comme la qualité à aligner en moyenne les axes segmentaires avec les axes anatomiques, tandis que la fidélité juge de la reproductibilité des mesures et est souvent investiguée au regard de la variabilité intra/inter sujets ou bien intra/inter opérateurs (Schwartz et al., 2004) (Figure 30). Ainsi, concernant la calibration anatomique, un opérateur est nécessaire tandis que le sujet reste passif. La fidélité de cette calibration repose sur l'évaluation de la variabilité extrinsèque, dépendante d'un opérateur unique (variabilité intra-opérateur) ou d'opérateurs multiples (variabilité inter-opérateur). Concernant les méthodes de calibration fonctionnelle pour lesquelles le sujet doit isoler des axes anatomiques lors de tâches réalisées en autonomie, la fidélité interroge la variabilité intrinsèque du sujet. Dans ce cas, la variabilité intra-sujet correspond à la dispersion des axes estimés lorsque le sujet répète une même tâche de calibration. La variabilité inter-sujet évalue alors la dispersion des axes estimés par une population pour une même tâche de calibration. En effet, certains individus peuvent isoler correctement un axe anatomique alors que d'autres peuvent en être incapables.

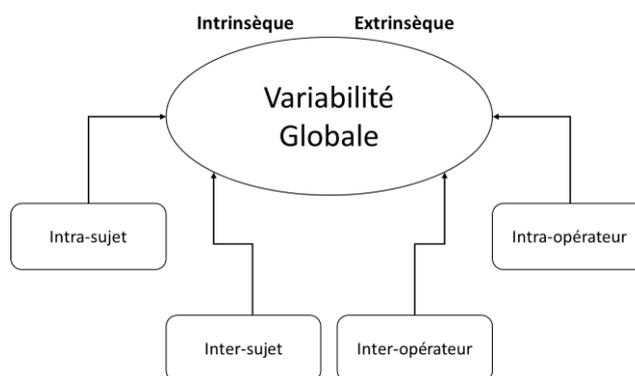


Figure 30 : Variabilité de la calibration adapté de (Schwartz et al., 2004).

Cette logique se retrouve dans le protocole « Outwalk » (Cutti et al., 2010; Ferrari et al., 2010b; Van Den Noort et al., 2013) pour lequel les sujets doivent d'abord réaliser une tâche de

calibration de flexion du genou en position debout en appui unipodale. Si le sujet n'est pas capable de réaliser la tâche de flexion en autonomie, une tâche alternative est proposée au sujet avec un opérateur qui place le sujet dans une posture standardisée.

La procédure de calibration du protocole « Outwalk » répond aux contraintes d'une analyse de marche clinique. Concernant le présent travail de thèse, il est également nécessaire de définir les contraintes de notre champ d'application pour pouvoir envisager une méthode de calibration. Pour une application en cyclisme, la procédure de calibration doit pouvoir être simple et réalisée en autonomie afin de la rendre accessible aux sportifs et à leur encadrement. Il semble donc que les méthodes de calibration anatomiques ne soient pas les plus appropriées puisqu'elles nécessitent un opérateur et un dispositif de calibration spécifique. Par ailleurs, il est à noter que, contrairement aux méthodes de calibration anatomique qui nécessitent un opérateur et un dispositif de calibration, les méthodes de calibration fonctionnelle semblent plus appropriées vis-à-vis des contraintes de la pratique en cyclisme. Enfin, nous avons précédemment pu voir que l'environnement du cycliste est potentiellement sujet à des perturbations ferromagnétiques ou à un champ magnétique instable, ce qui peut compromettre les mesures issues du magnétomètre. Il semble donc que les méthodes de calibration statiques qui nécessitent le magnétomètre (pour obtenir l'orientation) constituent des solutions plus difficilement envisageables.

En omettant les données du magnétomètre, le calcul d'orientation des centrales peut souffrir de différentes erreurs (dérive, erreur initialisation). Pour éviter ces potentielles sources d'erreurs, les méthodes de calibration fonctionnelles qui utilisent directement la mesure de l'accéléromètre et/ou du gyroscope semblent plus pertinentes.

Le Chapitre 3 tentera d'apporter des éléments de réponses dans la perspective d'une procédure de calibration « centrale à segment » adaptée à une utilisation de terrain en cyclisme.

De manière plus générale, quelle que soit l'exactitude de la procédure de calibration considérée, l'utilisation des centrales inertielles à des fins d'analyse cinématique des angles articulaires en cyclisme nécessite un découpage des cycles de pédalage. La section suivante présente les principales approches dédiées à cet objectif.

3.3.3 Analyse cycle à cycle *in situ* basée sur des centrales inertielles

Le mouvement de pédalage, au même titre que les autres mouvements cycliques comme la marche, la course à pied ou la natation, sont composés d'évènements reproductibles. La marche fait par exemple l'objet de contacts du talon au début du cycle et ce, de manière reproductible. En cyclisme, les points morts haut et bas sont également des évènements classiques du cycle de pédalage. L'identification de ces évènements permet d'analyser les variables biomécaniques à l'échelle du cycle mais aussi de définir les paramètres spatio-temporels du cycle. Il existe à ce jour un nombre assez conséquent de travaux utilisant les centrales inertielles pour détecter ces instants spécifiques dans les activités telles que la marche, la course à pied ou la natation (Mooney et al., 2015; Norris et al., 2014; Taborri et al., 2016). En revanche, en cyclisme, les centrales ont été peu utilisées pour détecter les points morts.

La nature cyclique du mouvement de pédalage permet un potentiel d'analyses des variables cinématiques, dynamiques ou neuromusculaires au travers du cycle de pédalage. L'analyse de ces variables biomécaniques nécessite généralement la définition d'un cycle moyen représentatif d'une condition comme un palier lors d'un test incrémental ou alors une posture sur le vélo (danseuse, assis en bec de selle) (Bini et al., 2010; Fang et al., 2016; Ferrer-Roca et al., 2014). Pour construire ce cycle de pédalage moyen, les variables biomécaniques sont segmentées puis normalisées en pourcentage avant d'être moyennées.

Ce cycle moyen est généralement obtenu à partir d'un nombre variable de cycles de pédalage, qui semble dépendre de la condition de réalisation de l'exercice (e.g., comparaison de postures), de la durée de l'exercice et son intensité (e.g., sprint) ou du phénomène investigué (e.g., fatigue). Ainsi, certains auteurs utilisent 10 cycles pour évaluer l'effet de la cadence et de l'intensité sur les paramètres cinématiques et cinétiques (Bini and Hume, 2013) ou pour obtenir un cycle moyen concernant le couple moteur au pédalier (Korff et al., 2007). D'autres auteurs se basent sur 20 cycles pour étudier l'évolution des paramètres cinématiques (Pouliquen et al., 2018), parfois combinés aux paramètres EMG (Momeni et al., 2014). Pour des activités courtes et intenses telles que le sprint, certains auteurs se basent sur un nombre plus réduit de cycles comme par exemples 8 cycles pour des épreuves de sprint (Rannama et al., 2015).

A partir de la segmentation des cycles de pédalage et du calcul des cycles moyens, il est alors possible de comparer les cycles entre eux. Cette comparaison des cycles permet notamment d'étudier l'effet d'un facteur sur une variable biomécanique. A titre d'exemple, la segmentation des cycles peut permettre d'établir une courbe moyenne de l'activité électromyographique et de comparer des postures. Ainsi, (Hug and Dorel, 2009) montrent que le muscle gastrocnémien médial est activé plus longtemps lorsque la pédale remonte en position assise par rapport à la position debout (Figure 31). On comprend dès lors l'importance de ces phases de segmentation préalables, même dans le cadre d'analyses EMG.

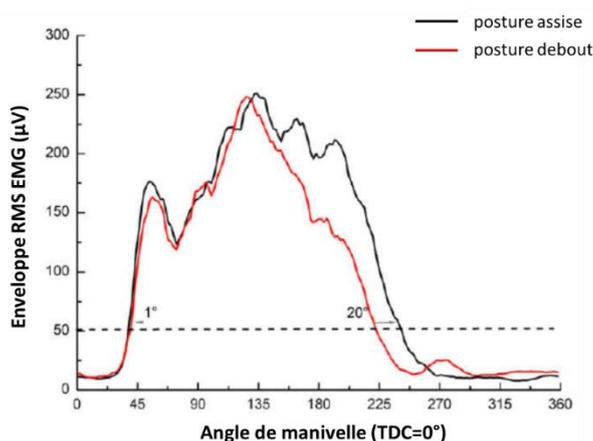


Figure 31 : Activité musculaire du muscle gastrocnémien médial entre deux conditions de posture : assise (noir) et debout (rouge) sur un cycle de pédalage (adapté de Hug and Dorel, 2009).

A partir des cycles moyens, certains auteurs ont également proposé d'évaluer les impacts biomécanique et neuromusculaire d'un exercice exhaustif à 100% PMA (Dingwell et al., 2010). Les amplitudes articulaires du genou et de la hanche ainsi que les fréquences médianes des signaux EMG étaient calculés pour chaque cycle de pédalage. Les résultats ont montré que les paramètres cinématiques et EMG évoluaient de manière non monotone du fait de la variabilité du mouvement. Toutefois, certains paramètres tendaient à évoluer avec la fatigue, comme la déviation latérale du genou qui augmente en fin d'épreuve.

A partir de l'analyse d'un cycle de pédalage (et en particulier le cycle moyen), il est possible d'extraire une multitude d'informations telles que la valeur moyenne (Momeni et al., 2014; Sayers et al., 2012), la valeur maximale (Koning et al., 2015; Marin-Perianu et al., 2013) ou encore l'amplitude (Bini et al., 2016a; Fang et al., 2016; Momeni et al., 2014; Sayers et al., 2012). Une analyse intra-cycle permet d'approfondir l'étude du cycle moyen de pédalage et d'aborder l'évolution de paramètres biomécaniques tels que l'organisation segmentaire, la force

efficace ou l'activité musculaire. Par exemple, (Dorel et al., 2009) montrent que lors d'un exercice exhaustif, l'efficacité de pédalage diminue principalement quand la pédale est proche du point mort haut (zone de transition haute). Concernant l'activité musculaire, une étude sur l'asymétrie en conditions extérieures sur vélodrome (Watanabe et al., 2016) a montré des différences bilatérales d'activité du muscle vaste latéral, en particulier lors des virages, et uniquement lors des phases de poussée et de transition basse. Concernant les paramètres cinématiques, (Sayers et al., 2012) montrent, dans une étude cantonnée à la phase de poussée, que lors d'un test de contre-la-montre de 60 minutes, l'amplitude de la hanche augmente alors que l'amplitude de la cheville diminue. En résumé, l'analyse intra-cycle est généralement réalisée en découpant le cycle de pédalage en zones correspondant à des plages d'angles de manivelle.

Ces différents exemples attestent de la nécessité d'identifier des événements clés dans le cycle de pédalage (Figure 4), ce qui pose clairement la question des moyens (technologiques et méthodologiques) pour y parvenir. Dans cette perspective, plusieurs systèmes sont communément utilisés pour des évaluations en laboratoire ou *in situ*. En laboratoire, ces évaluations reposent majoritairement sur l'utilisation de codeurs incrémentaux (Wang et al., 2017), de capteurs aimantés de cadence de pédalage (Gharghan et al., 2014), ou de systèmes de caméras optiques (Bini and Hume, 2013; Ferrer-Roca et al., 2012; Fonda et al., 2014). En condition extérieure, ces évaluations se basent très majoritairement sur l'utilisation de capteurs aimantés de cadence de pédalage, de codeurs optiques (Watanabe et al., 2016), et dans une moindre mesure de centrales inertielles fixées sur les manivelles (Cockcroft et al., 2015). L'intégralité de ces approches nécessite donc un capteur supplémentaire à ceux déjà utilisés pour l'évaluation de la cinématique segmentaire et articulaire.

Une partie du présent travail de thèse aura également pour objectif d'utiliser le réseau de capteurs inertiels disposés sur les segments corporels pour identifier les cycles de pédalages en conditions écologiques, de sorte à permettre une analyse cinématique articulaire en dehors du laboratoire. Ces challenges ont déjà été abordés dans d'autres activités physiques et sportives de nature cycliques pour lesquelles l'évaluation en conditions extérieures était aussi une contrainte. Ainsi, dans une revue de littérature sur la marche (Taborri et al., 2016), les centrales inertielles sont présentées comme une solution valide et répandue (47.3% des études) pour détecter les instants de la marche. Cette revue met en avant les problématiques liées à l'utilisation des centrales. Le choix du capteur répond souvent aux contraintes du mouvement tandis que le choix de la composante du capteur répond davantage aux contraintes de l'activité. La marche étant une activité dont le mouvement s'effectue principalement dans le plan sagittal, les signaux dans ce plan sont souvent plus pertinents à exploiter. La variabilité induite par le positionnement est parfois prise en compte via une procédure de calibration centrale à segments. Toutefois, dans certains cas, la norme du vecteur 3D est une solution utilisée pour s'affranchir de cette étape de calibration.

Concernant la course à pied, la revue de littérature de (Norris et al., 2014) met surtout en avant le pic d'accélération mesuré par la centrale à la pose du pied. La revue ne mentionne pas de procédure de calibration et ne justifie pas le choix du placement de la centrale. Depuis, des études s'intéressent aux méthodes de détection des paramètres temporels du cycle de course (Falbriard et al., 2018). Ici, seul le pied est équipé d'une centrale, l'enjeu de l'étude portant plus sur le choix du signal utilisé pour la détection ainsi que sur le capteur utilisé pour la segmentation. Les résultats de l'étude montrent que la vitesse angulaire autour de l'axe médio-latéral donne la meilleure estimation des contacts initial et final du pied.

Enfin, concernant la natation, la revue de littérature de (Mooney et al., 2015) ne mentionne pas la problématique de calibration mais les auteurs remarquent qu'il est nécessaire d'avoir un positionnement précis de la centrale. Pourtant, des études font bien référence à des

procédures de calibration (Dadashi et al., 2013). Les méthodes diffèrent principalement par l'algorithme utilisé pour la détection de cycles.

La problématique de l'algorithme se retrouve dans toutes les activités cycliques. On retiendra deux approches : les méthodes dans le domaine temporel qui se basent principalement sur la détection d'extrema dans le signal (Dadashi et al., 2013; Falbriard et al., 2018; Mariani et al., 2013) et les méthodes analysant les signaux dans le domaine temps-fréquence avec notamment l'étude par ondelettes (Khandelwal and Wickström, 2017, 2016). Si l'étude par ondelettes présente clairement un potentiel prometteur pour l'analyse d'activités cycliques, cette approche ne constituera pas la priorité donnée à ce travail. En effet, étant donné l'absence d'études appliquées au domaine du cyclisme, la première approche consiste à définir des critères de détection de cycles par une étude des signaux dans le domaine temporel.

La performance d'une méthode de segmentation se caractérise par plusieurs facteurs. Les événements détectés par la méthode de segmentation doivent correspondre au moment détecté par une méthode de référence. La différence temporelle de ces événements définit un délai exprimé généralement en secondes ou millisecondes. S'agissant de la marche, la méthode de référence est généralement basée sur des plateformes de forces (Mariani et al., 2013). Les délais minimums sont de l'ordre de 2 millisecondes. Ce délai peut être normalisé pour donner une justesse relative à la durée du cycle. Concernant la course à pied, les meilleures méthodes utilisant des centrales inertielles sont caractérisées par un délai de 2% de la phase d'envol et 8% de la phase d'appui (Bergamini et al., 2012). Ce délai définit un biais de mesure qui caractérise la justesse de la méthode de segmentation. Ce paramètre n'est pas le seul critère à prendre en compte pour juger la performance de la détection.

Ainsi, tenant compte du fait que les mouvements cycliques possèdent une variabilité d'un cycle à l'autre (Ferrari et al., 2010a), la méthode de segmentation peut s'avérer inefficace à détecter la totalité des événements. L'étude de Storm et al. (Storm et al., 2016) compare des méthodes de segmentation en plaçant une centrale soit sur le tibia soit sur le bassin à la marche. Les résultats montrent que la méthode utilisant la centrale du tibia détecte 100% des événements alors que la méthode utilisant la centrale placée sur le bassin présente une incapacité à détecter 1.3% des cycles. Des analyses statistiques de type binaire, telles que le F1 score semblent très prometteuses pour la détection de cycles de pédalage. Le F1 score fait appel aux paramètres de « précision » et de « rappel ». La précision correspond au pourcentage d'événements correctement détectés. Un événement détecté à la fois par la méthode inertielle et par la méthode de référence est alors considéré comme un vrai positif. Un événement détecté uniquement par la méthode de référence et donc non détecté par la méthode inertielle est défini comme un faux positif. Le ratio entre le nombre de vrais positifs et la somme des vrais positifs et des faux positifs permet de calculer le pourcentage d'événements bien détectés. Le rappel correspond à un pourcentage de sur détection. Un événement détecté par la méthode de segmentation inertielle et qui n'est pas détecté par la méthode de référence est défini comme un faux négatif. Le rappel est le ratio entre le nombre de vrai positif et la somme des vrais positifs et des faux négatifs. Les meilleurs algorithmes de détection présentent un F1 score supérieur à 0.9 (compris entre 0 et 1) (Khandelwal and Wickström, 2017, 2016).

A notre connaissance, le cyclisme n'a jamais fait l'objet de telles analyses binaires. Ce type d'analyse semble présenter un réel intérêt dans la perspective de développement d'une méthodologie embarquée permettant d'identifier les cycles de pédalage à l'aide d'IMUs placés sur les segments corporels.

Chapitre 2

Synthèse et objectifs

La revue de littérature a permis de mettre en avant les évolutions notables en matière de monitoring du cycliste. Malgré ces avancées significatives contribuant à la compréhension des déterminants de la performance et des risques de survenue de blessures, on peut constater que l'évaluation de la posture et de la technique de pédalage, en particulier en situation réelle (écologique) d'entraînement ou de compétition, est rarement prise en compte. En effet, la très grande majorité des études antérieures portant sur la biomécanique du pédalage est le plus souvent cantonnée aux conditions de laboratoires qui peuvent être éloignées des conditions réelles de pratique. Ce travail de thèse vise donc à offrir un nouveau cadre d'analyse du mouvement de pédalage reposant sur des centrales inertielles. En permettant une analyse *in situ* de la technique de pédalage, il s'inscrit dans un objectif – à terme - d'analyse des facteurs contribuant à l'optimisation de la performance et au risque de blessures.

Bien que les centrales inertielles miniaturisées constituent une alternative prometteuse aux systèmes optoélectroniques utilisés en laboratoire, elles présentent des verrous nécessitant des développements méthodologiques spécifiques liés à la nature du mouvement humain et en particulier au mouvement de pédalage. C'est précisément dans ce cadre méthodologique que s'inscrit cette thèse. En effet, plusieurs études ont utilisé des centrales inertielles en cyclisme (Bouillod et al., 2016b; Cockcroft et al., 2014; Marin-Perianu et al., 2013; Zhang et al., 2016), mais très peu d'entre elles ont estimé les orientations segmentaires et les angles articulaires lors du mouvement de pédalage. Ceci s'explique probablement par le fait que l'utilisation des centrales inertielles à des fins d'analyse fonctionnelle (biomécanique) n'est pas triviale. En effet, les données brutes issues des centrales peuvent être exploitées en première approche mais leur interprétation demeure peu aisée pour des applications biomécaniques et pour la compréhension des degrés de libertés articulaires mobilisés lors d'un mouvement. Pour estimer l'orientation des centrales, une étape de fusion est nécessaire bien qu'un phénomène de dérive quasi-systématique subsiste. En dépit de ce phénomène, la capture de mouvement utilisant des centrales semble suivre toujours le même principe. En plaçant une centrale sur un segment, nous avons vu qu'il était possible d'estimer l'orientation segmentaire à la condition de procéder à une étape fondamentale de calibration « centrale à segment ». Cette étape vise à réaligner les axes des centrales inertielles avec les axes segmentaires, ce qui doit permettre de produire des angles articulaires présentant une meilleure signification fonctionnelle. La littérature a ainsi permis de décrire une multitude de procédures de calibration. Le choix d'une méthode de calibration repose en général sur les contraintes de l'activité analysée, mais aussi sur ses performances métrologiques, notamment au regard de la justesse et de la fidélité des angles produits. Une des contraintes imposées dans ce travail réside dans la volonté de s'affranchir de tout dispositif ou opérateur externe, ce qui nous conduit à considérer préférentiellement des procédures de calibrations fonctionnelles. En outre, cette procédure de calibration se doit d'être rapide et facilement réalisable par le sportif. Enfin, la revue de littérature a permis de montrer que l'environnement du cycliste est potentiellement sujet à des perturbations ferromagnétiques ou à un champ magnétique instable, ce qui peut compromettre les mesures issues du magnétomètre. Nous avons donc choisi de considérer le développement d'une procédure de

calibration embarquée, spécifique au cyclisme, et qui s'affranchisse des données issues du magnétomètre. Ainsi, le Chapitre 3 est consacré à une première étude dédiée à la conception et à l'évaluation d'une procédure de calibration spécifiquement adaptée au cyclisme. La justesse et la fidélité des orientations segmentaires et des angles articulaires estimés via cette procédure de calibration sont évaluées, en comparaison à une mesure de référence produite par un système de capture de mouvement optoélectronique.

La nature cyclique du mouvement de pédalage nécessite d'identifier des instants précis et reproductibles, tels que les points morts, afin d'interpréter les résultats (e.g., angles articulaires) à l'échelle du cycle et de situer l'évolution des angles au regard des différentes phases du cycle. Comme évoqué dans l'état de l'art, l'identification de ces cycles de pédalage peut se faire à l'aide de différentes solutions nécessitant l'utilisation de capteurs supplémentaires à ceux déjà utilisés pour l'analyse de mouvement du cycliste (codeurs optiques, caméras optiques, capteurs aimantés etc.). Certaines de ces technologies peuvent être coûteuses et inappropriées pour des évaluations en conditions réelles de pratique. La littérature a permis de montrer que les centrales inertielle placées sur les segments corporels peuvent être utilisées en vue de segmenter des cycles de nage, de marche ou de course, mais à notre connaissance, il n'existe à ce jour aucune étude en cyclisme s'intéressant à la segmentation basée sur des centrales inertielle positionnées sur les membres inférieurs. Le Chapitre 4 vise donc à développer une méthode d'identification des points morts en se basant sur le réseau de capteurs inertielle placés sur les membres inférieurs du cycliste. La principale problématique soulevée lors de cette seconde étude est de déterminer quel capteur, quel segment corporel, et quelle composante permet d'identifier au mieux les instants de points morts.

A partir de ces développements, une ouverture vers une expérimentation *in situ* est proposée dans le Chapitre 5 et vise à évaluer l'évolution de la coordination segmentaire chez des cyclistes féminines de haut niveau lors d'une épreuve de contre-la-montre de 4km. Ce chapitre vise à démontrer l'applicabilité de la procédure de calibration et la nécessité d'une méthode de segmentation. Ce chapitre propose également une méthode de correction de la dérive de l'orientation des centrales qui nécessite préalablement une procédure de calibration et une méthode de segmentation.

Les trois études (Chapitre 3 à 5 de ce manuscrit) s'inscrivent dans le schéma fonctionnel ci-dessous (Figure 32). Ce schéma illustre les grandes étapes de ce travail méthodologique et la manière dont les études s'articulent en faisant apparaître l'intégration de chaque procédure dans les différentes expérimentations.

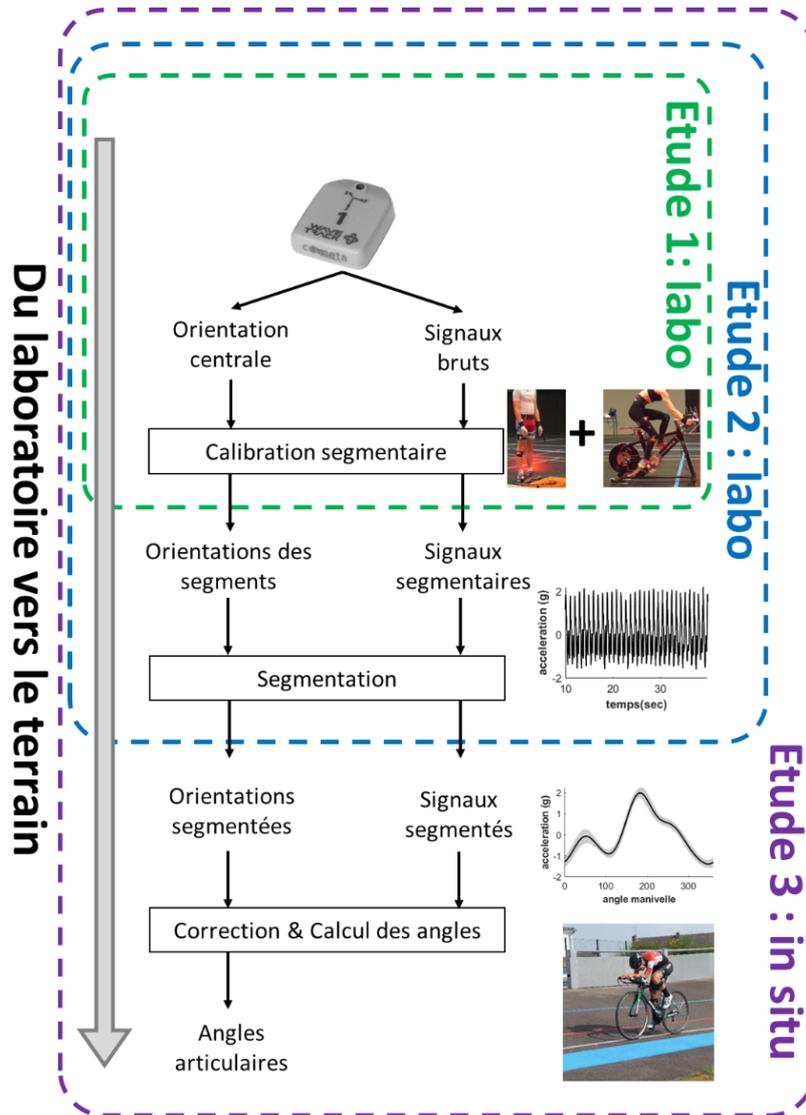


Figure 32 : Schéma fonctionnel des points clé abordés dans la thèse.

Chapitre 3

Estimation des angles articulaires du genou en cyclisme à l'aide de centrales inertielles - Développement d'une nouvelle procédure de calibration « centrale à segment » basée sur le mouvement de pédalage

1. Introduction

L'un des problèmes majeurs lié à l'évaluation de la cinématique articulaire à l'aide de centrales inertielles réside dans le désalignement des axes de la centrale par rapport aux axes associés au segment corporel considéré (Picerno, 2017). En effet, toute imprécision dans la définition des axes fonctionnels se répercute sur la cinématique articulaire. Ce verrou est levé par l'intermédiaire de méthodes de calibration « centrale à segment » qui doivent être adaptées à la tâche analysée (Chardonens et al., 2012). En cyclisme, la nature cyclique du mouvement, de surcroît en boucle fermée, laisse entrevoir la possibilité d'une tâche de calibration embarquée qui exploite la contrainte cinématique au niveau de l'interface entre le pied et la pédale, ce qui pourrait alors améliorer l'estimation de l'orientation des axes segmentaires et des angles articulaires 3D en comparaison à d'autres méthodes plus classiques.

Comme précisé dans le Chapitre 1, le genou constitue une articulation primordiale vis-à-vis d'un objectif de performance mais aussi en termes de risques traumatiques associés. L'objectif de ce travail est donc de proposer une nouvelle méthode de calibration pour estimer la cinématique du genou en cyclisme à l'aide de mesures accélérométriques et gyroscopiques. Dans la perspective d'une utilisation en routine par le sportif (e.g., monitoring sportif), cette méthode doit être réalisable de manière autonome et sans intervention d'un opérateur externe. Par ailleurs, cette mesure doit être caractérisée par une bonne exactitude pour être exploitable sur le terrain. Ceci passe par une évaluation des paramètres de justesse (caractérisant l'étroitesse de l'accord entre les valeurs mesurées et une valeur de référence) et de fidélité (aptitude à avoir des résultats proches les uns des autres quand un sujet répète une mesure ou quand plusieurs sujets réalisent la même tâche).

Afin d'évaluer les performances de la nouvelle méthode proposée, une comparaison à des méthodes conventionnelles de calibration sera réalisée. Ainsi, la justesse des différentes méthodes sera évaluée en termes d'orientations des segments corporels et d'angle articulaire 3D du genou lors d'un mouvement de pédalage. Dans ce cas, nos résultats seront comparés à ceux fournis par le modèle de l'ISB se basant sur un système optoélectronique de référence. En outre, la fidélité sera examinée au travers de la variabilité intra-individuelle dans le but de

vérifier la capacité d'une méthode à être réalisée de manière reproductible lorsqu'un sujet répète les tâches de calibration.

2. Méthodologie et outils

2.1 Population

Quatorze cyclistes amateurs ont pris part à cette étude. Tous les participants, 10 hommes et 4 femmes (21 ± 3 ans, 172 ± 8.92 cm, 66.86 ± 16.54 kg), ont signé un formulaire de consentement éclairé informant de l'intégralité de la procédure expérimentale et attestant de leur libre participation. Au préalable, cette étude a été approuvée par le comité d'éthique local de l'université.

2.2 Protocole

2.2.1 Equipements expérimentaux de capture de mouvement

Les données cinématiques ont été enregistrées de manière simultanée à l'aide d'un système de capture de mouvement inertiel et d'un système de capture de mouvement optoélectronique. Le système inertiel (MTw, Xsens Technologies, Enschede, The Netherlands) de faibles dimensions ($34.5 \times 57.8 \times 14.5$ mm), léger (27g) et de faible consommation énergétique était composé d'accéléromètres 3D et de gyroscopes 3D. L'accéléromètre et le gyroscope étaient échantillonnés à la même fréquence de 1800 Hz (avec une étendue de mesure de ± 16 g and ± 1200 °/s, respectivement). Les données analogiques issues des centrales inertielles ont été filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas (120 Hz pour les accéléromètres et 140 Hz pour les gyroscopes) et transmises via une connexion Bluetooth à une fréquence d'échantillonnage de 75 Hz. Les IMUs ont été solidement fixés sur la cuisse et la jambe droites à l'aide de bandes élastiques conçues spécifiquement pour l'expérimentation. L'IMU de la cuisse (TH) a été positionné au milieu du segment corporel en alignant l'axe Y-IMU le long de la cuisse, avec l'axe Z-IMU pointant de manière latérale. L'IMU de la jambe (SH) a été positionné au-dessus du galbe du gastrocnémien latéral sur la face latérale de sorte à aligner l'axe Y-IMU avec l'axe longitudinal de la jambe et l'axe Z-IMU pointant de manière latérale.

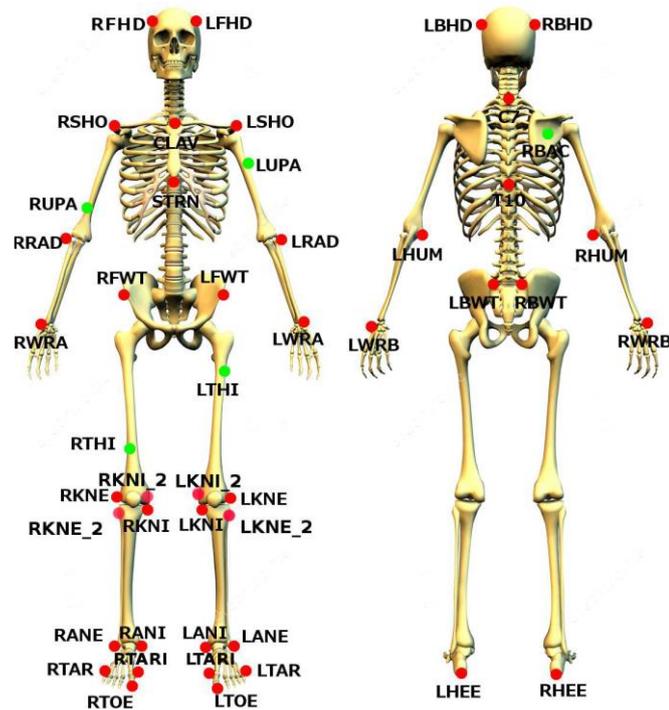


Figure 33 : Placement des marqueurs pour la capture de mouvement. En rouge, les marqueurs utilisés pour le calcul des centres articulaires. En vert, les marqueurs utilisés pour différencier les côtés gauche et droit.

Le système de capture de mouvement optoélectronique était composé de 12 caméras VICON (Oxford Metrics Inc., Oxford, UK) fonctionnant à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Les participants étaient équipés de 43 marqueurs réfléchissants (Figure 33) de manière à calculer les rotations anatomiques suivant les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) (Wu et al., 2002; Wu and Cavanagh, 1995). Afin de calculer l'orientation réelle des centrales inertielle, trois marqueurs ont été placés sur chaque IMU de manière à définir un cluster. Les orientations des clusters ont été calculées via le système de capture de mouvement optique (Figure 34). Les coordonnées 3D ont été lissées à l'aide d'un filtre passe-bas de Butterworth à l'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 10 Hz (Dejnabadi et al., 2006; Pouliquen et al., 2018).



Figure 34 : Sujet équipé avec les centrales inertielles et les marqueurs réfléchissants.

2.3 Définition des systèmes de coordonnées

En biomécanique, les angles articulaires sont calculés en comparant l'orientation entre les repères anatomiques des segments corporels adjacents (proximal et distal) de l'articulation étudiée. A l'aide des systèmes optiques, les repères anatomiques sont définis sur la base des marqueurs anatomiques. En raison des différentes conventions visant à définir les repères anatomiques basés sur les centrales inertielles, le repère anatomique calculé est différent de celui obtenu par le système optique, quel que soit le segment corporel. Les angles anatomiques (e.g., flexion/extension, abduction/adduction, et rotation interne/externe) sont déterminés à partir des repères anatomiques segmentaires au travers d'une séquence de rotation de Cardan (Cappozzo et al., 2005).

Les repères segmentaires, les repères associés aux centrales inertielles et le repère associé au genou sont décrits à la Figure 35. Les systèmes de coordonnées segmentaires pour la cuisse et le tibia, ${}^A C S_{BS}^{TH} = [{}^A X_{BS}^{TH} \quad {}^A Y_{BS}^{TH} \quad {}^A Z_{BS}^{TH}]$ et ${}^A C S_{BS}^{SH} = [{}^A X_{BS}^{SH} \quad {}^A Y_{BS}^{SH} \quad {}^A Z_{BS}^{SH}]$ respectivement, sont obtenus à partir d'un système de capture de mouvement optoélectronique et d'un modèle ISB basé sur des repères anatomiques. De plus, les systèmes de coordonnées des centrales de la cuisse et du tibia sont définis tels que ${}^A C S_{BS}^{TH} = [{}^A X_{BS}^{TH} \quad {}^A Y_{BS}^{TH} \quad {}^A Z_{BS}^{TH}]$ et ${}^A C S_{BS}^{SH} = [{}^A X_{BS}^{SH} \quad {}^A Y_{BS}^{SH} \quad {}^A Z_{BS}^{SH}]$, respectivement. A partir des repères segmentaires anatomiques calculés d'après la position des points anatomiques et de la capture de mouvement optoélectronique, le système de coordonnée du genou $C S_J = [X_J \quad Y_J \quad Z_J]$ est défini en suivant les recommandations ISB (Wu and Cavanagh, 1995). Ainsi, la flexion/extension correspond à la rotation autour de l'axe Z de la cuisse ($Z_J = Z_{BS}^{TH}$), la rotation interne/externe est définie comme une rotation autour de l'axe Y du tibia ($Y_J = Y_{BS}^{SH}$), et l'abduction/adduction est définie comme une rotation autour d'un axe flottant. Des clusters étaient définis pour la

cuisse et le tibia à partir des marqueurs solidement fixés à la centrale. Les systèmes de coordonnées des clusters sont définis tel que $CS_{CLU}^{TH} = [X_{CLU}^{TH} \ Y_{CLU}^{TH} \ Z_{CLU}^{TH}]$ et $CS_{CLU}^{SH} = [X_{CLU}^{SH} \ Y_{CLU}^{SH} \ Z_{CLU}^{SH}]$ respectivement. Enfin, $CS_{MCS} = [X_{MCS} \ Y_{MCS} \ Z_{MCS}]$ correspond au système de coordonnées global du système de capture de mouvement. Les repères segmentaires estimés à partir des centrales inertielles sont légèrement différents des repères anatomiques ${}^A CS_{BS}^{TH}$ et ${}^A CS_{BS}^{SH}$ qui sont généralement calculés à partir de repères osseux ou de techniques en imagerie médicale (e.g., rayons X). Puisque les repères anatomiques ne peuvent pas être directement exprimés à partir de la mesure des centrales, des repères segmentaires techniques sont couramment utilisés comme une estimation des repères anatomiques, parfois appelés repères techniques anatomiques (Li and Zhang, 2014). Etant donné que les repères techniques dépendent de la méthode de calibration « centrale à segment », nous avons noté ${}^m CS_{BS}^{TH}$ et ${}^m CS_{BS}^{SH}$ pour indiquer les repères segmentaires techniques de la cuisse et du tibia estimés sur la base des mesures des centrales pour une méthode de calibration donnée m . Les détails relatifs à l'identification de vecteurs unitaires utilisés pour définir ces repères techniques sont considérés dans la section 2.4.

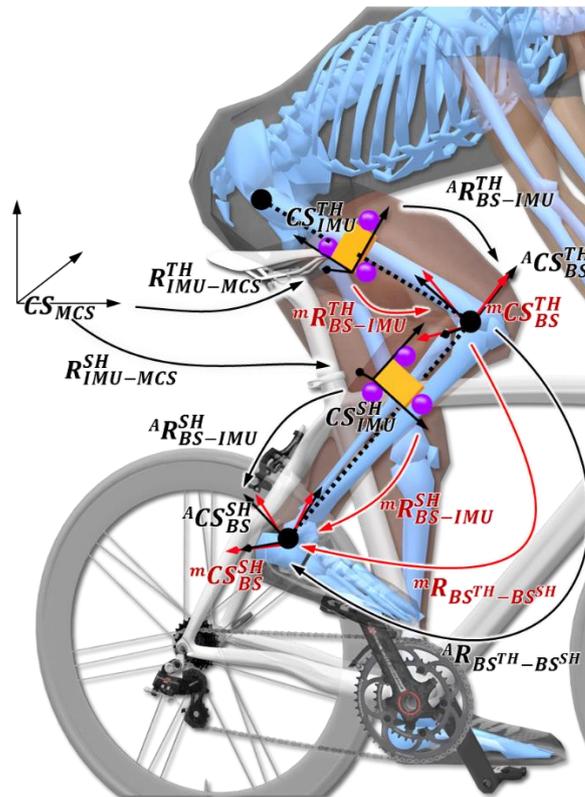


Figure 35 : Systèmes de coordonnées et transformations rigides entre les repères. Les boîtiers orange représentent les centrales alors que les sphères violettes correspondent aux marqueurs fixés sur les centrales. ${}^A CS_{BS}^{SH}$ et ${}^A CS_{BS}^{TH}$ font référence aux systèmes de coordonnées segmentaires anatomiques (vecteurs noirs) tandis que ${}^m CS_{BS}^{SH}$ et ${}^m CS_{BS}^{TH}$ et correspondent aux repères segmentaires techniques (vecteurs rouges) de la cuisse et du tibia. CS_{IMU}^{TH} et CS_{IMU}^{SH} représentent les systèmes de coordonnées des centrales pour la cuisse et le tibia. CS_J désigne le repère articulaire du genou suivant les recommandations de la société internationale de Biomécanique (Wu and Cavanagh, 1995).

2.4 Méthodes d'alignement « centrale à segment »

2.4.1 Tâche de calibration

Les participants ont pris part à une session de mesures divisée en deux types de tâches de calibration. Tout d'abord, une procédure de calibration conventionnelle durant laquelle chaque participant réalisait quatre différentes tâches de calibration dans un ordre aléatoire, a été réalisée. Les tâches utilisées dans cette première procédure de calibration sont communément employées dans la littérature portant sur l'alignement « centrale à segment ». Chaque participant réalisait les tâches de calibration suivantes d'après les instructions données par l'opérateur au début de l'étape de calibration :

- Posture debout (SU) : posture verticale debout avec les pieds écartés de la largeur du bassin et avec les jambes tendues. Dans cette posture, les axes longitudinaux de la cuisse et du tibia sont supposés être verticaux. La posture des membres inférieurs est similaire à celle utilisée lors de la pose en T ou en position N (Robert-Lachaine et al., 2017b).
- Posture allongée (LD) : tâche statique en position allongée au sol face vers le bas. Par conséquent, l'axe antéropostérieur des segments est supposé être aligné avec l'axe vertical. Les mains sont placées entre le sol et le menton.
- Flexion / extension du genou (KFE) : tâche dynamique pour laquelle le participant effectue quatre flexions / extensions du genou d'environ 10 ° à 90 ° de flexion, avec la jambe d'appui tendue. Les participants étaient invités à éviter tout mouvement de la cuisse. Cette tâche a permis d'estimer l'axe de flexion du genou.
- Abduction / adduction de la hanche (HAA) : tâche dynamique pour laquelle le participant effectue quatre abductions / adductions de la hanche en appui sur une seule jambe. Les participants étaient invités à éviter les rotations externes de la hanche en leur demandant de garder la pointe de pied dirigée vers l'avant. Cette tâche a permis d'estimer l'axe antéropostérieur de la cuisse.

Durant chaque répétition, les données du système optoélectronique et des centrales ont été enregistrées durant 5 secondes pour les tâches statiques et durant les 4 répétitions des tâches dynamiques. Pour évaluer la reproductibilité intra-individuelle, chaque tâche de calibration a été réalisée 4 fois. Au total, chaque sujet réalisait donc 16 tâches (4 répétitions des 4 tâches) dans un ordre aléatoire.

Lors de la seconde étape de calibration, les participants ont réalisé 3 tâches de pédalage pendant 2 minutes à une cadence de 60 / 80 / 100 rpm. Chacune de ces tâches était réalisée à une intensité de 100W sur un ergomètre stationnaire (SRM Indoor trainer, Schoberer Rad Meßtechnik, Jülich, Allemagne). La mesure de la puissance était réalisée par l'intermédiaire d'un capteur de puissance SRM (Schoberer Rad Meßtechnik, Science version, Allemagne) calibré selon les recommandations du fabricant. Les données du système optoélectronique et des centrales ont été enregistrées sur toute la durée de chaque essai. Toutes les tâches sont présentées dans le Tableau 3. Chaque tâche permettait d'identifier l'orientation d'un ou deux axes segmentaires par rapport aux repères des centrales.

Tableau 3 : Illustration des tâches de calibration utilisées pour les différentes méthodes de calibration. Chaque tâche de calibration permet l'identification d'au moins un vecteur unitaire de la cuisse et du tibia des repères segmentaires. SU : posture debout; LD : posture allongée ; HAA : abduction/adduction de hanche ; KFE : flexion/extension de genou ; P : pédalage.

Tâche	SU	LD	HAA	KFE	P
Illustration					
Vecteur unitaire cuisse	$SU \mathbf{y}_{BS}^{TH}$	$LD \mathbf{x}_{BS}^{TH}$	$HAA \mathbf{x}_{BS}^{TH}$		$P \mathbf{z}_{BS}^{TH}$
Vecteur unitaire tibia	$SU \mathbf{y}_{BS}^{SH}$	$LD \mathbf{x}_{BS}^{SH}$		$KFE \mathbf{z}_{BS}^{SH}$	$P \mathbf{z}_{BS}^{SH}$

2.4.2 Méthode de calibration

A partir des tâches de calibration, des matrices de calibration étaient obtenues en combinant des paires de tâches statiques ou dynamiques. Cette section présente quatre méthodes de calibration correspondant aux combinaisons des tâches décrites dans le Tableau 4. Chaque méthode nécessitait systématiquement la tâche SU. La méthode de calibration anatomique a été définie comme la méthode de référence. Les autres méthodes utilisées dans cette étude ont été appelées méthodes fonctionnelles par opposition à la méthode anatomique (utilisant le système optoélectronique). Pour chaque méthode de calibration, les calculs des vecteurs de base des repères segmentaires sont détaillés dans les paragraphes suivants.

Tableau 4 : Définition des méthodes de calibration (exprimées sous forme de matrices de rotation) au moyen de combinaison de tâches. Par exemple, pour la méthode Cyclisme, le vecteur unitaire ${}^{SU-CY}X_{BS-IMU}^{TH}$ est obtenu à partir des tâches SU et P et définit l'axe X du repère segmentaire de la cuisse ; le vecteur unitaire ${}^{SU-CY}Z_{BS-IMU}^{TH}$ définit l'axe Z du repère segmentaire de la cuisse ; le vecteur unitaire ${}^{SU}Y_{BS-IMU}^{TH}$ est obtenu à partir de la posture debout et définit l'axe Y du repère segmentaire de la cuisse. Au final, la matrice de calibration ${}^C R_{BS-IMU}^{TH/SH}$ est obtenue en regroupant ces trois vecteurs unitaires.

Méthode	1 ^{ère} tâche	2 ^{ème} tâche	Repère cuisse	Repère tibia
Référence ${}^A R_{BS-IMU}^{TH/SH}$	SU	P	${}^A X_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^A Y_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^A Z_{BS-IMU}^{TH}$	${}^A X_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^A Y_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^A Z_{BS-IMU}^{SH}$
Statique ${}^S R_{BS-IMU}^{TH/SH}$	SU	LD	${}^{SU-LD} X_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^{SU} Y_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^{SU-LD} Z_{BS-IMU}^{TH}$	${}^{SU-LD} X_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^{SU} Y_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^{SU-LD} Z_{BS-IMU}^{SH}$
Mixte ${}^M R_{BS-IMU}^{TH/SH}$	SU	HAA/KFE	${}^{SU-HAA} X_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^{SU} Y_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^{SU-HAA} Z_{BS-IMU}^{TH}$	${}^{SU-KFE} X_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^{SU} Y_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^{SU-KFE} Z_{BS-IMU}^{SH}$
Cyclisme ${}^C R_{BS-IMU}^{TH/SH}$	SU	P	${}^{SU-P} X_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^{SU} Y_{BS-IMU}^{TH}$ ${}^{SU-P} Z_{BS-IMU}^{TH}$	${}^{SU-P} X_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^{SU} Y_{BS-IMU}^{SH}$ ${}^{SU-P} Z_{BS-IMU}^{SH}$

2.4.2.1 Procédure de calibration statique (S)

Cette méthode de calibration combinait les postures SU (debout) et LD (allongé). L'idée de cette procédure est d'obtenir l'orientation du repère local segmentaire technique par rapport au repère local de la centrale. En d'autres termes, une matrice de rotation contenant les trois vecteurs unitaires de chaque segment, exprimée dans le système de coordonnées de la centrale, a été obtenue. La méthodologie repose sur les étapes suivantes dans lesquelles les composantes de chaque axe du segment corporel (repère technique) doivent être calculées sur la base des signaux de l'accéléromètre au cours des postures statiques SU et LD. À titre d'exemple, la procédure de calibration statique de la cuisse est détaillée dans la Figure 36 pour chacune des deux tâches. Les composantes d'un axe du repère segmentaire technique doivent être estimées dans le repère de la centrale pour une tâche donnée (SU ou LD).

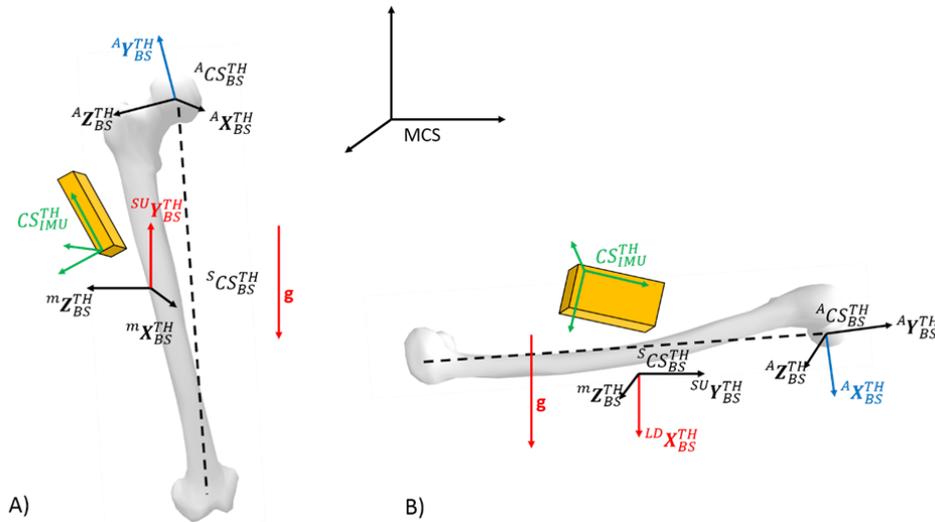


Figure 36 : Illustration de la procédure de calibration statique pour la cuisse incluant les systèmes de coordonnées concernés. Les vecteurs rouges représentent le vecteur gravité et l'axe du repère segmentaire technique dont les composantes ont été estimées dans le repère de la centrale pour une tâche donnée. Plus spécifiquement, les composantes de ${}^{SU}Y_{BS-IMU}^{TH}$ sont estimées à partir de la tâche SU (A) alors que les composantes de ${}^{LD}Y_{BS-IMU}^{TH}$ sont estimés à partir de la tâche LD (B). La même procédure peut être appliquée pour le tibia.

L'axe Y du repère technique était obtenu en mesurant l'orientation de la gravité lors de la posture SU. En effet, pour chaque posture statique, les accéléromètres associés à la cuisse et au tibia mesurent uniquement le vecteur gravité \mathbf{g} ce qui permet d'exprimer les composantes de \mathbf{g} exprimées dans le repère de la centrale de la cuisse CS_{IMU}^{TH} et du tibia CS_{IMU}^{SH} . Afin d'obtenir les composantes de l'axe segmentaire Y par rapport à la centrale, l'idée était donc d'aligner cet axe Y avec un vecteur identifiable dont les composantes seraient mesurées à l'aide des capteurs de la centrale. L'hypothèse émise était donc que l'axe Y du repère technique était aligné avec le vecteur de gravité \mathbf{g} orienté verticalement par rapport au repère de référence global. Ainsi, le calcul des composantes de l'axe Y du repère technique par rapport au repère de la centrale (Y_{BS-IMU}^{TH} et Y_{BS-IMU}^{SH}) était obtenu à partir de la mesure de l'accéléromètre tel que :

$${}^{SU}Y_{BS-IMU}^{TH} = {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{SH} = \frac{-\mathbf{g}}{|\mathbf{g}|} \quad (13)$$

De la même manière, durant la posture LD, les accéléromètres de la cuisse et du tibia mesuraient le vecteur gravité \mathbf{g} , ce qui nous a permis d'obtenir les composantes de \mathbf{g} dans le système de coordonnées du segment corporel de la cuisse ${}^S CS_{BS}^{TH}$ et dans le système de coordonnées du segment corporel du tibia ${}^S CS_{BS}^{SH}$.

De plus, pour la posture LD, les axes X de la cuisse et du tibia étaient alignés avec le vecteur gravité \mathbf{g} :

$${}^{LD}X_{BS-IMU}^{TH} = {}^{LD}X_{BS-IMU}^{SH} = \frac{\mathbf{g}}{|\mathbf{g}|} \quad (14)$$

Ainsi les composantes des vecteurs X_{BS}^{TH} et X_{BS}^{SH} étaient obtenues par normalisation du vecteur $\frac{\mathbf{g}}{|\mathbf{g}|}$ dans le système de coordonnées de la cuisse (CS_{BS}^{TH}) et dans le système de

coordonnées de la jambe (CS_{BS}^{SH}). Le troisième vecteur des systèmes de coordonnées segmentaires Z_{BS}^{TH} et Z_{BS}^{SH} pouvait être calculé par produit vectoriel tel que :

$${}^{SU-LD}Z_{BS-IMU}^{TH} = \frac{{}^{LD}X_{BS-IMU}^{TH} \times {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{TH}}{|{}^{LD}X_{BS-IMU}^{TH} \times {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{TH}|} \quad (15)$$

$${}^{SU-LD}Z_{BS-IMU}^{SH} = \frac{{}^{LD}X_{BS-IMU}^{SH} \times {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{SH}}{|{}^{LD}X_{BS-IMU}^{SH} \times {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{SH}|} \quad (16)$$

Afin d'obtenir un repère orthogonal, les axes X_{BS}^{TH} et X_{BS}^{SH} étaient recalculés dans le repère de la centrale de la cuisse et du tibia tels que :

$${}^{SU-LD}X_{BS-IMU}^{TH} = {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{TH} \times {}^{SU-LD}Z_{BS-IMU}^{TH} \quad (17)$$

$${}^{SU-LD}X_{BS-IMU}^{SH} = {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{SH} \times {}^{SU-LD}Z_{BS-IMU}^{SH} \quad (18)$$

Au final, la matrice de rotation entre CS_{IMU}^{TH} et CS_{BS}^{TH} , ainsi que la matrice entre les repères CS_{IMU}^{SH} et ${}^S CS_{BS}^{SH}$ étaient obtenues en groupant respectivement les 3 vecteurs unitaires :

$${}^S R_{BS-IMU}^{TH} = [{}^{SU-LD}X_{BS-IMU}^{TH} \quad {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{TH} \quad {}^{SU-LD}Z_{BS-IMU}^{TH}] \quad (19)$$

$${}^S R_{BS-IMU}^{SH} = [{}^{SU-LD}X_{BS-IMU}^{SH} \quad {}^{SU}Y_{BS-IMU}^{SH} \quad {}^{SU-LD}Z_{BS-IMU}^{SH}] \quad (20)$$

${}^S R_{BS-IMU}^{TH}$ et ${}^S R_{BS-IMU}^{SH}$ correspondaient aux matrices de calibration entre la centrale et le repère segmentaire, respectivement pour la cuisse et le tibia, obtenues par la méthode statique.

2.4.2.2 Procédure de calibration mixte (M)

Dans cette procédure, l'orientation du repère technique était obtenue en combinant une tâche statique (SU) et une tâche dynamique (HAA / KFE). Les composantes des axes segmentaires Y_{BS}^{TH} et Y_{BS}^{SH} exprimées dans le repère des centrales étaient obtenues à partir de la tâche SU avec la même procédure que pour la méthode statique. Le vecteur moyen de rotation était calculé dans le repère de la centrale du tibia à partir de la mesure de vitesse angulaire durant la tâche KFE, tel que décrit dans (Luinje et al., 2007). En effet, dans cette procédure, la direction de l'axe de rotation articulaire ${}^{KFE}Z_{BS-IMU}^{SH}$ est supposé coïncider avec la direction du vecteur moyen de vitesse angulaire exprimé dans le repère de la centrale ; ainsi, ce vecteur était obtenu à partir de l'orientation de la vitesse angulaire durant la flexion (ω_{FLEX}) ou durant l'extension (ω_{EXT}). La direction instantanée de la vitesse angulaire du vecteur N était ainsi calculée d'après le vecteur unitaire :

$$N = \frac{\omega_{FLEX}}{|\omega_{FLEX}|} \text{ durant flexion ou } N = \frac{-\omega_{EXT}}{|\omega_{EXT}|} \text{ durant extension} \quad (21)$$

Un vecteur moyen N a ensuite été obtenu sur la durée du mouvement. Il est à noter que l'estimation moyenne ne donne pas forcément un vecteur moyen et qu'il est nécessaire de le

normaliser pour obtenir le vecteur ${}^{KFE}\mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}$. Pour améliorer la fiabilité de l'axe de rotation, il est nécessaire de limiter l'amplitude de vitesse angulaire quand l'axe de rotation est estimé (de Vries et al., 2010; Fradet et al., 2017; Luinge et al., 2007). Pour éliminer le bruit associé à l'estimation de la direction du vecteur de vitesse angulaire, seuls les instants pour lesquels la norme dépasse un seuil de 20% de la norme maximale de la vitesse angulaire ont été considérés pour calculer la direction moyenne.

De plus, l'axe \mathbf{X}_{BS-IMU}^{SH} était calculé à l'aide du produit vectoriel :

$${}^{SU-KFE}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{SH} = \frac{{}^{SU}\mathbf{Y}_{BS-IMU}^{SH} \times {}^{KFE}\mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}}{|{}^{SU}\mathbf{Y}_{BS-IMU}^{SH} \times {}^{KFE}\mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}|} \quad (22)$$

Pour obtenir une matrice orthogonale, l'axe \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH} était recalculé tel que :

$${}^{SU-KFE}\mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH} = {}^{SU-KFE}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{SH} \times {}^{SU}\mathbf{Y}_{BS-IMU}^{SH} \quad (23)$$

Finalement, la matrice de rotation ${}^M\mathbf{R}_{BS-IMU}^{SH}$ entre le repère IMU CS_{IMU}^{SH} et le repère technique ${}^MCS_{BS}^{SH}$ était obtenue en groupant les vecteurs unitaires :

$${}^M\mathbf{R}_{BS-IMU}^{SH} = [{}^{SU-KFE}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{SH} \quad {}^{SU}\mathbf{Y}_{BS-IMU}^{SH} \quad {}^{SU-KFE}\mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}] \quad (24)$$

A partir des mesures de vitesse angulaire du gyroscope durant la tâche HAA, le vecteur moyen de rotation était calculé dans le repère local de l'IMU de la cuisse (Luinge et al., 2007). En effet, la direction de l'axe de rotation ${}^{HAA}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH}$ de l'articulation est supposée coïncider avec la direction du vecteur moyen des vitesses angulaires durant l'abduction ($\boldsymbol{\omega}_{ABD}$) ou durant l'adduction ($\boldsymbol{\omega}_{ADD}$) de hanche. La direction instantanée de la vitesse angulaire du vecteur \mathbf{N} était calculée d'après le vecteur unitaire :

$$\mathbf{N} = \frac{\boldsymbol{\omega}_{ABD}}{|\boldsymbol{\omega}_{ABD}|} \text{ durant l'abduction ou } \mathbf{N} = \frac{-\boldsymbol{\omega}_{ADD}}{|\boldsymbol{\omega}_{ADD}|} \text{ durant l'adduction} \quad (25)$$

Un vecteur moyen \mathbf{N} a ensuite été obtenu sur la durée du mouvement. Il est à noter que l'estimation moyenne n'est pas forcément un vecteur unitaire et qu'il est nécessaire de normaliser le vecteur obtenu pour estimer l'axe ${}^{HAA}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH}$. Pour éliminer le bruit associé à l'estimation de la direction du vecteur de vitesse angulaire, seuls les instants pour lesquels la norme dépasse un seuil de 20% de la norme maximale de la vitesse angulaire ont été considérés pour calculer la direction moyenne.

De plus, l'axe \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH} était calculé par produit vectoriel tel que :

$${}^{SU-HAA}\mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH} = \frac{{}^{HAA}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH} \times {}^{SU}\mathbf{Y}_{BS-IMU}^{TH}}{|{}^{HAA}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH} \times {}^{SU}\mathbf{Y}_{BS-IMU}^{TH}|} \quad (26)$$

Pour obtenir une matrice orthogonale, l'axe \mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH} était recalculé dans le repère local de l'IMU tel que :

$${}^{SU-HAA}\mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH} = {}^{SU}\mathbf{Y}_{BS-IMU}^{TH} \times {}^{SU-HAA}\mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH} \quad (27)$$

Enfin, la matrice de rotation ${}^M\mathbf{R}_{BS-IMU}^{TH}$ entre le repère IMU CS_{IMU}^{TH} et le repère technique ${}^MCS_{BS}^{TH}$ a été obtenue en groupant les trois vecteurs unitaires :

$${}^M \mathbf{R}_{BS-IMU}^{TH} = [{}^{SU-HAA} \mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH} \quad {}^{SU} \mathbf{Y}_{BS-IMU}^{TH} \quad {}^{SU-KFE} \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH}] \quad (28)$$

2.4.2.3 Procédure de calibration Cyclisme (C)

Dans cette procédure, l'orientation des repères segmentaires était obtenue en couplant les tâches SU et P. Comme pour les méthodes précédentes utilisant la posture SU, les composantes de Y_{BS}^{TH} et Y_{BS}^{SH} exprimées dans le repère de la centrale de la cuisse et du tibia, étaient obtenues à partir de la mesure de l'accéléromètre lors de la posture SU (Equation(13)). De la même manière que pour la méthode mixte, la vitesse angulaire mesurée par le gyroscope durant le mouvement de pédalage permettait de déterminer les axes segmentaires Z_{BS}^{TH} et Z_{BS}^{SH} . En effet, le mouvement de pédalage sur ergomètre se fait essentiellement dans le plan sagittal. On suppose donc que lors de cette tâche, le vecteur moyen de rotation de la cuisse et du tibia est orthogonal à ce plan. Cette hypothèse suppose que lors de ce mouvement, les axes de flexion/extension des segments et des articulations des membres inférieurs sont tous colinéaires.

Ainsi, les vecteurs ${}^P \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH}$ et ${}^P \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}$ étaient calculés de la même manière que le vecteur ${}^{KFE} \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}$ à partir de la mesure de vitesses angulaires de la cuisse et du tibia. Comme pour les autres méthodes, le troisième vecteur était obtenu par produit vectoriel pour calculer ${}^{SU-P} \mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH}$ et ${}^{SU-P} \mathbf{X}_{BS-IMU}^{SH}$:

$${}^{SU-P} \mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH} = \frac{{}^{SU} \mathbf{Y}_{BS-IMU}^{TH} \times {}^P \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH}}{| {}^{SU} \mathbf{Y}_{BS-IMU}^{TH} \times {}^P \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH} |} \quad (29)$$

$${}^{SU-P} \mathbf{X}_{BS-IMU}^{SH} = \frac{{}^{SU} \mathbf{Y}_{BS-IMU}^{SH} \times {}^P \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}}{| {}^{SU} \mathbf{Y}_{BS-IMU}^{SH} \times {}^P \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH} |} \quad (30)$$

Pour respecter l'orthogonalité des systèmes de coordonnées, les axes segmentaires Z_{BS}^{TH} et Z_{BS}^{SH} étaient recalculés par produit vectoriel pour obtenir les vecteurs ${}^{SU-P} \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH}$ et ${}^{SU-P} \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}$. Enfin, les matrices de rotation (${}^C \mathbf{R}_{BS-IMU}^{TH}$ et ${}^C \mathbf{R}_{BS-IMU}^{SH}$) qui expriment l'orientation du segment (${}^C \mathbf{C}_{BS}^{TH}$ ou ${}^C \mathbf{C}_{BS}^{SH}$) dans le repère de la centrale (\mathbf{C}_{IMU}^{TH} ou \mathbf{C}_{IMU}^{SH}) étaient calculées avec les axes déterminés lors des tâches SU et P telles que :

$${}^C \mathbf{R}_{BS-IMU}^{TH} = [{}^{SU-P} \mathbf{X}_{BS-IMU}^{TH} \quad {}^{SU} \mathbf{Y}_{BS-IMU}^{TH} \quad {}^{SU-P} \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{TH}] \quad (31)$$

$${}^C \mathbf{R}_{BS-IMU}^{SH} = [{}^{SU-P} \mathbf{X}_{BS-IMU}^{SH} \quad {}^{SU} \mathbf{Y}_{BS-IMU}^{SH} \quad {}^{SU-P} \mathbf{Z}_{BS-IMU}^{SH}] \quad (32)$$

2.4.2.4 Procédure de calibration anatomique de référence

La méthode anatomique combine les tâches debout et de pédalage. A partir de la tâche debout, les repères anatomiques ${}^A CS_{BS}^{TH}$ et ${}^A CS_{BS}^{SH}$ étaient définis à partir du système optoélectronique et du modèle ISB utilisant des marqueurs anatomiques. Durant la tâche SU, les orientations des repères locaux du cluster de la cuisse ${}^A CS_{CLU}^{TH}$ et du tibia ${}^A CS_{CLU}^{SH}$ étaient définies dans le repère global du système optoélectronique. Les axes longitudinaux du repère anatomique de la cuisse et du tibia étaient alors exprimés dans le repère local des clusters tels que :

$${}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{TH} = \mathbf{R}_{CLU-MCS}^{TH} \cdot {}^A \mathbf{Y}_{BS-MCS}^{TH} \quad (33)$$

$${}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{SH} = \mathbf{R}_{CLU-MCS}^{SH} \cdot {}^A \mathbf{Y}_{BS-MCS}^{SH} \quad (34)$$

Où $\mathbf{R}_{CLU-MCS}^{TH}$ et $\mathbf{R}_{CLU-MCS}^{SH}$ représentent l'orientation des clusters de la cuisse et du tibia, respectivement, dans le repère global du système optoélectronique.

Pour obtenir l'orientation de l'axe medio-latéral du repère anatomique de la cuisse ${}^A \mathbf{Z}_{BS}^{TH}$ et du tibia ${}^A \mathbf{Z}_{BS}^{SH}$, la méthode fonctionnelle SARA (« Symmetrical Axis of Rotation Assesment ») décrite dans l'article (Ehrig et al., 2007) a été utilisée pendant la tâche de pédalage. Le troisième axe flottant de la cuisse ${}^A \mathbf{X}_{BS}^{TH}$ et du tibia ${}^A \mathbf{X}_{BS}^{SH}$ était calculé par produit vectoriel :

$${}^A \mathbf{X}_{BS-CLU}^{TH} = \frac{{}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{TH} \times {}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{TH}}{|{}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{TH} \times {}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{TH}|} \quad (35)$$

$${}^A \mathbf{X}_{BS-CLU}^{SH} = \frac{{}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{SH} \times {}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{SH}}{|{}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{SH} \times {}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{SH}|} \quad (36)$$

De plus, les axes ${}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{TH}$ et ${}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{SH}$ étaient recalculés par produit vectoriel pour s'assurer que le repère est bien orthogonal :

$${}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{TH} = {}^A \mathbf{X}_{BS-CLU}^{TH} \times {}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{TH} \quad (37)$$

$${}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{SH} = {}^A \mathbf{X}_{BS-CLU}^{SH} \times {}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{SH} \quad (38)$$

Enfin, la matrice de rotation entre le repère technique et le repère local du cluster était obtenue telle que :

$${}^A \mathbf{R}_{BS-CLU}^{TH} = [{}^A \mathbf{X}_{BS-CLU}^{TH} \quad {}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{TH} \quad {}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{TH}] \quad (39)$$

$${}^A \mathbf{R}_{BS-CLU}^{SH} = [{}^A \mathbf{X}_{BS-CLU}^{SH} \quad {}^A \mathbf{Y}_{BS-CLU}^{SH} \quad {}^A \mathbf{Z}_{BS-CLU}^{SH}] \quad (40)$$

Le repère du cluster et celui de la centrale ne sont pas parfaitement alignés en raison du placement manuel des marqueurs réfléchissant sur la centrale. Pour corriger ce désalignement,

la méthode d'alignement développée dans l'article (de Vries et al., 2009) a été utilisée. Cette méthode basée sur la vitesse angulaire (mesure du gyroscope pour l'IMU et calcul de la vitesse angulaire à partir de l'orientation du cluster) a fait l'objet de plusieurs études et se révèle être actuellement la meilleure méthode pour aligner deux repères locaux (Lee and Jung, 2018; Mecheri et al., 2016). Pour chaque sujet et pour chaque capteur, le désalignement était quantifié autour des axes du cluster avec une erreur d'environ 1° pour l'axe X, de 26° pour l'axe Y et de 2° pour l'axe Z. La littérature (de Vries et al., 2009; Lee and Jung, 2018; Mecheri et al., 2016) montre que la méthode proposée par deVries permet un alignement avec une erreur inférieure à 1°.

L'ensemble des matrices de calibration et les combinaisons de tâches sont résumés dans le Tableau 4.

2.5 Calcul des angles articulaires

Le système de coordonnées articulaire (CS_j) a été utilisé pour décrire les angles articulaires du genou durant la tâche de pédalage. Ces angles étaient calculés comme la différence d'orientation entre les repères segmentaires de la cuisse et du tibia durant cette tâche. Pour chaque méthode de calibration, il était possible d'obtenir un angle articulaire défini par les repères techniques associés à une méthode. La méthode de calibration anatomique permettait de calculer l'orientation des repères anatomiques attachés à la cuisse ${}^A R_{BS-MCS}^{TH}$ et au tibia ${}^A R_{BS-MCS}^{SH}$. Les méthodes statique, Mixte et la méthode Cyclisme sont des méthodes de calibration fonctionnelles. Elles permettent de calculer l'orientation de trois repères techniques pour chaque segment associé aux trois méthodes de calibration fonctionnelle. La méthode statique a été utilisée pour estimer la matrice de calibration des repères techniques ${}^S R_{BS-MCS}^{TH}$ et ${}^S R_{BS-MCS}^{SH}$. De la même manière, les méthodes mixte et Cyclisme permettent d'estimer respectivement les couples d'orientations segmentaires : ${}^M R_{BS-MCS}^{TH} / {}^M R_{BS-MCS}^{SH}$ et ${}^C R_{BS-MCS}^{TH} / {}^C R_{BS-MCS}^{SH}$. Pour chaque méthode, les angles du genou étaient calculés sous la forme d'une matrice de rotation :

$${}^m R_j = {}^m R_{BS^{TH}-BS^{SH}} = ({}^S R_{BS-MCS}^{TH})^T \cdot {}^S R_{BS-MCS}^{SH} \quad (41)$$

Où m décrit la méthode utilisée. Enfin, en suivant une séquence de rotation ZYX telle que recommandée dans (Wu and Cavanagh, 1995), les angles d'Euler étaient obtenus pour chaque sujet à partir de la méthode anatomique (${}^A \theta_x, {}^A \theta_y, {}^A \theta_z$) et des méthodes fonctionnelles (${}^m \theta_x, {}^m \theta_y, {}^m \theta_z$), durant la tâche de pédalage.

2.6 Analyse des données

L'estimation de l'orientation des centrales a été calculée en combinant les données brutes du gyroscope et de l'accéléromètre avec un filtre de Madgwick (Madgwick et al., 2011b). Plus spécifiquement, le gain du filtre β a été ajusté à une valeur de 0.055 rad/s après une procédure d'essai-erreur. En outre, des précautions ont été prises concernant l'orientation initiale et la durée de chaque essai. En effet, nous avons pris le soin de faire coïncider le début

de chaque essai avec l'orientation initiale mesurée à l'aide du système optoélectronique, de manière à réduire le phénomène de dérive. Enfin, des tâches de courtes durées (inférieures à 30 secondes) ont été considérées dans la présente étude ce qui permettait aussi de limiter la dérive (pour tous les sujets, les erreurs sur les angles articulaires ont été calculées avec l'erreur quadratique sur les neuf premières secondes afin d'obtenir un minimum de dix cycles de pédalage).

Les repères anatomiques basés sur les centrales et ceux basés sur le système optique sont intrinsèquement différents en raison des protocoles différents utilisés pour déterminer les matrices de transformation entre les repères des centrales et les repères segmentaires basés sur le système optoélectronique. Cela peut donc entraîner des différences dans les valeurs d'angles articulaires (Ferrari et al., 2008; Robert-Lachaine et al., 2017b). Les objectifs de l'analyse des données étaient les suivants : tout d'abord, il s'agissait d'évaluer la justesse de chaque méthode de calibration en comparant l'alignement des repères segmentaires obtenus par les centrales inertielles et les repères obtenus par un système optique de référence ; dans un second temps, il s'agissait d'évaluer les différences d'angles articulaires du genou calculés à partir des centrales et ceux basés sur la méthode anatomique ; dans un dernier temps, nous avons évalué la fidélité pour accéder à la reproductibilité des axes estimés à l'aides des centrales inertielles. L'analyse des données a été réalisée à l'aide du logiciel MATLAB (Mathworks, Natick, MA, USA).

2.6.1 Erreur d'alignement entre les centrales et les repères segmentaires anatomiques

La justesse des méthodes de calibration a été calculée comme une erreur d'alignement obtenue à partir de l'estimation de la matrice de rotation entre le repère anatomique et le repère technique obtenue pour une méthode fonctionnelle donnée.

La matrice de rotation de l'erreur d'alignement ${}^m E_{IMU-BS}$ a été calculée telle que :

$${}^m E_{IMU-BS}^s = ({}^A R_{BS-IMU}^s)^T \cdot {}^m R_{BS-IMU}^s \quad (42)$$

Où m correspond à la méthode (e.g., C) et s correspond au segment corporel considéré (e.g., SH). De plus, l'amplitude de l'erreur correspondant à la justesse de la méthode d'alignement a été calculée à l'aide de l'équation (33) de la même manière que dans l'étude de (de Vries et al., 2010).

$${}^m \theta_{IMU-BS}^s = \cos^{-1} \left(\frac{\text{Tr}({}^m E_{IMU-BS}^s) - 1}{2} \right) \quad (43)$$

Où ${}^m \theta_{IMU-BS}^s$ fait référence à l'angle de la méthode m et du segment s . Pour une méthode de calibration donnée, l'erreur moyenne et son écart-type étaient calculés en considérant les erreurs individuelles ${}^m \theta_{IMU-BS}^s$.

De plus, les angles entre les axes X, Y et Z du repère de la centrale et du repère segmentaire étaient calculés comme les plus petits angles entre les vecteurs de base. En effet, ${}^m \theta_{IMU-BS}^s$ donne seulement une erreur globale d'orientation. Pour une méthode donnée, cette erreur globale peut provenir d'une erreur d'alignement autour de certains axes spécifiques du segment corporel (de Vries et al., 2010). Ainsi, la justesse a été exprimée sous la forme d'angles d'Euler à partir de la matrice de rotation ${}^m E_{IMU-BS}$, avec une séquence de rotation 'YZX'.

Les erreurs d'alignement autour des axes anatomiques ${}^m\theta_x^s$, ${}^m\theta_y^s$, ${}^m\theta_z^s$ ont alors été calculées selon les équations suivantes :

$${}^m\theta_x^s = \tan^{-1} \left(\frac{-{}^m\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{Z}_{BS_IMU}^s}{{}^m\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s} \right) \quad (44)$$

$${}^m\theta_z^s = \sin^{-1} ({}^m\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{X}_{BS_IMU}^s) \quad (45)$$

$${}^m\theta_y^s = \tan^{-1} \left(\frac{-{}^m\mathbf{Z}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{X}_{BS_IMU}^s}{{}^m\mathbf{X}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{X}_{BS_IMU}^s} \right) \quad (46)$$

Pour chaque méthode m (Static (S), Mixed (M) et Cyclisme (C)), le repère technique a été obtenu en utilisant la même tâche SU qui conduisait au même axe ${}^m\mathbf{Y}$.

$${}^S\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s = {}^M\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s = {}^C\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s = {}^{SU}\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s \quad (47)$$

Les erreurs d'alignement ${}^m\theta_x^s$ et ${}^m\theta_z^s$ (autour des axe X et Z, respectivement) étaient alors constantes entre les méthodes car elles dépendent uniquement de ${}^m\mathbf{Y}$ et ${}^A\mathbf{X}$, ${}^A\mathbf{Y}$, ${}^A\mathbf{Z}$ qui sont identiques pour toutes les méthodes. Les erreurs d'alignement autour des axes X et Z des repères anatomiques ${}^m\theta_x^s$ et ${}^m\theta_z^s$ ont finalement été calculées de la manière suivante :

$${}^S\theta_x^s = {}^M\theta_x^s = {}^C\theta_x^s = \tan^{-1} \left(\frac{-{}^{SU}\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{Z}_{BS_IMU}^s}{{}^{SU}\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s} \right) \quad (48)$$

$${}^S\theta_z^s = {}^M\theta_z^s = {}^C\theta_z^s = \sin^{-1} ({}^{SU}\mathbf{Y}_{BS_IMU}^s \cdot {}^A\mathbf{X}_{BS_IMU}^s) \quad (49)$$

2.6.2 Justesse des angles articulaires 3D du genou

Les angles estimés pour le genou à partir des méthodes fonctionnelles ont été comparés aux angles de référence calculés à partir des repères anatomiques sur la base du système optoélectronique. Pour chaque méthode, la différence a été calculée comme la racine des erreurs quadratiques moyennes (RMSE) entre les courbes angulaires. Ainsi, pour chaque sujet, les erreurs RMS sont calculées pour chaque angle à partir des courbes de référence (${}^A\theta_x$, ${}^A\theta_y$, ${}^A\theta_z$) et des angles obtenus avec les méthodes fonctionnelles (${}^m\theta_x$, ${}^m\theta_y$, ${}^m\theta_z$).

2.6.3 Fidélité des axes segmentaires

L'évaluation du paramètre de fidélité est un élément important à considérer pour attester de la reproductibilité des tâches de calibration. La fidélité des tâches de calibration a donc été évaluée afin de fournir une indication aidant au choix des tâches à combiner en vue d'une procédure de calibration dédiée au mouvement de pédalage. Les sujets réalisant les tâches en autonomie (sans opérateur externe), seule la variabilité intra-individuelle a été quantifiée dans ce travail. Cette variabilité intra-individuelle a été examinée pour chaque tâche de calibration, ce paramètre traduisant la capacité à estimer le même axe lorsque le sujet répète la même tâche

de calibration. Pour une tâche donnée, et pour un segment corporel fixé s , la dispersion $\varepsilon_{t\grave{a}che}^s$ de l'axe segmentaire estimé a donc été quantifiée selon la méthode employée dans l'étude de DeVries et al. (de Vries et al., 2010) :

$$\varepsilon_{t\grave{a}che}^s = \frac{\sum_{i=1}^n \Delta v_{t\grave{a}che,i}^s}{n} \quad (50)$$

Où $\Delta v_{t\grave{a}che,i}^s$ est le plus petit angle entre les axes déterminés pour les n essais ($i = 1:n$) et l'orientation moyenne de ces axes sur les n essais et s'exprime de la manière suivante :

$$\Delta v_{t\grave{a}che,i}^s = \text{acos} \left(v_{t\grave{a}che,i}^s \cdot \frac{\sum_{j=1}^n v_{t\grave{a}che,j}^s}{n} \right), i = 1:n \quad (51)$$

Où n est le nombre de répétitions pour la tâche étudiée et $v_{t\grave{a}che,i}^s$ est le vecteur unitaire estimé pour une tâche de calibration et pour le segment « s » au cours de la $i^{\text{ème}}$ répétition. Par exemple, pour le tibia, quatre tâches pouvaient être évaluées : deux statiques (SU et LD) et deux dynamique (KFE et P). En considérant la tâche SU, le nombre d'essais (n) était de quatre.

2.7 Analyse statistique

Les statistiques descriptives, incluant la moyenne et l'écart type, ont été calculées pour chaque variable ${}^m\theta_{IMU-BS}^s$, ${}^m\theta_X^s$, ${}^m\theta_Y^s$, ${}^m\theta_Z^s$ ainsi que l'erreur RMS des angles 3D du genou. Ces statistiques sont calculées pour chaque participant comme une moyenne de toutes les répétitions avant d'être moyennées entre les participants. Pour chaque méthode et chaque variable, la normalité des distributions a été évaluée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. L'hypothèse d'homogénéité des variances a été vérifiée par l'intermédiaire du test de Levene. Dans le cas où les variances étaient hétérogènes, les méthodes étaient considérées comme ayant des variabilités inter-individuelles différentes. Une ANOVA de Welch a été utilisée pour comparer les moyennes entre les méthodes. Le test de Welch est réalisé pour des variances hétérogènes. Quand un effet significatif des méthodes est trouvé, des comparaisons par paires ont été réalisées en utilisant des comparaisons multiples avec une correction de Bonferroni. Le niveau de significativité a été défini à 5% pour tous les tests statistiques. L'analyse statistique a été réalisée avec le langage R (R Core Development Team, 2013).

3. Résultats

3.1 Justesse de l'orientation segmentaire

La Figure 37 représente un résultat typique pour un participant concernant l'orientation des repères technique pour la cuisse et le tibia par rapport aux repères anatomiques. Les erreurs moyennes et leurs écarts types qui représentent les différences entre le repère anatomique et les repères techniques sont renseignés dans le Tableau 5. Les différences entre les méthodes sont

reportées seulement pour l'angle total et pour l'erreur autour de l'axe Y du repère anatomique. La construction des matrices de calibration implique que les erreurs d'alignement autour des axes X et Z sont constantes entre les méthodes. En effet, les matrices de calibration fonctionnelles partagent le même axe longitudinal obtenu à partir de la tâche SU. Les différences entre les méthodes sont donc attribuées uniquement aux rotations autour de l'axe Y.

Aucune différence n'est quantifiée entre les méthodes statique et mixte par rapport à l'orientation de référence, ni pour la cuisse ($p=0.78$) ni pour le tibia ($p=0.11$). La méthode Cyclisme ne montre pas de différence significative pour le tibia quand elle est comparée à la méthode statique ($p=0.07$) ou la méthode mixte ($p=0.45$). En revanche, une erreur significativement différente est observée pour la méthode Cyclisme ($10.9\pm 1.6^\circ$) en comparaison à la méthode statique ($20.0\pm 6.6^\circ$, $p=0.003$) et à la méthode mixte ($17.4\pm 8.4^\circ$, $p=0.001$).

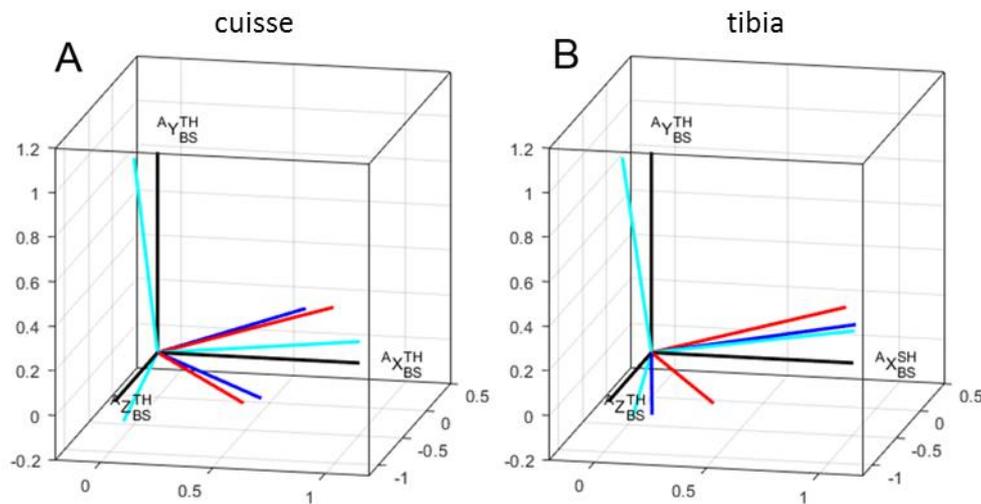


Figure 37 : Un exemple typique des résultats pour un participant à propos de l'orientation des repères techniques pour la cuisse (A) et le tibia (B) par rapport aux repères anatomiques correspondants. Méthode statique (rouge) ; méthode mixte (bleue) ; méthode Cyclisme (cyan) ; méthode anatomique (noir).

Aucune différence n'a été quantifiée autour de l'axe Y entre les méthodes statiques et mixtes, ni pour la cuisse ($p = 0.74$), ni pour le tibia ($p = 0.11$). La méthode Cyclisme ne montre pas de différence le long de l'axe Y pour le tibia quand elle est comparée à la méthode statique ($p = 0.09$) ou à la méthode mixte ($p = 0.55$). Pourtant, des erreurs significativement inférieures sont obtenues concernant la cuisse pour la méthode Cyclisme ($-1.7\pm 2.3^\circ$) en comparaison à la méthode statique ($-16.2\pm 8.9^\circ$, $p<0.001$) et à la méthode mixte ($-19.1\pm 9.3^\circ$, $p< 0.001$).

Tableau 5 : Différences moyennes des orientations segmentaires entre les repères anatomiques et les repères techniques. Les différences sont exprimées comme un angle minimal pour la cuisse et le tibia. Les différences sont aussi exprimées sous la forme d'angles d'Euler autour de l'axe antéro-postérieur (X), l'axe longitudinal (Y) et l'axe medio-latéral (Z) pour la cuisse et le tibia. ** indique une différence significative avec $p < 0.01$

Segment	Angle	Erreur d'orientation par méthode (deg)			p		
		Statique	Mixte	Cyclisme	S vs. M	S vs. C	M vs. C
Cuisse	TOTAL	20.0 ± 6.6	22.2 ± 7.9	10.9 ± 1.6	0.78	0.003	0.001
	autour de X	-2.6 ± 2.2	-2.6 ± 2.2	-2.6 ± 2.2	n/a	n/a	n/a
	autour de Y	-16.2 ± 8.9	-19.1 ± 9.3	-1.7 ± 2.3	0.74	< 0.001	< 0.001
	autour de Z	-8.9 ± 2.1	-8.9 ± 2.1	-8.9 ± 2.1	n/a	n/a	n/a
Tibia	TOTAL	17.4 ± 8.4	13.4 ± 3.5	11.8 ± 2.8	0.110	0.069	0.449
	autour de X	-4.6 ± 2.2	-4.6 ± 2.2	-4.6 ± 2.2	n/a	n/a	n/a
	autour de Y	-14.4 ± 9.8	-10.0 ± 4.3	-8.1 ± 2.5	0.152	0.548	0.089
	autour de Z	-5.9 ± 2.4	-5.9 ± 2.4	-5.9 ± 2.4	n/a	n/a	n/a

3.2 Effets des méthodes de calibration sur les angles articulaires 3D du genou

La Figure 38 présente les angles articulaires 3D moyens pour le genou sur l'ensemble des sujets et pour toutes les méthodes. Concernant l'influence des méthodes de calibrations sur les différences en termes de valeurs d'angles 3D au genou (Tableau 6), aucun effet n'est mis en évidence pour les angles de flexion/extension en termes d'erreurs RMS. Concernant l'abduction/adduction, la comparaison multiple montre que l'erreur est significativement plus faible pour la méthode Cyclisme en comparaison à la méthode statique ($11.2 \pm 6.6^\circ$ vs. $5.9 \pm 2.9^\circ$, $p < 0.05$). Concernant la rotation interne/externe, la méthode Cyclisme présente des erreurs significativement inférieures ($6.9 \pm 1.9^\circ$) en comparaison à la méthode statique ($15.4 \pm 5.4^\circ$, $p < 0.001$) et à la méthode mixte ($18.8 \pm 8.0^\circ$, $p < 0.01$).

Tableau 6 : Erreurs RMS pour l'articulation du genou en fonction des différentes méthodes de calibration en comparaison aux angles de référence obtenus avec le système optoélectronique et les conventions ISB.

DDL	Erreur RMS pour les angles du genou et toutes les méthodes (deg)			<i>p</i>		
	Static	Mixed	Cyclisme	S vs. M	S vs. C	M vs. C
Flexion/Extension	4.79 ± 3.03	3.65 ± 2.23	3.74 ± 2.99	0.38	0.82	1
Abduction/Adduction	11.18 ± 6.62	7.51 ± 4.13	5.92 ± 2.85	0.062	0.035	0.346
Rotation Interne/Externe	15.37 ± 5.38	18.80 ± 8.05	6.65 ± 1.94	0.357	< 0.001	< 0.001

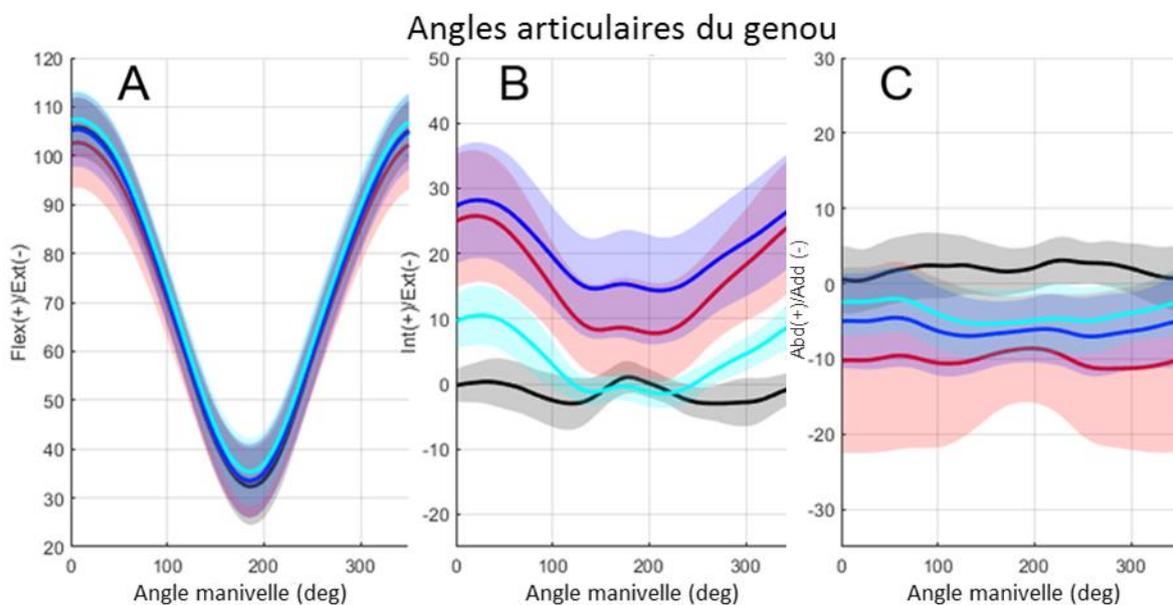


Figure 38 : Moyennes et écarts types des angles 3D du genou pour l'ensemble des sujets et pour toutes les méthodes. (A : flexion/extension ; B : rotation interne/externe ; C : abduction/adduction). Méthode statique (rouge) ; méthode mixte (bleue) ; méthode Cyclisme (cyan) ; méthode anatomique (noir).

3.3 Dispersion des axes segmentaires

La dispersion intra-individuelle des axes segmentaires a été moyennée sur l'ensemble des sujets et est présentée pour la cuisse et le tibia dans le Tableau 7.

Pour la cuisse, l'analyse statistique montre une différence pour les tâches LD, AA, et P (3.81-4.87°) avec la tâche SU (1.39°). Les axes dans le plan transverse (axe antéro-postérieur ou medio-latéral) semblent plus difficiles à estimer avec une faible dispersion. Les résultats du test d'homogénéité des variances (test de Levene) montrent une homogénéité entre les tâches ($p > 0.2$) même si la tâche SU est la seule dont l'écart type de la dispersion est inférieur à 1°.

Pour le tibia, seule la tâche LD ($4.33 \pm 1.66^\circ$) présente des différences avec les autres tâches SU et P ($1.21-2.14^\circ$). Pour l'estimation d'un axe dans le plan transverse du segment, les résultats montrent clairement que la tâche LD a une dispersion largement supérieure aux autres tâches. Le test de Levene montre une distribution homogène ($p > 0.09$) même si la tâche SU est la seule tâche avec un écart type de la dispersion inférieur à 1° (respectivement 0.56°).

Tableau 7 : Dispersion des axes de la cuisse et le tibia. * montre une différence lors des comparaisons multiples (PostHoc) avec la méthode SU. ** montre une différence lors des comparaisons multiples avec la méthode LD.

Tâche	Moyenne	Ecart type	PostHoc
Cuisse			
SU	1.39	0.81	
LD	4.63	1.96	*
HAA	4.87	2.07	*
P	3.81	2.38	*
Tibia			
SU	1.21	0.56	**
LD	4.33	1.66	
KFE	2.24	1.11	**
P	2.14	1.12	**

Plus généralement la dispersion des tâches est moins importante pour le tibia ou seule la tâche LD a une dispersion moyenne supérieure à 2.5° . A l'inverse, pour la cuisse, seule la tâche SU a une dispersion moyenne inférieure à 2.5° .

4. Discussion

Cette étude avait pour objectif de mettre en place et d'évaluer une nouvelle procédure de calibration utilisant des centrales inertielles pour l'analyse du mouvement de pédalage. Etant donné l'importance de l'articulation du genou et sa contribution à la performance en cyclisme, la méthode de calibration mise en place dans cette étude avait pour objectif d'estimer les angles articulaires au niveau du genou en vue d'une utilisation en conditions *in situ*. Cette étude s'est basée sur des centrales IMUs à 6 DDL dans la mesure où le cadre du vélo, ses équipements, mais aussi les conditions d'exercice (conditions extérieures, présence potentielle de sources ferromagnétiques dans l'environnement) peuvent induire un champ magnétique instable, rendant délicat l'utilisation du magnétomètre (Cockcroft, 2011). Afin de rendre la procédure de calibration utilisable en routine par des sportifs, les tâches de calibrations avaient pour contrainte d'être réalisables en autonomie, sans l'aide d'un opérateur externe et sans dispositif additionnel. L'objectif était donc de définir une méthode de calibration applicable sur le terrain, sans demander aux utilisateurs une formation ou des compétences particulières.

L'estimation de repères segmentaires à partir de centrales inertielles sans magnétomètre nécessite au moins deux tâches de calibration pour définir les axes segmentaires dans le repère local de la centrale. Une hypothèse posée dans ce travail est que la méthode qui combine la posture SU et le mouvement de pédalage améliore la justesse des angles 3D du genou durant le mouvement de pédalage.

Dans cette perspective, nous avons comparé plusieurs méthodes de calibration qui combinent des tâches fonctionnelles conventionnelles, notamment utilisées pour l'analyse de la marche. La justesse et la fidélité de l'orientation des repères segmentaires techniques ainsi que la justesse des angles au genou sont évaluées par rapport à une méthode de référence utilisant un modèle ISB et des marqueurs anatomiques.

4.1 Différences entre les méthodes – Comparaison à la littérature

En comparaison aux méthodes statiques et mixtes, la méthode Cyclisme ne montrait pas de différence en termes d'orientation globale pour le tibia mais présentait une erreur significativement inférieure pour la cuisse. La comparaison de la justesse de nos méthodes de calibration à d'autres travaux n'était pas simple étant donné le nombre réduit d'études s'intéressant aux orientations des repères segmentaires pour les membres inférieurs. La justesse de l'orientation des axes segmentaires au moyen de centrales inertielles a déjà été évaluée pour les membres supérieurs (de Vries et al., 2010), les membres inférieurs (Fradet et al., 2017) ou pour les deux membres (Robert-Lachaine et al., 2017a). Concernant l'orientation des segments inférieurs, il a été démontré que l'erreur pouvait varier de 4° à 11° (de Vries et al., 2010; Fradet et al., 2017). Récemment, Robert Lachaine et al., (Robert-Lachaine et al., 2017a) ont rapporté des erreurs autour de l'axe longitudinal proches de 5° aussi bien pour la cuisse que pour le tibia en se basant sur une tâche calibration statique (posture T ou N) avec des centrales inertielles incluant le magnétomètre. Pour la méthode Cyclisme, nos résultats ont mis en évidence une erreur inférieure à 2° autour de l'axe longitudinal pour la cuisse et inférieure à 10° pour le tibia. Ces valeurs sont en accord avec celles obtenues dans la littérature sur la marche (Brennan et al., 2011). Toutefois, les erreurs autour de l'axe longitudinal concernant la tâche statique étaient proches de 15° à la fois pour la cuisse et le tibia. Ces erreurs sont en dehors de la gamme de valeurs d'erreurs située entre 5° et 15° précédemment rapportée dans la littérature (Robert-Lachaine et al., 2017b). Concernant la méthode mixte, les erreurs relatives à l'axe longitudinal étaient de 19.1° pour la cuisse et 10.0° pour le tibia. Ces erreurs sont supérieures à celles présentées dans l'étude de (de Vries et al., 2010) pour laquelle l'erreur variait entre 4.0° et 17°. Bien que cette dernière étude s'intéresse aux membres supérieurs, elle est l'une des rares qui s'est intéressée à l'erreur lié au désalignement « centrale à segment » en termes d'orientations des vecteurs de base au cours de tâches de calibration dynamiques.

En outre, comme des perturbations de l'orientation segmentaire peuvent affecter la justesse des angles articulaires (Brennan et al., 2011), les effets de chaque procédure de calibration sur l'angle articulaire du genou ont été testées au cours du mouvement de pédalage. Concernant l'angle de flexion/extension, la présente étude a mis en évidence des erreurs RMS dans une gamme située entre $3.74 \pm 2.99^\circ$ pour la méthode Cyclisme et $4.79 \pm 3.03^\circ$ pour la méthode statique. Ces résultats sont en accord avec de nombreuses études qui présentent des erreurs situées entre 5° et 10° pour la marche (Leardini et al., 2014; Takeda et al., 2009). Nos résultats ont montré des erreurs inférieures à celles précédemment quantifiées en cyclisme avec des erreurs moyennes de 6.41° (Marin-Perianu et al., 2013). Concernant les autres degrés de liberté, les erreurs étaient plus importantes et pouvaient varier de 5.92° à 11.1° pour l'abduction/adduction et de 6.65° à 18.80° pour la rotation interne/externe. Les erreurs calculées dans notre étude concernant l'abduction/adduction étaient proches de celles rapportées dans la littérature sur la marche (Favre et al., 2009) (4.0-6.3°). Cependant, les erreurs concernant la rotation interne/externe étaient plus grandes que celles obtenues dans (Favre et al., 2009) à

l'exception de la méthode de calibration Cyclisme qui présente une erreur significativement inférieure pour la rotation interne/externe ($6.65 \pm 1.94^\circ$) en comparaison aux méthodes statique ($15.37 \pm 5.38^\circ$) et mixte ($18.80 \pm 8.05^\circ$). De plus, la méthode Cyclisme réduit significativement l'erreur d'abduction/adduction en comparaison à la méthode statique ($5.92 \pm 2.85^\circ$ contre $11.18 \pm 6.62^\circ$).

Alors que la méthode Cyclisme réduit clairement l'erreur pour le segment de la cuisse, les erreurs liées à l'offset autour de l'axe Y du tibia n'étaient pas significativement différentes entre les méthodes. Même si la méthode Cyclisme présentait les erreurs les plus faibles, les différences entre les méthodes n'étaient pas significatives. En effet, les erreurs pour le tibia étaient similaires à celles obtenues pour la cuisse pour la méthode statique (-16.2° pour la cuisse et -14.4° pour le tibia). Des erreurs similaires ont été précédemment mises en évidence pour la cuisse et le tibia dans une gamme d'erreurs comprises entre 5° à 12° en utilisant une seule posture de calibration (Robert-Lachaine et al., 2017b). Concernant la méthode mixte, une erreur plus faible a été obtenue pour le tibia (-10°) en comparaison à la cuisse (-19°).

4.2 Variabilité des tâches de calibration

Les différences entre les méthodes peuvent trouver leurs origines dans divers paramètres tels que le type de tâches effectuées (et leur combinaison), la posture adoptée au cours de ces tâches, la réalisation autonome ou passive de chaque tâche ou la capacité à isoler certains degrés de liberté articulaires.

Etant donné que l'analyse de l'erreur d'orientation des repères segmentaires a mis en évidence des différences entre les méthodes seulement pour la cuisse, les différences potentielles concernant les angles du genou pourraient essentiellement être attribuées à l'orientation estimée de la cuisse. Les erreurs liées à la cuisse pourraient *a priori* être expliquées par la manière dont les tâches sont combinées les unes avec les autres. En effet, chaque méthode utilise la posture debout qui permet l'identification de l'axe longitudinal du segment corporel. Cette identification est basée sur une connaissance *a priori* de l'orientation verticale des segments corporels des membres inférieurs au cours d'une telle posture. En effet, lors de la tâche SU, chaque participant a maintenu une posture légèrement différente d'un sujet à l'autre, ce qui peut avoir induit une inclinaison des axes anatomiques des segments par rapport à l'axe vertical, ce qui est associé à la variabilité inter-sujets (Palermo et al., 2014). Ainsi, pour chaque sujet, un décalage individuel entre les repères anatomique et technique est induit, ce dernier étant conservé pour chaque méthode de calibration. Par conséquent, les différences entre les méthodes peuvent principalement être attribuées à l'estimation des autres axes segmentaires.

Des études antérieures ont montré que le placement autonome du participant (par opposition au placement passif) pouvait diminuer la justesse de la méthode de calibration (Robert-Lachaine et al., 2017b). Ce constat peut expliquer en partie pourquoi des erreurs plus importantes ont été observées dans notre étude. Plus spécifiquement, la tâche LD utilisée dans la méthode statique de la présente étude, qui est similaire à la tâche proposée dans (Palermo et al., 2014), peut être une posture potentiellement difficile à effectuer correctement. Comme souligné précédemment dans (Robert-Lachaine et al., 2017b), ceci pourrait expliquer en partie les différences entre leurs résultats (Robert-Lachaine et al., 2017b) et ceux de notre méthode statique. Dans une telle méthode, l'axe antéropostérieur de la cuisse était estimé par la tâche LD. Ainsi, malgré les instructions verbales de maintenir le pied en position verticale, une variabilité interindividuelle a pu avoir eu une incidence sur l'estimation de l'axe des X.

Les méthodes fonctionnelles utilisées dans ce travail pouvaient également être affectées par l'exécution des tâches de calibration, soit vis-à-vis de la capacité à isoler un axe de rotation

pur soit vis-à-vis de la contrainte de réalisation en autonomie des tâches (Besier et al., 2003; Marin et al., 2003). Pour la méthode mixte, l'axe antéro-postérieur (X) de la cuisse était estimé par le mouvement d'abduction / adduction de la hanche. Une imprécision dans l'identification de l'axe antéropostérieur de la cuisse pourrait résulter de la capacité du sujet à isoler cet axe dans un mouvement d'abduction pure. En effet, l'incapacité d'effectuer un mouvement mono-axial parfait a été mis en évidence dans (Ricci et al., 2014). Une telle difficulté peut être amplifiée pour l'abduction / adduction de la hanche, qui dans notre cas nécessite aussi une élévation latérale de la cuisse dans une posture unipodale. Comme mentionné dans (Bouvier et al., 2015), il peut être difficile pour les sujets de réaliser un mouvement de rotation « pure » lors d'une tâche de calibration. En se basant uniquement sur les instructions fournies au sujet, l'abduction / adduction de la hanche pouvait associer une légère et involontaire rotation externe de la hanche. En effet, même si le mouvement se produisait principalement dans le plan frontal, l'élévation latérale de la cuisse pourrait impliquer une combinaison de différentes rotations impliquant l'articulation fémoro-acétabulaire ipsi- et controlatérale (Kapandji, 1987). Malgré cela, Favre et al. (Favre et al., 2009) ont été les premiers à utiliser l'abduction/adduction de hanche comme une tâche de calibration et d'autres études la réutilisent pour des mesures appliquées au terrain (Chardonens et al., 2013). Récemment, Fradet et al. (Fradet et al., 2017) ont évalué la justesse de l'orientation de l'axe X de la cuisse. Leurs résultats ont rapporté une erreur supérieure à 25° avec la tâche HAA en comparaison à la méthode de référence SARA (Ehrig et al., 2007). Afin de réduire les erreurs résultant de l'estimation de l'axe X de la cuisse avec une tâche dédiée, une autre solution consisterait à estimer l'axe Z à l'aide d'une tâche de calibration spécifique impliquant l'articulation du genou dans une tâche fonctionnelle.

Ainsi, bien que le mouvement du genou soit dominé par la rotation autour de l'axe de flexion / extension, il se produit également des mouvements autour des axes secondaires, ce qui a amené certains auteurs à utiliser des mouvements de calibration passifs de flexion-extension du genou dans une plage minimisant les mouvements latéraux (Blankevoort et al., 1988; Favre et al., 2009; Moglo and Shirazi-Adl, 2005). Généralement, une telle tâche nécessite l'intervention d'un opérateur externe, ce qui ne correspondait au cahier des charges fixé de cette étude par lequel les tâches de calibration devaient être réalisables en autonomie. Une autre solution pour éliminer l'influence négative des mouvements autour des axes secondaires (rotations internes / externes, par exemple) consiste à prendre en compte des modèles cinématiques sous contraintes (Küderle et al., 2018; Laidig et al., 2017; Olsson et al., 2019; Seel et al., 2014). Il est raisonnable de croire que le mouvement de pédalage rend possible l'exécution du mouvement du genou dans un plan purement sagittal, et qu'il permet de limiter l'amplitude de mouvement de flexion-extension du genou sans l'aide d'un opérateur. Dans cette philosophie, le mouvement de pédalage correspond à un mouvement en chaîne cinématique fermée principalement dans le plan sagittal. Pour cette tâche, on peut donc raisonnablement supposer que l'articulation du genou est une articulation charnière « pure » autour de l'axe de flexion-extension, étant donné que moins d'écart latéraux sont possibles dans les plans frontal et horizontal sachant que d'après la littérature ces derniers n'excèdent pas 13,1° lors d'un mouvement de pédalage (Pouliquen et al., 2018). Par conséquent, la nouvelle procédure de calibration proposée dans cet article a permis d'estimer l'axe médio-latéral de la cuisse à partir d'une tâche de pédalage. Bien que l'estimation de l'axe du genou à partir de la moyenne du vecteur de la vitesse angulaire puisse engendrer certaines imprécisions concernant les tâches de calibration dynamiques (l'écart type de l'orientation du vecteur de vitesse angulaire étant proche de 19° pour la méthode Cyclisme), il convient de noter que la méthode Cyclisme améliore la justesse des angles articulaires du genou. En effet, cette méthode réduit de manière significative l'erreur autour de l'axe longitudinal de la cuisse, alors qu'aucune différence n'a été constatée pour l'angle de flexion / extension du genou, quelle que soit la méthode de

calibration. Un tel constat a déjà été mis en évidence lors de l'analyse de la marche, montrant que l'angle de flexion-extension semble être robuste aux perturbations du repère segmentaire de la cuisse (Brennan et al., 2011). Nos résultats ont montré que les erreurs autour de l'axe longitudinal de la cuisse étaient principalement propagées sur la rotation interne / externe, mais dans une moindre mesure sur l'angle d'abduction / adduction lors d'un mouvement de pédalage. Des conclusions similaires ont été précédemment observées en analyse de la marche (Brennan et al., 2011) et ont montré qu'une faible erreur autour de l'axe Y pouvait induire des erreurs plus importantes en termes de rotation interne / externe et des erreurs modérées sur l'angle d'abduction / adduction.

4.3 Critique de la dispersion des axes segmentaires

Comme indiqué dans Bouvier et al. (Bouvier et al., 2015), la fidélité (reproductibilité) apparaît souvent négligée par rapport au paramètre de justesse (proche d'une référence) au sein de la littérature scientifique alors même qu'elle apparaît comme un critère de validation majeur, aucune confiance ne pouvant être accordée à une méthode de calibration non reproductible. Il est par ailleurs à noter que la fidélité n'est en aucun cas dépendante des données de référence, ce qui la rend moins sujette à discussion.

La fidélité peut se définir par une bonne reproductibilité aussi bien intra-individuelle qu'inter-individuelle. Cette source d'erreur intrinsèque est mise en évidence dans l'article de Schwartz et al. (Schwartz et al., 2004). Dans notre étude, l'erreur liée à la variabilité intra-individuelle a été calculée comme la dispersion des axes estimés entre les répétitions. Peu d'études ont analysé la dispersion des axes segmentaires. L'étude de (de Vries et al., 2010) constitue une référence dans ce domaine, bien qu'elle se soit focalisée sur le membre supérieur. En effet, ces auteurs ont exploré la dispersion intra-individuelle pour différentes tâches de calibrations statiques et dynamiques. La dispersion de plusieurs tâches était évaluée pour les segments du thorax, de l'humérus, de l'avant-bras et de la main. Dans notre étude, la tâche SU peut être comparée aux tâches statiques des membres supérieurs décrite dans l'étude de (de Vries et al., 2010). Le segment possédant la plus faible dispersion était l'humérus (dispersion de $2.0^{\circ} \pm 0.5^{\circ}$) alors que la main était caractérisée par la plus grande dispersion ($6.6 \pm 2.8^{\circ}$). Nos résultats présentent des dispersions sensiblement plus faibles pour la cuisse ($1.39 \pm 0.81^{\circ}$) et pour le tibia ($1.21 \pm 0.56^{\circ}$). Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que généralement, la variabilité intra-individuelle mesurée par la dispersion est plus élevée pour le membre supérieur en comparaison aux membres inférieurs. Ce constat se retrouve dans l'étude de (Robert-Lachaine et al., 2017b) qui évalue les variabilités des tâches de calibration pour différents segments corporels et observe que la variabilité est plus importante pour les membres supérieurs que pour la cuisse et le tibia. En dehors de la tâche SU, nos résultats montrent que la tâche LD, correspondant à une posture statique comme pour la tâche SU, présente une dispersion plus importante pour la cuisse ($4.63 \pm 2.96^{\circ}$) et pour le tibia ($4.33 \pm 1.66^{\circ}$). Le même résultat est observé par (Palermo et al., 2014) qui utilisent également la tâche LD et suggèrent que la position du pied en position allongée peut entraîner une variabilité intra-individuelle importante.

La condition de réalisation de la tâche (en autonomie ou de manière passive) est également un élément pouvant affecter la dispersion de nos résultats. Ainsi, dans le protocole « Outwalk », la tâche dynamique KFE est utilisée dans un premier temps pour estimer l'axe medio-latéral du tibia. Ce protocole s'adresse à des populations saines et pathologiques (Van Den Noort et al., 2013). Quand un sujet pathologique ne peut pas réaliser la tâche KFE, le protocole prévoit une tâche de calibration de substitution. Le patient est alors placé passivement par un opérateur dans une position statique allongée. L'étude de (de Vries et al., 2010) s'intéresse aussi à la dispersion de tâches dynamiques et rapporte des dispersions qui varient de

$1.2 \pm 0.4^\circ$ pour le mouvement de prono-supination de l'avant-bras à $5.5 \pm 1.4^\circ$ pour l'abduction de poignet. Les résultats de notre étude s'inscrivent pleinement dans cette amplitude dont les tâches conventionnelles ont une dispersion de $4.87 \pm 2.07^\circ$ pour la tâche HAA et $2.24 \pm 1.11^\circ$ pour la tâche KFE. La tâche de pédalage introduite dans cette étude présente des résultats similaires ($3.81 \pm 2.38^\circ$ pour la cuisse et $2.14 \pm 1.12^\circ$ pour le tibia).

Pour la cuisse, la tâche P (pédalage) donne des résultats de dispersion similaires aux méthodes conventionnelles. En revanche, pour le tibia, la tâche LD est à proscrire car la dispersion qui lui est associée est plus importante. L'avantage de la tâche P est qu'elle n'impose pas au sujet d'effectuer une tâche supplémentaire, la calibration pouvant être réalisée directement à partir de la mesure du mouvement. Pour la tâche P, il est à noter que la dispersion reste acceptable malgré différentes cadences testées dans ce protocole.

Enfin, l'effet de la puissance sur les résultats de dispersion constitue également un élément de discussion. Les sujets devaient en effet réaliser la tâche de pédalage avec une faible intensité ($< 100\text{W}$). Il est possible qu'une augmentation de la puissance de pédalage puisse altérer la dispersion des axes estimés par les différentes tâches de calibration. En effet, des travaux antérieurs ont montré que la puissance affecte la cinématique du mouvement de pédalage en particulier hors du plan sagittal (Pouliquen et al., 2018), et que les méthodes fonctionnelles sont sensibles à la charge appliquée (Favre et al., 2009; Mannel et al., 2004; Marin et al., 2003). La faible intensité testée dans ce travail pour nos tâches de calibration pourrait donc impacter les résultats de dispersion pour des tâches de pédalage réalisées à intensités supérieures.

En conclusion de cette section, on peut noter que la combinaison des deux tâches SU (debout) et P (pédalage) qui constituent la méthode Cyclisme, permettent de réaliser un très bon compromis en termes de dispersion. En effet, pour les deux segments de la cuisse et du tibia, la tâche SU est celle qui induit la dispersion la plus faible de toutes les tâches. La tâche P est celle qui présente, pour les deux segments de la cuisse et du tibia, les résultats de dispersion également les plus faibles juste après la tâche SU. Ceci rend donc la méthode Cyclisme particulièrement intéressante en termes de performances métrologiques.

4.4 Limites et perspectives

Une limite de cette étude réside dans le fait que l'analyse s'est principalement concentrée sur la justesse de l'orientation du segment corporel et des angles articulaires du genou. La fidélité n'a été évaluée qu'au travers de la variabilité intra-individuelle concernant l'estimation des axes segmentaires. Par conséquent, les investigations ultérieures devraient se concentrer sur la variabilité interindividuelle en tant que problématique importante pour une capture de mouvement basée sur les centrales dans un contexte de mesure autonome.

Étant donné que l'intensité de l'effort est réputée pour affecter le schéma de pédalage (Bini et al., 2010; Pouliquen et al., 2018), il est concevable que l'intensité de pédalage puisse avoir une incidence sur l'estimation de l'orientation des axes segmentaires. Les travaux antérieurs ont déjà montré que les méthodes fonctionnelles telles que la flexion / extension du genou sont sensibles à la charge appliquée à l'articulation (Favre et al., 2009; Mannel et al., 2004; Marin et al., 2003). Ainsi, une tâche de calibration fonctionnelle basée sur le mouvement de pédalage, permettant un mouvement dans un plan sagittal avec une intensité contrôlée et une cadence imposée, peut engendrer moins d'erreurs d'orientation segmentaire en comparaison à des tâches fonctionnelles impliquant un segment distal se déplaçant librement sans résistance externe.

En outre, il convient de garder à l'esprit que les artefacts des tissus mous (STA) sont une source d'erreur potentielle commune aux systèmes de capture de mouvement optoélectronique ou aux centrales inertielles. Cependant, cela peut avoir un effet différent sur l'évaluation de l'orientation segmentaire ou sur l'estimation des angles articulaires du genou. Concernant la capture de mouvement optoélectronique appliquée au cyclisme, une précédente étude (Cappello et al., 1997) utilise une méthode de calibration statique utilisant les postures aux points morts hauts et bas, associées à des angles extrêmes de flexion/extension de la hanche. Ces auteurs démontrent que l'erreur d'orientation de la cuisse est diminuée de plus de 5° entre ces deux positions de pédale, suggérant les STA comme un facteur d'influence. En ce qui concerne la capture de mouvement basée sur les centrales, on peut émettre l'hypothèse selon laquelle les STA pourraient constituer une source d'erreur prédominante pour les tâches de calibration dynamique, ce qui peut réduire la justesse de la méthode mixte. Cependant, à notre connaissance, à l'exception d'un article (Cockcroft et al., 2014), aucune étude n'a examiné les effets des STA sur les tâches de calibration dynamique basées à la fois sur les systèmes optoélectroniques et IMU, ce qui pourrait être une perspective intéressante à explorer. Par conséquent, on peut se demander si les erreurs les plus faibles rapportées pour la tâche de pédalage sont dues à des STA inférieurs lorsqu'on effectue des mouvements dans le plan sagittal. Une autre limite réside dans l'effet du placement des marqueurs qui peut induire des erreurs sur les angles articulaires de référence puisque une petite erreur dans l'emplacement des marqueurs peut induire des erreurs notables sur la cinématique de l'articulation du genou, en particulier dans les plans frontal et transversal (Ferrari et al., 2008; Leardini et al., 2005).

Enfin, il est important de garder à l'esprit qu'un biais systématique (potentiellement induisant un offset) est attendu lorsque l'on compare les angles articulaires basés sur les centrales et les angles articulaires calculés avec le système optoélectronique et basés sur des repères osseux palpables. Les sources de ce biais potentiel peuvent provenir des différences de technologies et de constructions des systèmes de coordonnées segmentaires (Al-Amri et al., 2018; Bouvier et al., 2015; Palermo et al., 2014; Zhang et al., 2013). Pour pallier à cette limite, la combinaison de systèmes de coordonnées segmentaires basés sur des repères palpables et de dispositifs de pointage avec des centrales pourrait être une alternative intéressante (Picerno et al., 2008), mais ce type de solution ne répond pas au critère d'autonomie requis dans notre étude en vue d'une utilisation aisée sur le terrain.

Les principales perspectives de ce travail concernent les mesures de longue durée et l'applicabilité de notre méthode sur le terrain. En ce qui concerne le premier point, des améliorations concernant le choix et les ajustements du filtre complémentaire pourraient être utiles pour mieux contrôler la dérive de l'orientation de la centrale, ce qui est crucial pour l'analyse *in situ* et plus particulièrement pour les exercices prolongés en cyclisme. En ce qui concerne l'utilisation de la méthode Cyclisme hors du laboratoire, un autre point d'intérêt concerne l'orientation initiale de l'IMU durant des mesures en extérieur pour le cyclisme. Dans la perspective d'un processus de validation qui était l'objectif principal de cet article, une orientation initiale a été définie aussi proche que possible de l'orientation de référence obtenue à partir d'un système optoélectronique, comme cela est communément rapporté dans la littérature (Bergamini et al., 2014; Teufl et al., 2018). Cependant, une estimation initiale de l'orientation basée uniquement sur les données des centrales nécessiterait un algorithme de fusion spécifique (par exemple, un filtre de Kalman étendu) (Sabatini, 2011). Néanmoins, compte tenu de nos résultats et de notre volonté d'évaluer l'applicabilité de la méthode de calibration Cyclisme sur le terrain, des erreurs relatives aux amplitudes habituelles du mouvement de pédalage (80 ° pour la flexion / extension, 20 ° pour l'abduction / adduction et 23 ° pour la rotation interne / externe) étaient de 4,6% pour la flexion / extension, 29,5% pour l'abduction / adduction et 28,9% pour la rotation interne / externe, ce qui semble prometteur

pour les applications futures liées à l'analyse et à l'amélioration des performances en cyclisme sur route.

5. Conclusion

Cette étude contribue au développement d'une nouvelle méthode de calibration fonctionnelle dédiée à l'activité cyclisme. Cette méthode peut facilement être utilisée sur le terrain et de manière autonome. En utilisant cette méthode, les rotations tridimensionnelles du genou peuvent être estimées à l'aide d'une paire de centrales fixées sur la jambe et la cuisse. La justesse de cette méthode a été comparée aux méthodes de calibrations conventionnelles. Nos résultats ont démontré qu'une méthode de calibration basée sur la réalisation d'une tâche de pédalage combinée à une posture debout améliorerait considérablement la justesse des angles articulaires du genou en 3D lorsqu'elle était appliquée à l'analyse du cyclisme. En outre, la combinaison des deux tâches SU (debout) et P (pédalage) qui constituent la méthode Cyclisme, permet de réaliser un très bon compromis en termes de dispersion, ce qui rend notre méthode particulièrement intéressante en termes de performances métrologiques (fidélité et justesse).

6. Points clés du chapitre

- Les méthodes de calibration « centrale à segment » permettent d'exprimer des angles présentant une meilleure signification fonctionnelle qu'en l'absence de calibration.
- En l'absence d'une mesure du magnétomètre pour la centrale, la calibration « centrale à segment » nécessite de combiner au moins 2 tâches de calibrations pour identifier les axes segmentaires dans le repère de la centrale.
- La méthode Cyclisme ne nécessite qu'une tâche de calibration debout et une tâche de pédalage sur le vélo, et peut être réalisée en autonomie et sans dispositif externe.
- La méthode Cyclisme réduit significativement l'erreur sur les angles estimés, en particulier pour les angles hors du plan sagittal.
- La méthode Cyclisme est robuste aux variabilités intra individuelles.
- Cette méthode est donc particulièrement intéressante en termes de performances métrologiques (fidélité et justesse).

Chapitre 4

Méthodologie de détection des points morts à l'aide de centrales inertielles placées sur les membres inférieurs

1. Introduction

Le mouvement de pédalage est par définition cyclique. Les différentes variables biomécaniques (e.g., cinématique, dynamique, activité musculaire) décrivent un pattern qui évolue en fonction de l'angle des manivelles et au rythme de la cadence de pédalage. L'analyse de ces variables repose traditionnellement sur l'identification des cycles durant le mouvement de pédalage. Comme évoqué dans l'état de l'art, l'identification de ces cycles peut se faire à l'aide de différentes solutions (codeurs optiques, caméras optiques, capteurs aimantés etc.) dont certaines peuvent être coûteuses et inappropriées pour des évaluations *in situ*. Sur le terrain, ces identifications nécessitent l'utilisation de capteurs supplémentaires à ceux déjà utilisés pour l'analyse de mouvement du cycliste.

L'objectif de ce chapitre est de développer une méthode de caractérisation du cycle de pédalage au travers de l'identification des points morts hauts (PMH) et points morts bas (PMB). Plutôt que d'utiliser un capteur positionné sur le vélo, cette approche se base sur le réseau de capteurs inertiels placés sur les membres inférieurs du cycliste. De manière plus spécifique, les finalités de cette étude sont de déterminer, à partir de capteurs inertiels placés sur la cuisse, la jambe et le pied :

- Quel capteur (accéléromètre ou gyroscope) est le mieux adapté pour la détection des cycles de pédalage ?
- Quelle composante (longitudinale, antéro-postérieure ou médio-latérale) du signal dans le repère local du segment corporel est la plus pertinente vis-à-vis de cette détection ? Cette analyse sera réalisée en utilisant au préalable la méthode de calibration « Cyclisme » développée au chapitre 2.
- Quel segment corporel (cuisse, jambe, pied) doit être utilisé pour assurer une détection optimale ?
- Quel algorithme (règle de détection sur les signaux inertiels) se prête le mieux à l'identification des points morts ?

L'objectif de ce travail est d'évaluer l'erreur temporelle commise sur la détection des points morts via l'utilisation des centrales inertielles placées sur les segments corporels par rapport au système de référence optoélectronique. Une analyse qualitative basée sur le F1 score est également proposée et vise à évaluer la capacité des méthodes de segmentation à détecter tous les points morts et uniquement ces événements du cycle. Enfin, la sensibilité de la méthode aux conditions d'exercice (cadence, intensité) mais aussi à la dominance latérale, est évaluée.

2. Méthodologie

2.1 Population et protocole

L'étude développée dans ce chapitre concerne une population de 9 femmes cyclistes ou triathlètes de niveau régional ou national. La population présente un âge moyen de 33 ± 1 ans pour une taille de 165.9 ± 4.5 cm et un poids 60.7 ± 5.6 kg. Les sujets s'entraînent régulièrement en cyclisme à hauteur de 6 ± 3 heures par semaine.

Les mesures ont été réalisées au laboratoire M2S sur la plateforme ImmerMove. Chaque sujet réalisait une session de mesure composée de 9 essais qui combinaient de manière aléatoire 3 cadences (60rpm, 80rpm et 100rpm) et 3 intensités de pédalage (50%, 65%, 80% de la Fréquence Cardiaque de Réserve). Avant ces essais, l'ergomètre SRM Indoor Trainer version scientifique (Schoberer Rad Meßtechnik, Allemagne) a été ajusté de sorte à reproduire les dimensions personnelles du vélo de chaque cycliste. De plus, avant le premier essai, chaque sujet réalisait un échauffement standardisé de 10 minutes suivi par 2 minutes de récupération passive. L'intensité de l'effort était évaluée à l'aide d'un cardiofréquencemètre (Garmin HRM-Swim). Les paramètres de cadence et de fréquence cardiaque étaient monitorés sur le compteur SRM PowerControl 7, et permettait un feedback visuel pour l'athlète. Pour chaque essai, le sujet devait maintenir la cadence et l'intensité cible avec une tolérance de ± 5 rpm et ± 10 bpm. Les fréquences cardiaques cibles correspondent à des pourcentages de fréquences cardiaques de réserve (FCR) connues pour être mieux corrélées avec le pourcentage de $\dot{V}O_2\max$ que la fréquence cardiaque absolue (Wilmore et al., 1995). Ainsi, les 3 intensités sont définies comme : légère (50% FCR), faible (65% FCR) et modérée (80% FCR). Pour chaque sujet, la fréquence cardiaque de réserve est calculée avec la formule de Karvonen (She et al., 2013).

Pour chaque essai, l'enregistrement était réalisé sur 1 minute à partir de l'instant où la cadence et la fréquence cardiaque étaient stables. Entre chaque essai, une récupération active à faible intensité de 2 minutes était laissée au sujet.

2.2 Méthode de détection des points morts à partir du système optoélectronique

Six marqueurs étaient placés sur le vélo au début de la campagne de mesure : trois marqueurs sur l'ergomètre, un marqueur sur l'axe de rotation de chaque pédale ($p_{pédale}$) et un autre sur l'axe du pédalier ($p_{pédalier}$) (Figure 39). Après calibration du volume de capture, la trajectoire des marqueurs réfléchissant était enregistrée à l'aide du logiciel Nexus 2. Pour assurer l'alignement entre le repère global et le vélo, les trois marqueurs placés sur l'ergomètre ont été utilisés pour définir le repère MCS $[X_{MCS}, Y_{MCS}, Z_{MCS}]$ ce qui permettait de réduire l'analyse de l'angle de la manivelle en 2 dimensions dans le plan $Y_{MCS}Z_{MCS}$. L'angle de la manivelle était déterminé à partir de la position des marqueurs obtenus à l'aide d'un système optoélectronique composé de 16 caméras infra rouges (Vicon, Oxford Metrics, Inc., Oxford, UK), échantillonnées à 250Hz.

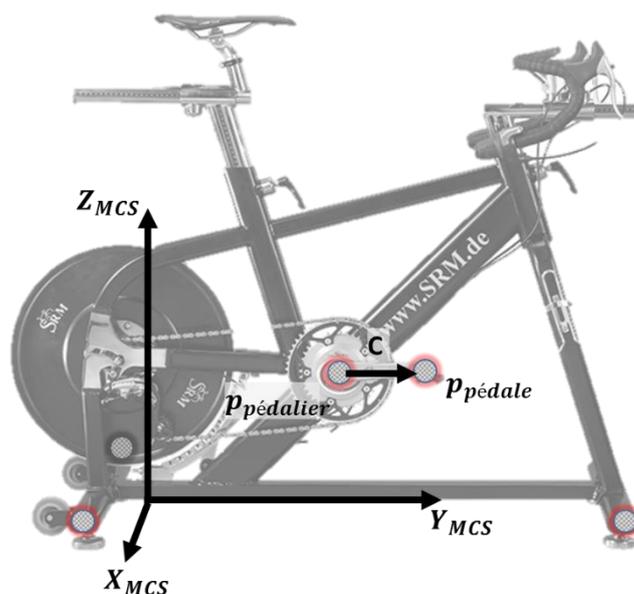


Figure 39 : Placement des marqueurs sur l'axe de la pédale ($p_{pédale}$) et sur l'axe du pédalier ($p_{pédalier}$). Définition du repère global du système optoélectronique (MCS) et du vecteur manivelle (C).

Dans ce travail, on définit les instants des points morts haut et bas comme étant respectivement les instants de position verticale maximale et minimale du marqueur positionné sur l'axe de la pédale.

2.3 Méthode de détection des points morts à partir des centrales inertielles

2.3.1 Système de mesure et capteurs de la centrale

Six centrales inertielles WaveTrack (Cometa, Milan, Italie) ont été placées sur les segments corporels (cuisse, tibia et pied), de manière bilatérale et symétrique (Figure 40). Ces centrales inertielles présentent des caractéristiques (centrales étanches, possibilité d'enregistrement local et communication Bluetooth, masse faible de 10g vs. 16g pour centrales Mtw Xsens, fréquence d'acquisition supérieure aux MTw (285Hz contre 70 Hz pour les centrales MTw Xsens) les rendant compatibles pour un usage en condition réelle de pratique.

Les données des différentes centrales étaient synchronisées et enregistrées par l'intermédiaire du logiciel EMG and Motion Tools (Cometa, Milan, Italie). Les données brutes de la centrale sont exprimées pour chaque segment (s) dans le repère local de la centrale ($CS_{IMU}^s = [X_{IMU}^s \ Y_{IMU}^s \ Z_{IMU}^s]$) pour l'accéléromètre et le gyroscope. Comme énoncé dans la revue de littérature, l'utilisation du magnétomètre peut être compromise par la variabilité du champ magnétique au voisinage du vélo ce qui nous a amené à ne pas exploiter ce capteur.

Dans cette étude, nous avons également utilisé un système de capture de mouvement optoélectronique (Vicon, Oxford Metrics, Inc., Oxford, UK) en utilisant le logiciel Nexus 2. Les deux systèmes étaient synchronisés à l'aide d'un trigger, le système optoélectronique étant utilisé comme système « maître » pour déclencher l'acquisition. A ce stade, les données brutes des différents capteurs de la centrale sont exprimées dans leurs propres systèmes de

coordonnées, et ne rendent pas compte de manière fiable des accélérations linéaires et des vitesses de rotations des segments corporels en raison du désalignement segmentaire.

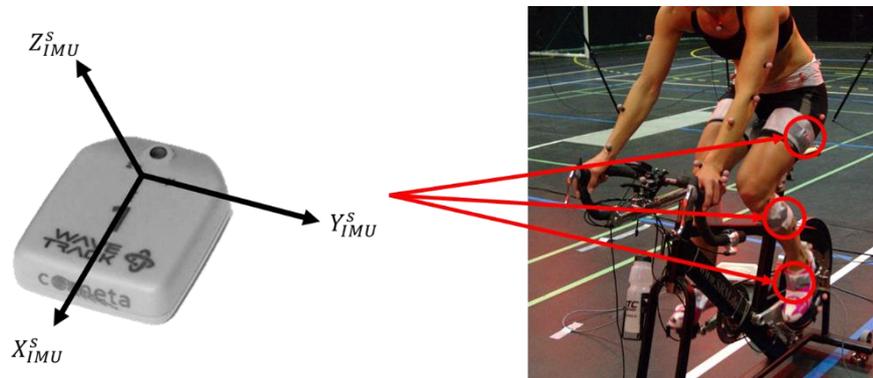


Figure 40 : Schéma du repère local associé au capteur et placement sur le sujet.

2.3.2 Placement des centrales

Les centrales inertielles ont été placées sur les segments corporels en utilisant des points anatomiques suivant la procédure suivante. Pour le segment « cuisse », la centrale était placée sur la face latérale à mi-distance de la ligne qui sépare le grand trochanter et le condyle fémoral latéral. L'axe Z était orienté vers l'extérieur du segment et l'axe X était dirigé vers le bas. Concernant le segment « tibia », la centrale était également placée sur la face latérale mais au tiers supérieur de la ligne séparant le plateau tibial de la malléole externe. L'axe Z était orienté vers l'extérieur du segment et l'axe X était orienté vers le bas. Concernant le segment « pied », la centrale était placée sur la face dorsale du pied. En position anatomique de référence, l'axe Z est orienté vers le haut et l'axe X est orienté vers l'avant du pied.

2.3.3 Calibration anatomique

Les données brutes sont initialement exprimées dans le système de coordonnées de la centrale. Chaque centrale n'étant pas parfaitement alignée avec l'axe segmentaire, les signaux doivent être ramenés dans un repère anatomique tel que décrit dans la norme ISB (Wu et al., 2002). La procédure de calibration décrite dans le Chapitre 3 permet d'exprimer les signaux dans un repère technique du segment ($CS_{BS}^s = [X_{BS}^s, Y_{BS}^s, Z_{BS}^s]$) proche du repère anatomique. La procédure de calibration utilisée dans cette étude est celle retenue dans le chapitre précédent et qui présente les résultats les plus satisfaisants en termes de justesse et de fidélité vis-à-vis des orientations segmentaires et des angles articulaires. Pour rappel, cette méthode de calibration « Cyclisme » utilise la tâche statique debout (en position neutre) et la tâche fonctionnelle dynamique de pédalage.

Ainsi, la tâche statique permet pour chaque segment de déterminer l'axe longitudinal segmentaire Y_{BS-IMU}^s . La tâche de pédalage est utilisée pour calculer l'axe Z_{BS-IMU}^s des segments (axe médio-latéral, dirigé vers la gauche du sujet). Le troisième axe - antéropostérieur - dirigé vers l'avant, correspond à l'axe X_{BS-IMU}^s et est calculé par produit vectoriel des deux précédents axes (équation (29)). L'orthogonalité de la matrice est ensuite assurée en recalculant l'axe Z_{BS-IMU}^s avec le produit vectoriel. La matrice de calibration est obtenue à partir de ces trois axes tel que :

$$\mathbf{R}_{BS-IMU}^s = [\mathbf{X}_{BS-IMU}^s \quad \mathbf{Y}_{BS-IMU}^s \quad \mathbf{Z}_{BS-IMU}^s] \quad (52)$$

Cette matrice peut être utilisée pour exprimer à chaque instant les signaux bruts de la centrale dans le repère du segment.

$$\mathbf{a}_{BS}^s = \mathbf{R}_{BS-IMU}^s \cdot \mathbf{a}_{IMU}^s \quad (53)$$

$$\boldsymbol{\omega}_{BS}^s = \mathbf{R}_{BS-IMU}^s \cdot \boldsymbol{\omega}_{IMU}^s \quad (54)$$

Les vecteurs \mathbf{a}_{BS}^s , $\boldsymbol{\omega}_{BS}^s$ décrivent respectivement les signaux de l'accéléromètre et du gyroscope dans le repère segmentaire « s ». Cette procédure de calibration est appliquée aux trois segments des membres inférieurs (cuisse, tibia et pied). Parmi tous ces signaux, il est nécessaire de sélectionner ceux permettant de segmenter le cycle de pédalage.

2.3.4 Sélection des capteurs et des composantes des capteurs

La sélection des composantes utilisées pour ces différents capteurs s'est réalisée au travers des variables relatives au plan sagittal. En effet, en cyclisme, la majorité du mouvement est réalisé dans le plan sagittal et de manière moindre dans les plans frontal et transversal (Bini and Carpes, 2014; Fregly et al., 1996; Li and Caldwell, 1999; Umberger and Martin, 2001). De plus, il est à noter que les mouvements hors du plan sagittal sont sujet à une variabilité plus importante (Bini et al., 2014b; Ferrer-Roca et al., 2012; García-López et al., 2014; Peveler et al., 2012). Il semble donc raisonnable de penser que les composantes de l'accélération dans le plan sagittal et la composante médio-latérale (autour d'un axe transverse) de la vitesse angulaire puissent offrir une information pertinente et suffisamment discriminante en relation avec les axes prépondérants du mouvement.

Ainsi, dans cette étude, concernant les données accélérométriques, nous avons considéré les composantes antéropostérieures (*i.e.* suivant X_{BS}^s) et longitudinales (*i.e.* suivant Y_{BS}^s). Concernant le gyroscope, la segmentation s'est faite à partir des rotations autour des axes Z_{BS}^s . Cette approche a été régulièrement utilisée dans la littérature portant sur l'analyse de la marche. En effet, certains travaux proposent en effet d'utiliser le signal accélérométrique le long de l'axe longitudinal (Liu et al., 2009; Maqbool et al., 2016) et/ou le long de l'axe antéropostérieur (Liu et al., 2009) pour détecter les événements de la marche (attaque et décolllement du pied). D'autres travaux proposent d'utiliser également le signal gyroscopique (Jasiewicz et al., 2006; Liu et al., 2009; Maqbool et al., 2016; Patterson and Caulfield, 2012) pour segmenter les cycles de marche. Plutôt que de raisonner sur les signaux bruts des centrales, certains auteurs calculent l'accélération angulaire et le jerk angulaire pour détecter les événements du cycle de marche (Mariani et al., 2013). Dans cet article, la détection est évaluée à partir de paramètres issus des signaux élémentaires dont la norme de la mesure de l'accéléromètre et du gyroscope. Une autre forme de transformation que l'on retrouve dans cet article est la dérivée de la norme des signaux.

Le mouvement de pédalage n'a jamais été étudié, à notre connaissance, pour détecter les points morts haut ou bas à partir de centrales placées sur les segments du corps. Compte tenu des spécificités du mouvement de pédalage, seuls les signaux élémentaires dans le plan sagittal sont étudiés :

- $\omega_{Z,BS}^{cuisse}, \omega_{Z,BS}^{tibia}, \omega_{Z,BS}^{pied}$
- $a_{X,BS}^{cuisse}, a_{X,BS}^{tibia}, a_{X,BS}^{pied}$
- $a_{Y,BS}^{cuisse}, a_{Y,BS}^{tibia}, a_{Y,BS}^{pied}$

La détection des PM à partir de ces signaux nécessite de définir des règles de détection pour repérer des points caractéristiques du signal.

2.3.5 Règles de détection

Pour chaque signal, plusieurs critères de détection peuvent être utilisés. Dans cette étude, 4 caractéristiques du signal ont été retenues (Mariani et al., 2013; Storm et al., 2016) :

- Maxima locaux
- Minima locaux
- Passages par zéro ascendant
- Passages par zéro descendant

Le passage par zéro, utilisé pour la vitesse angulaire, permet de détecter un changement de direction dans le mouvement. En cyclisme, par exemple, la vitesse angulaire change de signe entre phases de poussée et de traction. L'analyse des signaux a été réalisée à l'aide du logiciel MATLAB (Mathworks, Natick, MA, USA).

Les fonctions utilisées sont les mêmes que pour la détection des PM à partir du système optoélectronique. La détection des passages par zéro ascendant ou descendant passe par le calcul de la dérivée des signaux. Une étude exploratoire sur un sujet représentatif de la population a permis de faire le choix des critères de détection pour chaque signal.

Pour chaque signal, les instants de PM détectés à partir de l'angle de manivelle peuvent être graphiquement comparés au signal (Figure 41).

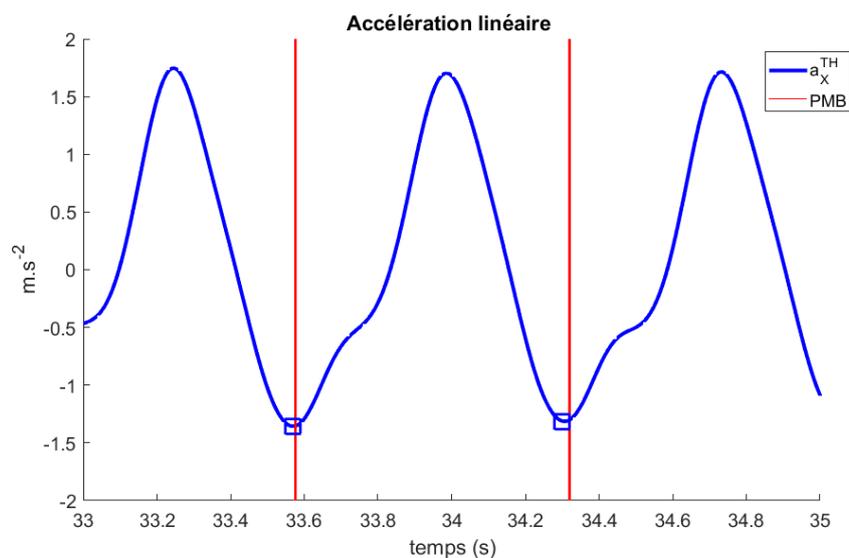


Figure 41 : Exemple d'accélération linéaire de l'axe antéro-postérieur de la cuisse utilisé pour détecter les PMB (s7). La courbe bleue représente le signal d'accélération centré sur zéro et normalisé par l'écart type. Les carrés bleus représentent les minima de l'accélération. Les lignes verticales rouges représentent les instants de PMB obtenues avec le système optoélectronique.

L'analyse graphique de chaque signal permet de déterminer un ou plusieurs critères de détection. Plusieurs critères sont testés dans la perspective de détection des PMH et des PMB. Le Tableau 8 résume l'ensemble des signaux, les critères de détection ainsi que l'évènement détecté. La performance de la détection peut être affectée par l'amplitude des signaux en fonction de la cadence de pédalage (Falbriard et al., 2018). Pour éviter cet effet, les signaux sont centrés sur zéro et l'amplitude est normalisée entre -1 et 1.

Tableau 8 : Détails des différentes méthodes de segmentation. Le Signal fait référence aux mesures de l'accéléromètre(a) et du gyroscope (ω) exprimé dans les repères segmentaires et $||$ désigne la norme du signal. Le critère « Min » désigne la détection des minima locaux. « Max » désigne les maxima locaux. «0 ↘ » et «0 ↗ » désignent les critères de détection des passages par zéro lorsque le signal est décroissant ou croissant, respectivement.

Méthodes basées sur les composantes					Méthodes basées sur les normes			
Segment	Signal	Index	PM	Critères	Signal	Index	PM	Critères
Pied	ω_z	s1	PMH	Min	$ a $	s14	PMB	Max
	a_x	s2	PMB	Max	$ \omega $	s15	PMB	Max
	a_x	s3	PMH	Min				
	a_y	s4	PMB	Max				
	a_y	s5	PMH	Min				
Jambe	ω_z	s6	PMB	Max	$ a $	s16	PMH	Min
	a_x	s7	PMB	Min	$ \omega $	s17	PMB	Max
	a_y	s8	PMH	Min				
Cuisse	ω_z	s9	PMB	0 ↘	$ a $	s18	PMH	Min
	ω_z	s10	PMH	0 ↗	$ \omega $	s19	PMB	Min
	a_x	s11	PMB	Min				
	a_x	s12	PMH	Max				
	a_y	s13	PMH	Min				

2.4 Analyse des données

2.4.1 Détermination de l'erreur commise sur la détection des points morts

L'objectif est de déterminer l'erreur temporelle commise entre les instants de PM obtenus par l'intermédiaire des centrales inertielles à ceux obtenus en utilisant le système optoélectronique. Cette erreur temporelle peut être convertie en une erreur spatiale dans le cycle de pédalage. Elle correspond à la différence d'angle de manivelle à l'instant du PM pour chacune des méthodes. Le calcul de l'erreur angulaire, exprimée en degrés, se calcule selon l'expression suivante :

$$\varepsilon^k(c) = \frac{t_{ref}(c) - t_{IMU}^k(c)}{t_{ref}(c+1) - t_{ref}(c)} \cdot 360 \quad (55)$$

où $t_{ref}(c)$ est l'instant du point mort de référence détecté via le système optoélectronique pour le cycle c , $t_{IMU}^k(c)$ est l'instant du point mort détecté avec les centrales inertielles pour la méthode k et le cycle c . Cette erreur est moyennée pour chaque essai de chaque sujet. L'erreur moyenne est définie comme un biais, tel que présenté dans les articles de (Falbriard et al., 2018; Mariani et al., 2013). Ce paramètre évalue la justesse temporelle de la méthode. En plus de l'indicateur quantitatif, une analyse ROC (Receiver Operating Characteristic) (Fawcett, 2006) permet de définir la performance qualitative de chaque méthode en évaluant si les méthodes sont capables de détecter tous les PM et uniquement ces événements.

2.4.2 Analyse qualitative de la performance des méthodes de détection

Un indicateur de performance de la qualité des méthodes est le « F1 score » (Khandelwal and Wickström, 2017, 2016). Cet indicateur s'appuie sur les paramètres de « précision » et de « rappel ». Le premier indique la capacité de la méthode à détecter tous les événements de référence. Le rappel estime quant à lui la capacité à ne pas détecter de faux PM. Pour calculer ces indicateurs, il faut déterminer pour chaque événement s'il s'agit d'un vrai positif (VP), un faux positif (FP) ou un faux négatif (FN) (Tableau 9). Un vrai positif désigne dans notre cas un PM détecté à la fois par la méthode inertielle et la méthode de référence. Si un PM est détecté uniquement par la méthode de référence, alors on parlera de faux négatif. Enfin, si une méthode inertielle détecte un PM alors que le système de référence n'en détecte pas, il s'agira d'un faux positif. Une bonne méthode de segmentation doit détecter un maximum de vrais positifs avec le minimum de faux positifs et de faux négatifs.

Tableau 9 : Analyse ROC, définition des vrais positifs (VP), faux positifs (FP) et négatifs (FN).

		PM_{ref}	
		OUI	NON
PM_{IMU}	OUI	VP	FN
	NON	FP	

Pour chaque vrai positif, l'instant de PM est obtenu avec les deux systèmes. La comparaison de ces instants permet de quantifier l'erreur temporelle entre les méthodes. L'indicateur global de la performance est le F1 score. Pour être estimé, cet indicateur nécessite de calculer deux autres indicateurs spécifiques : la précision et le rappel. La précision détermine

la capacité d'une méthode à détecter tous les PM. Pour son calcul, cet indicateur utilise le nombre de vrais positifs et le nombre total de PM détectés par le système de référence. La valeur de cet indicateur est bornée entre 0 et 1. Une valeur de 1 signifie que la méthode inertielle détecte 100% des PM de référence.

$$Precision = \frac{VP}{VP + FP} \quad (56)$$

Le rappel reflète la capacité d'une méthode à détecter uniquement les PM. L'indicateur se calcul à partir du nombre de vrais positifs et du nombre total de PM détectés par la méthode inertielle. Comme pour la précision, cet indicateur est compris entre 0 et 1. Pour le rappel, une valeur de 1 signifie que 100% des PM détectés par la méthode inertielle correspondent à des PM de référence.

$$Rappel = \frac{VP}{VP + FN} \quad (57)$$

Au final, le F1 score caractérise à la fois la capacité à détecter uniquement les PM mais aussi la capacité à détecter tous les PM d'après la méthode de référence. Le score renvoyé est normalisé entre 0 et 1. Une valeur de F1 score proche de 1 démontre une méthode fiable. A l'inverse, un F1 score proche de 0 montre que la méthode détecte mal les PM et qu'en plus, elle est susceptible de détecter d'autres évènements qui ne correspondent pas aux PM.

$$F1\ score = 2 \cdot \frac{Précision \cdot Rappel}{Précision + Rappel} \quad (58)$$

Il est à noter qu'une méthode avec un F1 score relativement faible ne permet pas de déterminer si ce score est induit par une précision faible, un rappel proche de zéro ou si les deux sont proches de zéro. Pour cette raison, les 3 variables (précision, rappel et F1 score) sont calculées pour chaque essai de chaque sujet avec les 20 méthodes inertielles.

La validité d'une méthode inertielle de segmentation dépend des 4 variables calculées : l'erreur temporelle, le F1 score, la précision et le rappel.

2.5 Analyse Statistique

L'erreur ε est quantifiée entre les instants de référence et ceux obtenus par l'intermédiaire des centrales. Au total, 20 méthodes permettent de détecter des PM (haut ou bas). Pour comparer ces méthodes, on émet l'hypothèse nulle selon laquelle les erreurs entre les méthodes ne sont pas différentes les unes des autres. La cadence et l'intensité étant connues pour affecter la cinématique, les différentes conditions de réalisation de l'exercice sont comparées. Le mouvement de pédalage peut être asymétrique même chez des cyclistes de haut niveau (Pouliquen et al., 2018). Cette asymétrie peut affecter les performances des méthodes de détection des points morts. Ainsi, les résultats obtenus pour la jambe gauche sont comparés à ceux obtenus pour la jambe droite.

Les méthodes de détection basées sur les IMUs sont comparées à la méthode de référence utilisant le système optoélectronique. La comparaison des erreurs entre les méthodes

de détection (s1 à s20) permet de sélectionner les meilleures méthodes de détection. Cette sélection se fait en deux étapes.

Une première étape se fait à partir d'une analyse graphique. Un graphique en boîtes à moustaches permet de visualiser pour chaque méthode l'erreur médiane ainsi que la distribution de l'erreur entre les individus pour chaque méthode. Un seuil d'acceptabilité de $\pm 20^\circ$ autour du PM de référence (obtenue avec système optique) est fixé. Ainsi, dans ce travail, une méthode inertielle est considérée comme « acceptable » si les erreurs d'angle sont comprises dans la phase de transition haute ou basse du cycle de pédalage. En effet, la détection d'un point mort doit au moins se faire dans la région des transitions qui correspond à une amplitude de 40° autour des PM (Figure 42). Un critère de sélection des méthodes est que l'ensemble des éléments (moyenne et écart-type de l'erreur) de la boîte à moustaches doit être compris dans l'intervalle d'acceptabilité.

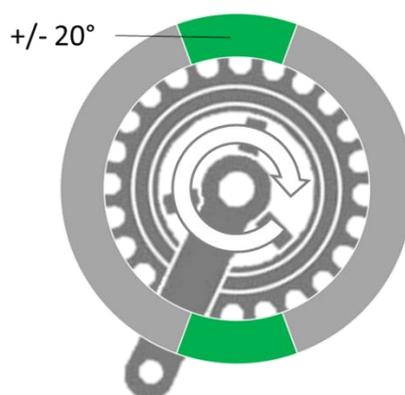


Figure 42 : Cycle de pédalage et seuil d'acceptabilité des méthodes de segmentation basées sur les IMUs.

Après la sélection des méthodes acceptables ($-20^\circ < \varepsilon < 20^\circ$), les biais des méthodes sont comparés statistiquement. Le test de Shapiro-Wilk montre que les données ne suivent pas une distribution normale. Pour comparer les méthodes, le test de Friedman est alors utilisé. Quand les méthodes sont différentes ($p < 0.05$), le coefficient de concordance de Kendall (W) est utilisé pour déterminer la taille d'effet de la différence entre les méthodes. On considère l'effet important au-delà de 0.5, modéré s'il est supérieur à 0.3, faible s'il est supérieur à 0.1 et trivial dans le cas contraire (Tomczak and Tomczak, 2014). Ensuite, une comparaison multiple basée sur des tests de Wilcoxon et une correction de Bonferroni permet de déterminer quelles méthodes sont différentes les unes des autres.

Pour chaque méthode, l'effet de la cadence sur l'erreur ε est évalué pour chacune des méthodes avec le test de Friedman. De la même manière, l'effet de l'intensité est évalué. Enfin l'effet de la latéralité est évalué pour chaque méthode avec un test de Wilcoxon.

Après l'analyse du biais, les méthodes présélectionnées sont comparées en analysant le F1 score, la précision et le rappel. Comme pour le biais, l'effet de la cadence, de l'intensité et de la latéralité est évalué pour chaque méthode.

3. Résultats

3.1 Analyse du biais

3.1.1 Pré-sélection

Comme évoqué auparavant, nous avons dans un premier temps sélectionné les méthodes de détection utilisant les IMUs dont l'erreur est acceptable ($\pm 20^\circ$). Cette première sélection se fait à l'aide du graphique (Figure 43) qui présente dans des boîtes à moustaches les erreurs temporelles des 20 méthodes de détection. Sur ce graphique, on observe 5 méthodes (s7, s8, s9, s11, s14) dont les erreurs temporelles moyennes et l'écart type associé sont situés dans la limite d'acceptabilité.

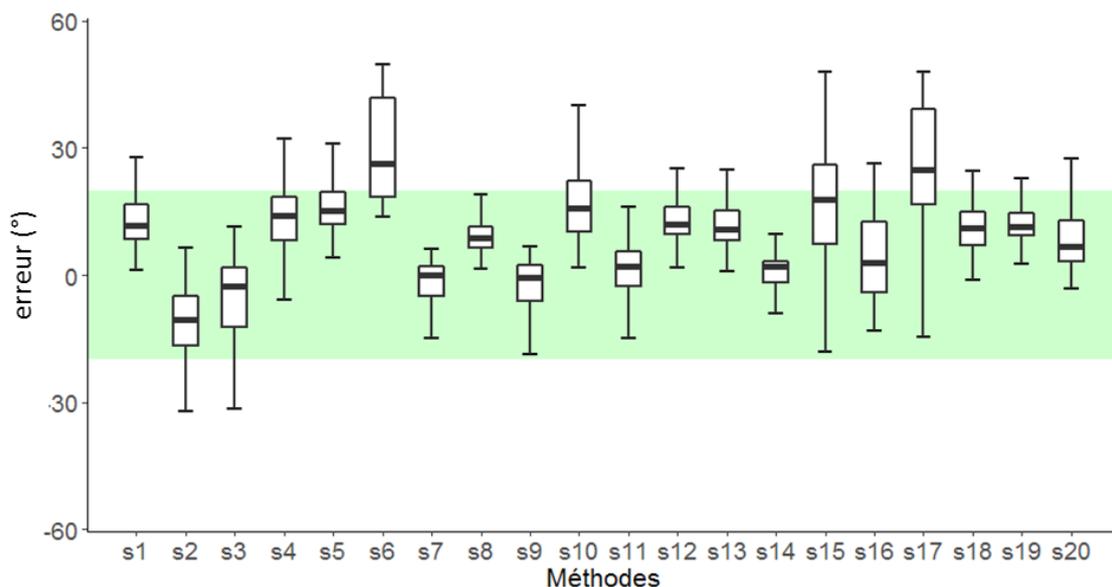


Figure 43 : Boîte à moustaches de l'erreur commise sur l'angle de manivelle des 20 méthodes inertielles par rapport à la méthode de référence (optoélectronique). Le rectangle vert représente les limites d'acceptabilité de $\pm 20^\circ$.

La méthode « s7 » qui utilise l'accélération antéro-postérieure du tibia pour détecter les PMB est caractérisée par une erreur moyenne de $-1.6 \pm 5.3^\circ$. La méthode « s8 » utilisant l'accélération linéaire selon l'axe longitudinal du tibia pour détecter les PMH induit un biais de $9.3 \pm 4.2^\circ$. La méthode « s9 » utilisant la mesure du gyroscope autour de l'axe médio-latéral de la cuisse pour détecter les points morts bas engendre un biais $-2.3 \pm 6.2^\circ$. La méthode « s11 » (comme la méthode « s7 ») utilise l'accélération antéro-postérieure du segment de la cuisse pour détecter les PMB et présente un biais de $0.0 \pm 8.0^\circ$. Enfin la méthode « s14 » utilise la norme de l'accélération du pied pour détecter les PMB et induit un biais de $0.2 \pm 5.3^\circ$.

3.1.2 Comparaison des méthodes

Après avoir sélectionné 5 méthodes dans le seuil d'acceptabilité défini précédemment, ces méthodes sont maintenant comparées statistiquement pour définir lesquelles sont les plus précises. Les méthodes sont modérément différentes ($p < 0.001$, $W = 0.45$) (Figure 44). La comparaison multiple montre que la méthode s8 est différente de toutes les autres méthodes ($p < 0.001$) avec une erreur supérieure de $9.3 \pm 4.2^\circ$ aux autres méthodes (-2.3 à 0.2°). De plus, les méthodes s7 et s9 avec respectivement des erreurs de $-1.6 \pm 5.3^\circ$ et $-2.3 \pm 6.2^\circ$ sont différentes des méthodes s11 et s14 ($p < 0.01$) malgré des erreurs relativement proches de respectivement $0.0 \pm 8.0^\circ$ et $0.2 \pm 5.3^\circ$.

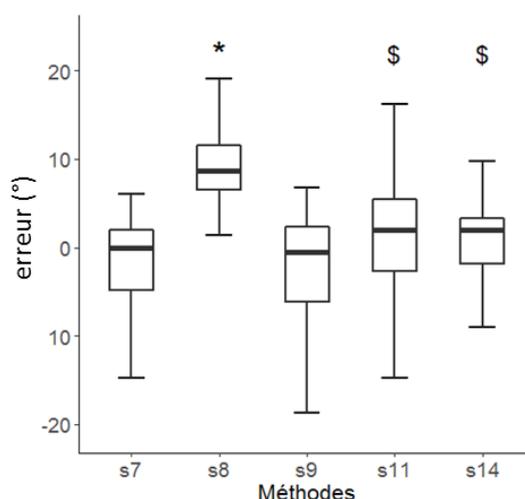


Figure 44 : Biais pour les méthodes présélectionnées. * montre une différence significative avec toutes les autres méthodes. \$ montre une différence significative avec les méthodes s7 et s9.

La méthode s8 est exclue des potentielles méthodes de détection des points morts. La section suivante vise à vérifier la sensibilité de ces erreurs aux différentes conditions de pédalage (cadence et intensité) ainsi qu'à la latéralité (différences gauche / droite).

3.1.3 Effet de la cadence, de l'intensité et de la latéralité

Cette section présente la sensibilité du biais à la cadence en fonction des méthodes sélectionnées précédemment (s7, s9, s11 et s14) (Figure 45). La méthode s7 montre que les cadences induisent des biais significativement différents même si la taille d'effet est triviale ($p < 0.001$, $W < 0.1$). L'analyse post hoc montre une différence significative entre les conditions de cadence. A 80 rpm, le biais est moins important de 7.2° ($p < 0.01$) par rapport à la condition de 60 rpm. A 100 rpm, le biais est plus important de 2.8° ($p < 0.05$) par rapport à la condition de 80 rpm.

Pour la méthode s9, la comparaison des erreurs montre une différence significative entre les conditions de cadences avec une taille d'effet importante ($p < 0.001$, $W = 0.57$). L'analyse post hoc montre une différence significative entre les conditions de cadence. A 80 rpm, le biais est moins important de 8.2° ($p < 0.01$) par rapport à la condition de 60 rpm. A 100 rpm, le biais est plus important de 3.5° ($p < 0.01$) par rapport à la condition de 80 rpm.

La méthode s11 montre des différences significatives ($p < 0.001$) et une taille d'effet modérée ($W = 0.43$). Les comparaisons multiples montrent aussi des différences significatives entre toutes les conditions. A 80 rpm, le biais est moins important de 10.8° ($p < 0.01$) par rapport à la condition de 60 rpm. A 100 rpm, le biais est plus important de 2.0° ($p < 0.01$) par rapport à la condition de 80 rpm.

Pour la méthode s14, les conditions de cadences présentent des erreurs significativement différentes mais avec une taille d'effet modérée ($p < 0.001$, $W = 0.36$). En revanche, pour cette méthode, seule l'erreur associée à la condition à 60 rpm est plus importante ($p < 0.01$) par rapport aux erreurs obtenues pour des cadences de 80rpm (différence de 7.3°) et de 100rpm (différence de 7.9°) mais la condition 80 n'est pas différente de la cadence de 100rpm.

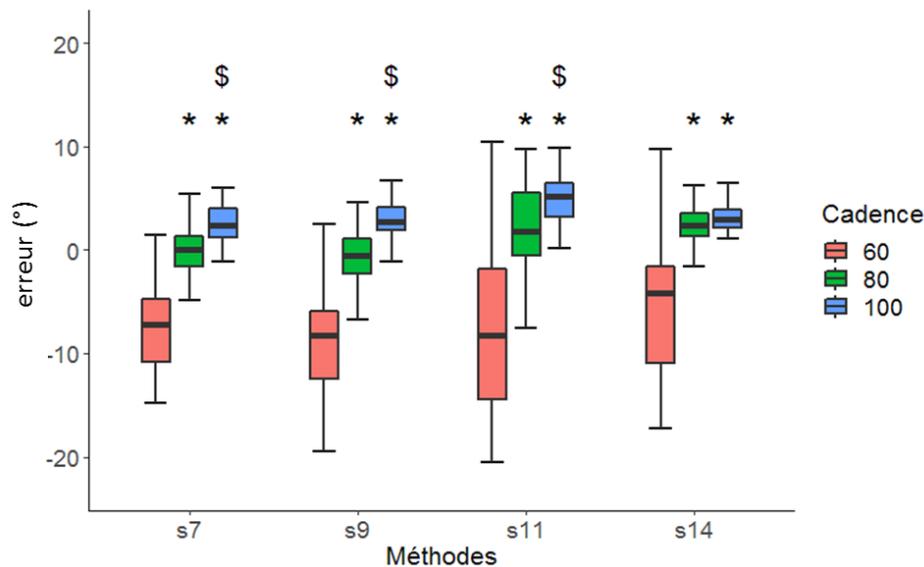


Figure 45 : Erreur exprimée en angle de manivelle en fonction des cadences. * montre une différence significative par rapport à la cadence de 60 rpm. \$ montre une différence significative par rapport à la cadence de 80 rpm.

En ce qui concerne la sensibilité à l'intensité, aucune méthode ne présente de différences significatives entre les conditions d'intensité.

Les méthodes offrent des erreurs différentes à gauche et à droite. En ce qui concerne le biais, seule la méthode s11 ne montre pas de différence entre la jambe gauche et la jambe droite.

L'erreur ϵ de la méthode s7 est significativement plus importante à droite par rapport à la jambe gauche ($p < 0.001$, diff : 1.6°). Pour les autres méthodes (s9 et s14), on retrouve des différences de biais similaires. La méthode s9 présente une erreur plus importante à droite de 2.3° ($p < 0.001$) en comparaison à la jambe gauche. Pour la méthode s14, cette différence est aussi plus importante à droite ($p = 0.047$, diff : 0.5°).

On retiendra que la détection des PM est moins bonne pour des cadences faibles (60 rpm) et qu'il y a de très faibles différences de détection entre les membres (gauche/droite). Néanmoins, nous concluons que l'erreur de détection des PM est faible pour 4 méthodes avec un biais inférieur à 3° d'angle de manivelles.

L'analyse de l'erreur constitue un paramètre de performance qui peut être complétée par l'étude qualitative réalisée à l'aide d'une analyse ROC.

3.2 Analyse des mauvaises détections des points morts

3.2.1 Comparaison des méthodes

Les paramètres qualitatifs de l'analyse ROC (Receiver Operating Characteristic) des méthodes présélectionnées sont présentés dans le (Tableau 10). Le F1 score pour ces méthodes est proche de 100% ce qui traduit que la méthode détecte bien tous les PM et uniquement les PM. De plus, les écarts types sont inférieurs à 20% pour les méthodes s7, s9 et s11 et inférieurs à 10% pour les méthodes s8 et s14. Plus l'écart type est faible plus la méthode est robuste à la variabilité inter-individuelle. Le rappel pour ces méthodes est aussi très proche de 100% ce qui montre que les méthodes détectent uniquement des PM. Tandis que des écarts types inférieurs à 15% sont obtenus pour les méthodes s7 et s11, on constate que les méthodes s8, s9 et s14 ont des écarts types nettement inférieurs (1%), ce qui traduit une meilleure robustesse à la variabilité inter-individuelle. Enfin, la précision est aussi très élevée avec une amplitude de 93% pour la méthode s9 et de 98% pour la méthode s14. Cela indique que les méthodes détectent quasiment tous les PM de référence.

Tableau 10 : Variables qualitatives des méthodes de segmentation avec un biais acceptable. * montre une différence significative avec toutes les autres méthodes. \$ montre une différence significative avec les méthodes s8, s9 et s11.

Méthode	Précision		Rappel		F1 score	
	Moy	±ET	Moy	±ET	Moy	±ET
s7	0.94	0.19	0.97	0.13	0.95	0.16
s8	0.97	0.12	1.00	0.01	0.98	0.09
s9	0.93	0.15*	1.00	0.01	0.95	0.11
s11	0.96	0.15	0.96	0.14*	0.96	0.15
s14	0.98	0.11\$	1.00	0.01	0.98	0.08

3.2.2 Effet de la cadence, de l'intensité et de la latéralité

Pour la précision, la plupart des méthodes sont sensibles à la cadence et le plus souvent à 60 rpm, la précision est plus faible qu'à 80 ou 100 rpm (Tableau 11). La méthode s7 est la seule qui ne montre pas de sensibilité à la cadence ($p=0.05$). Pour la méthode s9, les conditions de cadences sont faiblement différentes ($p<0.01$, $W=0.29$). La comparaison multiple montre que la précision pour une cadence de 60 rpm, est inférieure de 15% en comparaison à la condition 80rpm et de 12% par rapport à la condition à 100 rpm. La méthode s11 montre des différences triviales entre les cadences ($p=0.03$, $W=0.07$). La cadence de 60 rpm induit une précision inférieure de 9.7% en comparaison à la cadence à 80 rpm, et inférieure de 8.3% en comparaison à la cadence de 100 rpm. La sensibilité à la cadence affecte aussi faiblement la précision de la méthode s14 ($p=0.01$, $W=0.18$). La précision de la cadence à 60 rpm est légèrement inférieure de 0.001% à la précision obtenue pour 100 rpm.

Tableau 11 : Précision en fonction de la cadence.

		p	Moy	±ET
Précision S7	60		0.97	0.13
	80		0.94	0.14
	100		0.89	0.26
S9	60		0.84	0.19
	80	*	0.99	0.02
	100	*	0.96	0.15
S11	60		0.90	0.22
	80	*	0.99	0.01
	100	*	0.98	0.12
S14	60		0.97	0.12
	80		0.99	0.02
	100	*	0.97	0.14

Concernant le paramètre de rappel, aucune méthode ne montre de sensibilité à la cadence. En gardant à l'esprit le fait que le F1 score est calculé à partir de la précision et du rappel, la précision des méthodes de détection étant sensibles à la cadence (mais pas le rappel), on peut imaginer que le F1 score est aussi sensible aux différentes conditions de cadence.

Seules les méthodes s9 et s14 montrent une sensibilité à la cadence (Tableau 12). La méthode s9 est significativement sensible à la cadence ($p=0.008$, $W =0.28$). La comparaison multiple montre que la cadence de 60 rpm induit F1 score moins important de 9% en comparaison à la cadence 80 rpm et un F1 score moins important de 7% par rapport à la condition 100rpm. Similairement, la méthode s14 est sensible à la cadence mais avec une valeur de p et une taille d'effet plus faible ($p=0.034$, $W =0.18$). La comparaison multiple montre que la cadence de 60 rpm induit un F1 score plus important de 0.2% en comparaison à la cadence de 100 rpm ($p<0.05$).

Tableau 12 : F1 score en fonction de la cadence

		p	Moy	±ET
F1SCORE S7	60		0.98	0.09
	80		0.96	0.11
	100		0.91	0.25
S9	60		0.90	0.13
	80	*	0.99	0.01
	100	*	0.97	0.12
S11	60		0.91	0.20
	80		0.99	0.01
	100		0.97	0.15
S14	60		0.97	0.09
	80		0.99	0.02
	100	*	0.96	0.11

En ce qui concerne l'effet de l'intensité, aucun paramètre d'aucune méthode ne présente de différences significatives entre les conditions d'intensité.

Après avoir étudié l'effet de la cadence et de l'intensité sur les performances des méthodes de détection des PM utilisant des IMUs, nous avons souhaité vérifier s'il existait des différences bilatérales en termes de détection (comparaison des F1 score entre la jambe droite et la jambe gauche). En effet, chaque sujet était équipé avec des centrales sur les deux jambes.

Pour la précision, la sensibilité à la latéralité n'est significative que pour les méthodes s7 et s9 (Tableau 13). La méthode s7 montre une différence significative ($p < 0.001$) avec une précision moyenne à gauche inférieure de 11% par rapport à la jambe droite. Pour la méthode s9, la différence reste significative ($p = 0.02$) mais la précision à droite est inférieure de 3%.

Le rappel des différentes méthodes n'est pas sensible à la latéralité, à l'exception de la méthode s7 ($p < 0.001$) dont le rappel à gauche est inférieur de 4%.

La sensibilité du F1 score à la latéralité est liée à la sensibilité de la précision. Le F1 score des méthodes s7 et s9 sont les seules à être sensibles. Le F1 score de la méthode s7 est significativement inférieur à gauche de 7% ($p < 0.001$). Pour la méthode s9, le F1 score est significativement inférieur à gauche de 3% ($p = 0.009$).

Pour conclure sur l'analyse des mauvaises détections de PM, les méthodes sélectionnées (s7, s9, s11, s14) sont capables de détecter une grande partie des PM et elles ne détectent que des PM. L'analyse du F1 score montre que la méthode 9 est légèrement moins performante à de faibles intensités. A l'inverse, la méthode 14 montre une diminution triviale des performances à la cadence la plus élevée. La comparaison gauche droite montre des différences entre les méthodes. La méthode s7 est moins performante quand on l'applique sur le segment gauche en détectant moins de PM (détecté avec le système optoélectronique) et en détectant plus d'évènements qui ne sont pas des PM.

Tableau 13 : Erreur, précision, rappel, F1 score des méthodes en fonction de la latéralité (G/D).

		p	Moy	ET
Erreur				
S7	G	*	-0.9	4.8
	D		-2.2	5.7
S9	G	*	-1.0	4.8
	D		-3.6	7.2
S11	G		-0.0	7.5
	D		0.1	8.5
S14	G	*	-0.2	5.0
	D		0.6	5.5
Précision				
S7	G	*	0.88	0.25
	D		0.99	0.08
S9	G	*	0.95	0.13
	D		0.92	0.18
S11	G		0.98	0.08
	D		0.94	0.20
S14	G		0.98	0.10
	D		0.98	0.12
Rappel				
S7	G	*	0.95	0.19
	D		0.99	0.01
S9	G		0.99	0.01
	D		0.99	0.01
S11	G		0.97	0.09
	D		0.96	0.17
S14	G		0.99	0.01
	D		0.99	0.01
F1 score				
S7	G	*	0.90	0.22
	D		0.99	0.07
S9	G	*	0.97	0.09
	D		0.94	0.13
S11	G		0.97	0.08
	D		0.94	0.19
S14	G		0.98	0.08
	D		0.98	0.09

4. Discussion

4.1 Rappel des principaux résultats et comparaison à la littérature

Pour détecter les instants des PM haut ou bas à partir des centrales inertielles, nous avons utilisé les signaux de la centrale exprimée dans le repère technique segmentaire à partir de la procédure de calibration « Cyclisme » décrite au Chapitre 3. Les mouvements segmentaires de la cuisse, du tibia et du pied ont été exploités en se limitant aux signaux dans le plan sagittal. L'accélération linéaire autour de l'axe antéro-postérieur et de l'axe longitudinal a été utilisé ainsi que la vitesse angulaire autour de l'axe medio-latéral. Généralement, dans la littérature, ces mêmes composantes sont exploitées pour la segmentation d'autres mouvements cycliques tels que la marche ou la course à pied (Falbriard et al., 2018; Mariani et al., 2013). Pour s'affranchir du problème de calibration qui permet d'exprimer les signaux dans le repère technique segmentaire, la norme des vecteurs 3D de l'accélération et de la vitesse angulaire a aussi été utilisée.

Après une première phase exploratoire visant à déterminer les critères de détection à partir des différents signaux des centrales, vingt méthodes ont été retenues. Les instants de points morts estimés à partir des centrales ont été comparés à ceux déterminés via une méthode de référence utilisant le système optoélectronique. L'erreur temporelle obtenue était ensuite convertie en angle de manivelle en se basant sur la durée de chaque cycle.

Pour être acceptable, nous avons estimé que la méthode de segmentation devait au moins être capable de détecter les PM avec une erreur située dans la région de transition haute ou basse du cycle de pédalage (Figure 42), ce qui se traduit par une amplitude de 40 degrés autour des points morts (± 20 degrés). Parmi les 20 méthodes testées, seules cinq répondaient à ce critère. Sur ces 5 méthodes, deux d'entre elles étaient basées sur la centrale au niveau du tibia, deux étaient basées sur la centrale placée sur la cuisse et une était basée sur la centrale au niveau du pied, ce qui atteste de la faisabilité d'identifier les PM à partir d'IMU positionnées sur les segments corporels. Toutefois, ces méthodes présentaient des erreurs variables (erreur moyenne minimale de $0.0 \pm 8.0^\circ$ et maximale de $9.3 \pm 4.2^\circ$). Ainsi, à partir de la centrale inertielle placée sur le tibia, les méthodes s7 et s8 utilisant respectivement l'accélération antéro-postérieure (pour détecter les PMB) et l'accélération longitudinale (pour détecter les PMH) présentaient des biais de $-1.6 \pm 5.3^\circ$ et $9.3 \pm 4.2^\circ$, respectivement. A partir de la centrale placée sur la cuisse, les méthodes s9 et s11 exploitant respectivement la vitesse angulaire autour de l'axe medio-latéral et l'accélération longitudinale ont permis de détecter des PMB avec un biais de $-2.3 \pm 6.2^\circ$ et $0.0 \pm 8.0^\circ$, respectivement. Enfin, la méthode s14 exploitant la norme du vecteur de l'accéléromètre du pied pour détecter les PMB avec un biais de $0.2 \pm 5.3^\circ$.

Nos résultats sont cohérents avec les biais temporels estimés pour la marche dans de précédents travaux (biais variant de 1 ± 13 ms à 169 ± 71 ms entre différentes méthodes de détection des contacts du talon (Mariani et al., 2013). En effet, nos méthodes appliquées au mouvement de pédalage ont révélé un biais variant de -2.9 ± 17.3 ms à 33.0 ± 11.4 ms pour les méthodes présélectionnées. La littérature exprime généralement le biais relatif uniquement pour les durées des phases (durée du cycle, durée phase d'appui, d'envol, ...). De précédents travaux issus de la littérature expriment les erreurs en valeurs relatives, en particulier pour la marche ; ces valeurs varient de $0.0 \pm 0.6\%$ au minimum avec des maximum à $3.3 \pm 0.4\%$, valeurs dépendantes des phases du cycle (Mariani et al., 2013). Pour la course à pied, les erreurs reportées sont généralement plus importantes avec une amplitude variant entre $0.1 \pm 1.1\%$ et $18.1 \pm 6.1\%$ (Falbriard et al., 2018). Dans notre étude, ces erreurs sont du même ordre de

grandeur que celles obtenues à la marche, avec des valeurs qui varient entre $0.0\pm 2.2\%$ (s11) et $2.6\pm 1.2\%$ (s8).

L'analyse qualitative des performances des méthodes de détection est réalisée dans notre étude à l'aide d'une analyse ROC (Fawcett, 2006). Cette méthode présente l'avantage de quantifier le taux de bonne détection (paramètre de « précision ») et le taux de mauvaise détection (défini par le paramètre de « rappel »). Le F1 score est un indicateur global qui combine la précision et le rappel dans le but de rendre compte avec une simple valeur de la capacité d'une méthode à correctement identifier les PM. En condition de laboratoire et pour des applications à la marche, le F1 score est compris entre 0.6 et 1 pour différents algorithmes visant à détecter le contact initial du talon (Khandelwal and Wickström, 2016). Dans ce contexte standardisé, les valeurs de précisions sont comprises entre 0.8 et 1 ; comparativement, notre étude montre des valeurs de précision moyennes comprises entre 0.93 et 0.98. Cela signifie que les méthodes de détection proposées dans ce travail permettent de détecter au moins 93% des cycles de pédalages. Concernant les valeurs de rappel, nous avons pu quantifier des valeurs moyennes supérieures à 0.95. Cela signifie que plus de 95% des instants détectés par nos méthodes correspondent bien à des instants de PM et ne sont pas des artefacts qui pourraient être liés à la variabilité du mouvement ou simplement à des mouvements parasites (replacement sur la selle par exemple). Globalement, le F1 score des méthodes présélectionnées est en moyenne situé entre 0.95 ± 0.11 et 0.98 ± 0.08 pour les méthodes s9 et s14. Ces résultats prometteurs montrent donc que chacune de ces 5 méthodes peut potentiellement être utilisée pour segmenter le mouvement de pédalage.

La comparaison statistique du biais entre les méthodes présélectionnées montre que la méthode s8 (accélération longitudinale du tibia) est caractérisée par un biais significativement plus important ($9.3\pm 4.2^\circ$) que toutes les autres méthodes. De plus, les méthodes s7 (accélération antéro-postérieure du tibia ; $-1.6\pm 5.3^\circ$) et s9 (vitesse angulaire de la cuisse ; $-2.3\pm 6.2^\circ$) sont significativement différentes des méthodes s11 (accélération antéro-postérieure de la cuisse ; $0.0\pm 8.0^\circ$) et s14 (norme de l'accélération du pied ; $0.2\pm 5.3^\circ$). Les méthodes s7 et s9 présentent un biais négatif la plupart du temps (Figure 44). Un biais négatif signifie que l'instant de point mort détecté avec la centrale inertielle est en avance par rapport à celui obtenu par le système de référence. Les méthodes s7 et s9 sont donc en avance sur le PMB alors que les méthodes s11 et s14 sont plus proches du PMB ou sont détectés plus tard.

La comparaison statistique des variables de l'analyse ROC montre que concernant le paramètre de précision, la méthode s9 détecte moins bien les PM avec une différence maximale de 5% (en comparaison à la méthode s14). Cela signifie que sur 100 PM, cinq d'entre eux ne sont pas reconnus. Pour le rappel, la méthode s11 est caractérisée par une valeur de ce paramètre à 96% alors que les méthodes s8, s9 et s14 induisent des valeurs du rappel à 100%. Ainsi, pour la méthode s11, cela signifie que 4 PM détectés par les centrales sur 100 ne correspondent pas en réalité à des PM détectés par le système optoélectronique. Enfin, la comparaison des F1 score montre que les méthodes sont différentes les unes des autres mais que ces différences sont relativement faibles (<4%) même si c'est la méthode s14 qui semble être la meilleure. Cette dernière méthode est celle qui comporte aussi la meilleure précision et le meilleur rappel.

L'analyse ROC et celle du biais offrent des informations distinctes mais ces deux approches peuvent être jugées comme tout à fait complémentaires pour quantifier l'erreur d'estimation des PM et pour déterminer la qualité des méthodes à détecter tous les PM et uniquement ces instants. Le design du protocole permet d'évaluer la sensibilité des méthodes de détection à des paramètres de performances comme l'intensité, la cadence, ou de comparer les différences bilatérales gauche / droite. La littérature a démontré que l'intensité peut affecter la technique de pédalage dans le plan sagittal (Bini et al., 2010) et cela comprend aussi la

cinématique des angles articulaires (Bini and Diefenthaler, 2010). Malgré ce constat dans la littérature, les méthodes proposées pour la segmentation ne sont pas significativement altérées par l'intensité, même si ce résultat reste limité aux intensités explorées (légère à modérée) dans ce travail. Les méthodes sont moins précises pour une cadence réduite de 60 rpm. Ces résultats suggèrent que le pattern du signal gyroscopique ou accélérométrique de pédalage serait davantage affecté par la cadence de pédalage qu'avec l'intensité de l'effort comme en témoignent les développements présentés ci-après.

4.2 Effet de la cadence

La totalité des méthodes de segmentation est affectée par la cadence de pédalage, au regard des paramètres de biais et de l'analyse ROC. La variable la plus affectée par ce facteur est le biais. Systématiquement, le biais est plus important et négatif pour une cadence de 60rpm. Sur le cycle de pédalage, les instants de PM sont détectés en avance pour toutes les méthodes. Les méthodes s7, s9 et s11 montrent aussi une différence entre les conditions 80 et 100 rpm. A 100 rpm, toutes les méthodes ont tendance à détecter les PM après le PM de référence. A 80 rpm, les méthodes s7 et s9 ont une erreur temporelle plus proche de zéro en comparaison aux méthodes s11 et s14. Dans l'étude de (Falbriard et al., 2018), l'augmentation de la vitesse de course réduit le biais de la plupart des méthodes. Ce constat se confirme aussi dans notre étude jusqu'à 80 rpm.

La comparaison des cadences sur les paramètres de l'analyse ROC montre aussi des différences entre les conditions. La précision, notamment, est impactée par la cadence. La différence la plus notable concerne la méthode s9 pour laquelle la précision la plus faible est quantifiée pour une cadence de 60 rpm. Ce résultat s'observe également pour la méthode s11, la cadence de 60 rpm induisant une précision moindre en comparaison aux autres cadences. Pour la méthode s14, la précision à 100 rpm est meilleure uniquement en comparaison à la condition à 60rpm, mais on peut observer que les trois conditions présentent des précisions moyennes supérieures à 97%. Pour la méthode s7, la précision est légèrement diminuée avec l'augmentation de la cadence mais les différences demeurent très faibles.

En revanche, on peut observer que le rappel n'est pas sensible à la cadence. Pour les méthodes s9 et s14, le paramètre de rappel est quasiment égal à 1, quelle que soit la cadence. Ceci signifie que quasiment 100% des PM détectés par ces deux méthodes correspondent aux PM de référence sans que la cadence n'affecte ce résultat. Pour les méthodes s7 et s11, le rappel est en moyenne supérieur à 98%, quelle que soit la cadence, et aucune différence significative entre les conditions de cadences n'est démontrée.

Pour le F1 score, seules les méthodes s9 et s14 montrent une sensibilité statistique à la cadence. Pour la méthode s9, la cadence de 60 rpm montre de moins bonnes valeurs (Moy : 0.90 ± 0.13). Pour la méthode s14, la cadence de 100 rpm offre un F1 score plus élevé par rapport aux conditions 60, 80 rpm même si les différences sont faibles.

4.3 Intérêt des méthodes de calibration « centrale à segment »

Les méthodes utilisant les signaux exprimés dans le repère segmentaire nécessitent une procédure de calibration. Seules les méthodes basées sur la norme peuvent s'en affranchir.

Dans le cadre de cette étude, nous avons identifié quatre méthodes de segmentation présentant de bonnes performances : deux méthodes utilisent les données issues de la centrale placée sur la cuisse (accélération antéro-postérieure et vitesse angulaire medio-latérale), une méthode utilise les données de la centrale positionnée sur le tibia (accélération antéro-postérieure) et une méthode utilise la norme de l'accélération du pied. Parmi ces méthodes, les méthodes qui utilisent les centrales de la cuisse et du tibia expriment les signaux dans le repère segmentaire et donc nécessitent une procédure de calibration. A l'inverse, la méthode basée sur la centrale placée sur le pied exploite la norme de l'accélération et peut donc s'affranchir de cette procédure de calibration.

Relativement peu d'études ont comparé les performances des méthodes utilisant les calibrations « centrale à segment » à celles obtenues par la norme de l'accélération. Dans une étude sur la marche, (Mariani et al., 2013) utilisent la norme de l'accélération du pied pour segmenter les cycles de marche ainsi que la vitesse angulaire autour de l'axe médio-latéral du capteur. L'axe de rotation dans cette étude est manuellement aligné avec l'axe perpendiculaire au plan sagittal du pied. Cinq ans plus tard, une seconde étude avec sensiblement la même équipe (Falbriard et al., 2018) propose de segmenter le cycle de course à pied avec une centrale placée sur le pied. La méthodologie entre les deux études est similaire mais l'étude la plus récente exprime les données de la centrale dans un repère technique segmentaire. Les deux études s'accordent à dire qu'un alignement manuel peut souffrir d'un mauvais positionnement par l'opérateur. La norme est donc une solution intéressante car elle est robuste au désalignement de la centrale par rapport à un repère segmentaire.

4.4 Limites de l'étude et perspectives de transfert sur le terrain

L'approche méthodologique développée dans ce travail présente l'avantage d'être simple puisqu'elle s'appuie uniquement sur une analyse temporelle et ne requiert pas de capteur supplémentaire à ceux déjà utilisés pour l'analyse du mouvement des membres inférieurs. Par-delà les retombées pratiques d'une telle approche pour le sportif, il convient toutefois de rappeler certaines limites à ce travail.

Ainsi, les performances des méthodes de détection des PM basées sur des centrales inertielles peuvent être affectées par la méthodologie employée dans notre étude, mais sont aussi dépendantes des caractéristiques des systèmes d'acquisition de mouvements.

En effet, les résultats d'erreurs peuvent dépendre des diverses caractéristiques des systèmes de capture de mouvement, optoélectronique et inertiel. Concernant le système de référence, il s'agit notamment du nombre de caméras, du placement / configuration du système, de la fréquence d'échantillonnage, de la résolution (4 mégapixels dans le cas présent) ou du volume de capture. Dans notre étude, nous avons pris le soin de positionner 10 caméras à distance, mais aussi 6 caméras à proximité de la zone d'intérêt, à savoir le pédalier (distance de ces caméras au pédalier inférieure à 3m). De ce fait, les erreurs de reconstruction sont très faibles et sont dans les ordres de grandeurs précédemment reportées dans la littérature pour des mouvements hautement dynamiques (erreur moyenne inférieure à 1 mm et erreurs maximum de l'ordre de 2 mm) (Carse et al., 2013; Eichelberger et al., 2016; Merriault et al., 2017). Le choix de la fréquence d'échantillonnage est également un paramètre pouvant affecter nos résultats d'erreurs. En effet, les valeurs de précision quantifiées dans ce travail doivent être mises en regard de la précision minimale attendue par les différentes méthodes de détection en tenant compte de la fréquence d'échantillonnage du système d'acquisition et de la cadence de pédalage. A titre d'exemple, on peut montrer aisément qu'avec une cadence de 60 rpm et une

fréquence d'échantillonnage de 250 Hz pour le système optoélectronique, le pas de temps entre deux instants est de 4 ms et ainsi, un tour de pédale (360°) est réalisé en 1s. De ce fait, entre deux pas de temps, la manivelle parcourt 1.4° à cette cadence. De même, on peut montrer qu'à 80 rpm, la manivelle parcourt 1.9° entre deux instants et qu'à 100rpm, la manivelle parcourt 2.4° . Un décalage d'un pas de temps pour estimer l'instant de point mort à partir du système optoélectronique engendre donc une erreur allant de 1.4 à 2.4° d'angle de manivelle. Notre travail quantifie des erreurs de l'ordre de 2° à 100 rpm, ce qui signifie qu'elles peuvent être dans l'intervalle d'incertitude de la mesure du système optoélectronique. Enfin, il est à noter que la différence de fréquence d'échantillonnage entre les deux systèmes optoélectronique et inertiel peuvent implicitement induire des décalages temporels auquel il est difficile de remédier. Ces décalages peuvent toutefois être réduits lorsque les fréquences d'échantillonnage des deux systèmes sont proches, précaution que nous avons suivie dans ce travail (250 vs 285 Hz). L'examen de la littérature nous permet toutefois de constater que cette limite est classique (Falbriard et al., 2018; Storm et al., 2016). En effet, dans l'étude (Storm et al., 2016) une correction d'un pas de temps est apportée toutes les deux minutes pour réaligner temporellement les signaux entre les systèmes de mesure. A notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'impact des différents paramètres évoqués précédemment sur les erreurs d'estimation des PM, ce qui serait une perspective intéressante à ce travail.

Plusieurs perspectives peuvent également être apportées à ce travail, notamment au regard de la capacité à transférer les méthodes évaluées en condition de laboratoire vers un contexte de terrain. En effet, notre étude a permis d'évaluer différentes méthodes de segmentation en cyclisme en utilisant un ergomètre. Ce cadre d'étude en laboratoire permettait d'offrir des conditions standardisées et un contrôle des variables d'intensité et de fréquence de pédalage, ce qui n'aurait pas été possible en conditions extérieures. Une perspective à ce travail serait donc de comparer les erreurs obtenues par nos méthodes de segmentation en condition de laboratoire à celles évaluées dans un contexte *in situ*, sur la route ou sur vélodrome par exemple. En effet, dans notre évaluation de laboratoire, l'ergomètre reste immobile et les conditions d'évaluation demeurent identiques durant toute l'épreuve (relief etc.). Il est à ce jour délicat de prédire dans quelle mesure la précision de nos méthodes de détection serait altérée lors d'un passage en condition réelle mais on peut imaginer que certains facteurs liés à l'ajout de vibrations (route pavée ou présentant des irrégularités) (Munera et al., 2018) ou aux oscillations latérales du vélo (Bertucci et al., 2007; Bertucci et al., 2005; Duc et al., 2006), puissent jouer un rôle. Il est ainsi intéressant de garder à l'esprit que l'utilisation du gyroscope pourrait être susceptible de capter des informations plus précises que l'accéléromètre. Ainsi, Kang et al. (2018) justifient le choix de baser leur méthode de détection de cycles de marche par le fait que l'accéléromètre peut souffrir de nombreux minima locaux alors que les vitesses angulaires sont lisses et possèdent une bonne cyclicité quel que soit l'emplacement du gyroscope sur le corps. Cet argument est parfois retrouvé dans de récents articles concernant la détection de cycles de nage basée sur les IMU (James et al., 2011; Mooney et al., 2015). Ces éléments peuvent donc constituer des critères de sélection d'une méthode de détection des cycles de pédalage pour un transfert sur le terrain.

La méthode de détection proposée dans l'étude est facile à implémenter et s'appuie sur la simple détection de pics ou de passage par zéros du signal. Cette analyse réalisée uniquement dans le domaine temporel nécessite d'ajuster les critères de détection pour caractériser les pics que l'on souhaite détecter d'après leur hauteur (proéminence) ou leur largeur. D'autres approches plus complexes, étudient le signal dans le domaine temps-fréquence à partir d'analyses par ondelettes (Khandelwal and Wickström, 2017, 2016). Ces méthodes sont pour l'instant majoritairement évaluées pour la marche mais pourraient probablement offrir des perspectives intéressantes pour l'analyse du mouvement en cyclisme. Dans cette procédure, les algorithmes appliqués à la marche proposent de détecter les événements du cycle mais aussi de

suivre la fréquence des cycles. Ce suivi permet d'améliorer significativement la robustesse de la méthode vis-à-vis des variations de cadences. En effet dans notre étude, la cadence est maintenue constante durant chaque essai. De ce fait, dans la perspective de transfert vers le terrain, le suivi de la cadence serait probablement un paramètre d'intérêt à considérer pour ajuster les méthodes de détection et ainsi assurer une meilleure adéquation avec les besoins des sportifs et des entraîneurs.

5. Conclusion

Ce chapitre est, à notre connaissance, la première étude exploratoire visant à réaliser la détection d'évènements du cycle de pédalage à partir de centrales inertielles placées sur les membres inférieurs.

Parmi les 20 méthodes de segmentation étudiées, seules quatre méthodes de segmentation ont répondu aux critères d'inclusion de notre étude : deux méthodes utilisent les données issues de la centrale de la cuisse (accélération antéro-postérieure et vitesse angulaire medio-latérale), une méthode utilise les données issues des centrales positionnées sur le tibia (accélération antéro-postérieure) et une méthode utilise la norme de l'accélération du pied. Nous avons pu montrer que ces 4 méthodes offrent des performances tout à fait acceptables en termes de précision et de capacité à repérer les PM. Toutefois, la méthode utilisant la norme de l'accélération du pied offre les meilleurs résultats en termes de biais ou de capacité à détecter tous les points morts bas et uniquement ces PM. On peut également constater que la méthode utilisant la vitesse angulaire autour de l'axe médio-latéral de la cuisse présente un biais légèrement plus important (représentant seulement 0.6% de la durée du cycle de pédalage), mais une capacité comparable à celles basée sur la norme du pied pour identifier les PM et uniquement ces derniers (F1 score de $95\pm 11\%$). Toutefois, au regard des éléments de la littérature évoqués précédemment (comparaison des signaux issus des gyroscopes et des accéléromètres), le choix d'une méthode basée sur le gyroscope en conditions *in situ* pourrait s'avérer une alternative intéressante aux méthodes basées sur l'accéléromètre.

De manière générale, on peut considérer que la segmentation des cycles de pédalage est possible à partir des centrales de chaque segment, mais à partir de méthodes (et de composantes des signaux) bien spécifiques. Les méthodes retenues pour la cuisse et le tibia utilisent des signaux exprimés dans les repères segmentaires. Pour ces segments, la calibration entre la centrale et le segment est indispensable. Concernant la cuisse, les méthodes recommandées sont basées sur l'accélération antéro-postérieure et sur la composante medio-latérale de la vitesse angulaire. Concernant le tibia, l'accélération antéro-postérieure est le signal qui permet une segmentation suffisamment précise. Enfin, pour le pied, une seule méthode, basée sur la norme de l'accélération, est recommandée. L'ensemble de ces méthodes permet de détecter des PM, la performance de ces 4 méthodes n'étant pas affectée par l'intensité d'exercice (dans la gamme d'intensité légère à modérée). En revanche, la comparaison des cadences montre une sensibilité des méthodes à ce paramètre, la condition à 60rpm engendrant des erreurs plus importantes, quelle que soit la méthode.

6. Points clés du chapitre

- La méthode de détection des PM utilisant la norme de l'accélération du pied présente les meilleures performances.
- Néanmoins, la détection des PM est relativement précise avec les méthodes utilisant l'accélération antéropostérieure ou la vitesse angulaire autour de l'axe médio-latéral de la cuisse, ainsi que pour la méthode utilisant l'accélération antéro-postérieure du tibia.
- Les différentes méthodes de calibration ne sont pas sensibles à l'intensité de l'effort, en revanche, elles sont sensibles à la cadence et une cadence faible induit une moins bonne détection des PM.
- La procédure de calibration est nécessaire si la segmentation utilise les centrales de la cuisse ou du tibia mais la méthode utilisant les données de la centrale du pied peut se passer de cette procédure.

Chapitre 5

Analyse de la cinématique des membres inférieurs à l'aide de centrales inertielles chez des cyclistes élités féminines lors d'un contre-la-montre de 4km sur vélodrome.

1. Introduction

Ce chapitre se base sur les méthodologies développées lors des deux précédents chapitres pour proposer une ouverture et une application de nos développements à une expérimentation en conditions réelles d'exercice. Cette expérimentation a été réalisée auprès de la « Team Breizh Ladies » qui regroupe les meilleures jeunes cyclistes féminines de la région, et a fait l'objet d'un test de contre-la-montre (CLM) de 4km sur le vélodrome de Plouay (piste de 250 mètres comportant des virages inclinés à 37°30). Le fait de réaliser cette expérimentation sur vélodrome offrait un cadre d'analyse idéal vis-à-vis des objectifs de ce travail de thèse, et présentait également le grand avantage d'une analyse semi standardisée en termes de topographie du terrain et de distance effectuée à chaque tour de piste.

Dans ce travail, notre attention s'est portée sur le test de 4km, puisqu'il s'agit de la distance officielle pratiquée chez les femmes lors de l'épreuve de poursuite par équipe mais aussi de la distance associée à la poursuite individuelle et par équipe chez les hommes. De plus, ce test engendre un effort à une intensité proche de la puissance maximale aérobie (PMA), ce qui le rapproche du test de terrain de 5' visant l'évaluation de la PMA (Aisbett et al., 2009; Grappe, 2009). Pour l'ensemble de ces raisons, il s'agit d'un des tests ayant fait l'objet de nombreuses études scientifiques, mais plus particulièrement chez les hommes (Altareki et al., 2009; Ansley et al., 2004; Broker et al., 1999; Hettinga et al., 2006; Olaf Schumacher and Mueller, 2002; Van Ingen Schenau et al., 1992; Ward et al., 2016).

L'examen de la littérature nous permet de constater que la majorité des travaux antérieurs concernant cette épreuve de 4km a focalisé sur les impacts physiologiques et neuromusculaires d'un tel effort (Ansley et al., 2004; Broker et al., 1999; Hettinga et al., 2006), certains travaux ayant aussi montré l'impact des facteurs aérodynamiques (position) à la performance (Olaf Schumacher and Mueller, 2002) ou même l'effet d'apports nutritionnels aigus à la performance sur cette épreuve (Ward et al., 2016). On peut également constater qu'un des facteurs les plus abordés concerne la régulation de l'effort (« pacing strategy ») (Ansley et al., 2004; Corbett, 2009; Hettinga et al., 2006). En effet, lors d'une telle épreuve, l'athlète est confronté à cette problématique cruciale et met en place des stratégies de régulation de l'allure et du travail mécanique disponible (Foster et al., 1993). Cette régulation vise notamment à limiter les conséquences de la survenue de la fatigue, impliquant des mécanismes d'adaptations périphériques ou centraux. La compréhension des mécanismes de régulation de l'effort, en particulier ici sur un CLM de 4km, est donc d'un intérêt majeur pour les entraîneurs et les coureurs cyclistes. Pour autant, les modifications de la coordination segmentaire et de la

cinématique articulaire n'ont, à notre connaissance, jamais été explorés, en particulier chez les femmes. Pourtant, l'évolution de la cinématique articulaire peut traduire un état de fatigue que certains auteurs associent à des modifications de l'activité musculaire. Ainsi, Dingwell et al. (2008) montrent par exemple que les modifications de l'activité musculaire précèdent les modifications cinématiques lors d'un test rectangulaire à 100% de PMA en cyclisme.

Ce chapitre de thèse s'inscrit dans cette démarche générale, mais focalise de manière plus spécifique sur l'évolution de la cinématique articulaire 3D des membres inférieurs lors d'un contre-la-montre de 4km. D'un point de vue méthodologique, la durée de cette épreuve implique la mise en œuvre d'une méthode de correction de la dérive due à l'accumulation d'erreurs lors de l'intégration de la vitesse angulaire. Ce problème n'était pas spécifiquement abordé dans les chapitres précédents, puisque les durées des tâches de pédalage évaluées au chapitre 3 étaient de courte à moyenne durée, tandis que les méthodes de détection des points morts se basaient uniquement sur les données brutes des centrales inertielles.

Dans ce chapitre, nous proposons donc d'évaluer les modifications de cinématique articulaire en conditions réelles d'exercice et sur la base de centrales inertielles placées sur les membres inférieurs et sur le vélo. Plus spécifiquement, les analyses suivantes sont proposées :

- Effet de la distance sur les vitesses angulaires et les angles articulaires 3D ;
- Comparaison des vitesses angulaires et des angles articulaires lors des phases de lignes droites et des virages ;
- Comparaison bilatérale des vitesses angulaires et des angles articulaires.

2. Méthodes

2.1 Population et protocole

2.1.1 Population

Neuf cyclistes féminines (âge : 19.1 ± 3.2 ans ; taille : 165.4 ± 4.7 cm ; poids : 54.7 ± 4.8 kg), toutes membres de la team Breizh Ladies (Elite régionale de Bretagne) ont participé à l'expérimentation. La majorité des sujets étaient spécialistes en contre-la-montre et parmi ces cyclistes, l'une d'entre elles a d'ailleurs été championne de France de contre-la-montre et médaillée de bronze de la poursuite par équipes juniors en 2017. Aucun entraînement intensif n'avait été réalisé par les cyclistes sur les 24h précédents le test de CLM.

Au-delà des données anthropométriques, nous avons également évalué la préférence latérale des sujets par l'intermédiaire d'une série de tests tels que décrits dans l'étude de (De Ruiter et al., 2010). Ainsi, la préférence latérale a été déterminée à partir des trois tests suivants:

- Jambe préférentiellement utilisée pour frapper dans un ballon.
- Jambe préférentiellement employée pour franchir un obstacle et monter sur une chaise.
- Jambe préférentiellement utilisée pour amortir un déséquilibre provoqué par l'arrière

La jambe utilisée spontanément au moins deux fois sur les trois tests permettait alors de définir la dominance latérale de la jambe. Suite à ces tests, l'ensemble des sujets possédait une dominance droite de la jambe.

2.1.2 Déroulement de l'épreuve

Dans la perspective d'un projet visant à monitorer un corpus de paramètres de la performance (Figure 1), chaque sujet était au préalable équipé d'un cardiofréquence-mètre

enregistrant simultanément les données GPS (Garmin 520), de centrales inertiellees WaveTrack (Cometa, Italie) et de capteurs électromyographiquees (système EMG sans fil Cometa (Wave Wireless EMG, Cometa, Milan, Italy). Les données issues de l'analyse EMG ne rentrent pas dans le cadre de cette thèse, mais ont fait l'objet d'une présentation spécifique en conférence internationale (Annexe C). Par ailleurs, chaque vélo était équipé d'un capteur de cadence et d'un capteur de puissance inséré dans le moyeu (PowerTap, modèle g3) permettant l'analyse de la stratégie de régulation de l'effort (« pacing strategy »).

Avant l'épreuve de contre-la-montre, chaque sujet réalisait un échauffement standardisé de 10 minutes à faible intensité avec deux périodes de 30 secondes à une haute intensité (intensité du CLM) au début de la 6^{ème} minute et au début de la 9^{ème} minute.

Immédiatement après cet échauffement, le sujet devait réaliser une tâche de calibration statique (maintien d'une posture debout sur une durée de cinq secondes) et d'une tâche de pédalage (réalisée pendant l'échauffement) afin de calibrer les centrales inertiellees, conformément à la méthode de calibration proposée dans le Chapitre 3.

L'expérimentation consistait ensuite en un contre-la-montre de 4km (départ lancé) réalisé sur vélodrome (piste de 250 mètres) (Figure 46). L'épreuve se décomposait donc en 16 tours de piste précédés de 3 tours permettant d'atteindre la vitesse nominale de course à la fin du troisième tour.

Lors de l'épreuve, chaque cycliste avait comme seule information la distance restant à parcourir et n'avait aucun autre feedback concernant la puissance ou la fréquence cardiaque.



Figure 46 : Epreuve en contre-la-montre de 4km réalisé sur le vélodrome de Plouay (piste de 250m).

L'analyse présentée dans ce travail focalise sur l'évaluation de la cinématique articulaire des membres inférieurs et son évolution au cours du contre-la-montre de 4KM.

2.2 Capture de mouvement basée sur des centrales inertielles

2.2.1 Collecte des données

Comme pour l'étude précédente, les centrales inertielles WaveTrack (Cometa, Milan, Italie) ont été utilisées. Les données de l'accéléromètre et du gyroscope étaient enregistrées localement sur les centrales inertielles (échantillonnées à 285Hz) et sur les capteurs électromyographiques (échantillonnées à 2000Hz). Les capteurs étaient synchronisés à partir d'un trigger qui déclenche l'enregistrement sur l'ensemble des capteurs. Six centrales inertielles étaient placées sur les jambes droite et gauche et une centrale était positionnée sur le vélo, au voisinage du pédalier. Le Tableau 14 indique la manière dont chaque centrale était placée sur le sujet ou sur le vélo et la Figure 47 schématise le placement des centrales avant la procédure de calibration. Un soin particulier a été apporté au placement bilatéral et symétrique des centrales qui a été réalisé par un opérateur expérimenté en analyses du mouvement et en palpation osseuse (ostéopathe diplômé d'état et chercheur en biomécanique).

Tableau 14 : Placement des centrales sur le sujet et sur le vélo

Segment	Placement
Pied (G & D)	Cou-de-pied avec l'axe Z de la centrale dirigé vers le haut.
Tibia (G&D)	Face externe du tibia sur le tiers supérieur. L'axe Z de la centrale est orienté latéralement.
Cuisse (G&D)	Face externe du segment à mi-distance entre le grand trochanter et le condyle latéral du fémur. L'axe Z de la centrale est orienté latéralement.
Bassin	Face postérieure du bassin entre les épines iliaques postéro-supérieures. L'axe Z de la centrale est orienté vers l'arrière.
Vélo	Côté gauche et partie inférieure du tube de selle. L'axe Z de la centrale est orienté latéralement

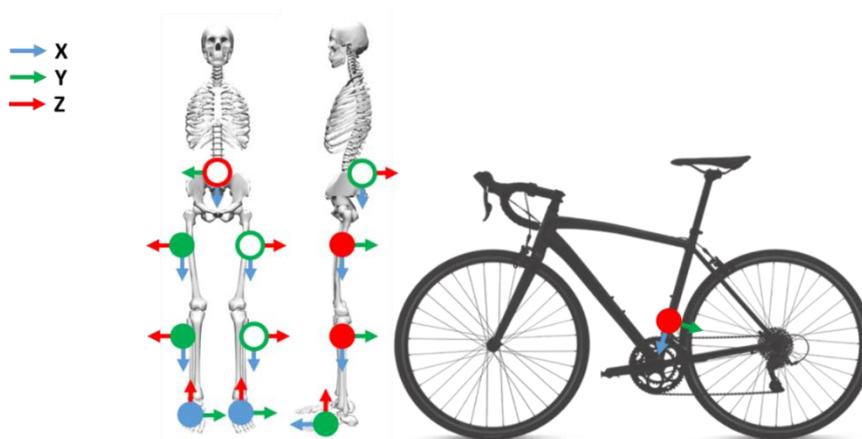


Figure 47 : Orientation *a priori* des centrales sur le sujet et le vélo.

2.2.2 Calibration « centrale à segment »

L'orientation relative du segment dans le repère de la centrale a été obtenue par l'intermédiaire des tâches détaillées dans le chapitre Chapitre 3. La procédure de calibration utilisée dans ce chapitre comportait seulement deux tâches de calibration : la tâche debout (SU) et la tâche de pédalage (CY) qui a été réalisée durant l'échauffement. Cette procédure de calibration est appliquée aux segments de la cuisse, du tibia et du pied.

Concernant le bassin, nous avons utilisé une calibration incluant la mesure du magnétomètre, selon une méthode similaire à celle proposée par Morton et al. (Morton et al., 2013). La mesure du magnétomètre étant généralement moins perturbée à partir d'une hauteur de 1 mètre par rapport au sol (de Vries et al., 2009), nous avons supposé que la cuisse et le bassin enregistraient le même nord magnétique. L'axe X^{cuisse} (estimé avec la tâche « Cyclisme » et la tâche debout) forme un angle α avec le nord magnétique mesuré par le magnétomètre de la cuisse (y_m^{cuisse}) et projeté dans le plan perpendiculaire au vecteur Y^{cuisse} de la cuisse ($y_{m,proj}^{cuisse}$) (Figure 48). Cet offset (α) a ensuite été utilisé pour estimer l'orientation de l'axe X^{bassin} du bassin à partir de la mesure du magnétomètre du bassin (y_m^{bassin}) projeté dans le plan perpendiculaire au vecteur Y^{bassin} du bassin ($y_{m,proj}^{bassin}$).

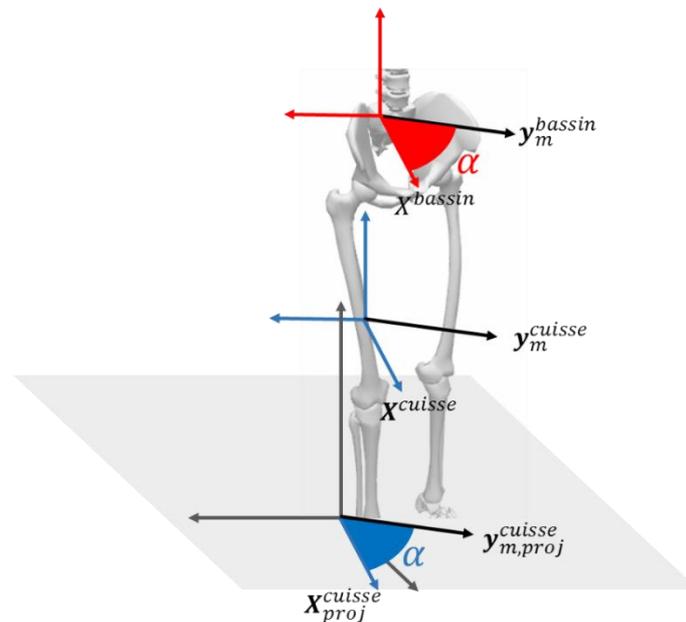


Figure 48 : Projection des mesures du magnétomètre dans le plan horizontal pour la calibration du bassin.

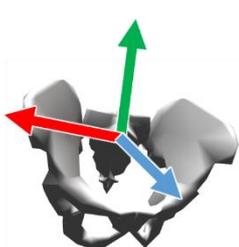
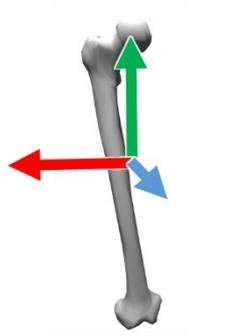
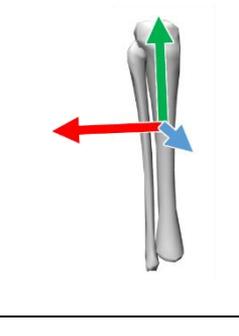
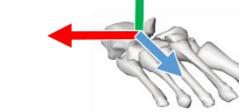
La calibration permet d'aligner le repère des centrales sur les repères segmentaires. Ces repères segmentaires s'accordent avec les recommandations ISB de la manière suivante :

- Pour le bassin : l'axe Y est orienté sur l'axe rostro-caudal vers la tête. L'axe Z est orienté en médio-latéral vers la droite du sujet. L'axe X est orienté en antéro-postérieur vers l'avant du sujet.
- Pour la cuisse et le tibia : l'axe Y est longitudinal vers le haut. L'axe Z est orienté en médio-latéral vers la droite du sujet. L'axe X est orienté en antéro-postérieur vers l'avant du sujet.

- Pour le pied : L'axe X est longitudinal du calcanéum vers les métatarses. L'axe Z est orienté en médio-latéral vers la droite du sujet. L'axe Y est vertical de la plante du pied vers le dos du pied.

Chaque axe segmentaire était obtenu à partir d'une ou plusieurs tâches de calibration d'après le Tableau 15.

Tableau 15 : Tableau de construction des matrices de calibration. Avec R_α , la rotation d'un angle alpha autour de l'axe Y^{bassin} .

Segment	Axe Estimé	Tâches de calibration
	X	$R_\alpha * y_{m,proj}^{bassin}$
	Y	SU
	Z	$X \wedge Y$
	X	$Y \wedge Z$
	Y	SU
	Z	« Cyclisme »
	X	$Y \wedge Z$
	Y	SU
	Z	« Cyclisme »
	X	$Y \wedge Z$
	Y	SU
	Z	« Cyclisme »

Pour chaque segment la matrice de calibration (R_I^S) est calculée et permet d'appliquer une transformation aux vecteurs des signaux bruts pour les exprimer dans le repère segmentaire tel que :

$$\mathbf{y}^S = R_I^S \cdot \mathbf{y}^C \quad (59)$$

Où \mathbf{y}^C désigne les vecteurs des signaux bruts exprimés dans le repère de la centrale et \mathbf{y}^S les vecteurs des signaux bruts exprimés dans le repère segmentaire.

2.2.3 Identification des cycles de pédalage et des phases de virage

Une première étape consistait à identifier les cycles de pédalage. Les instants de point mort bas étaient estimés en identifiant les passages par zéro de la mesure du gyroscope autour de l'axe médio-latéral du segment de la cuisse (Chapitre 4).

Une autre étape consistait à identifier les phases de virage. Dans cet objectif, nous avons équipé le vélo d'une centrale inertielle dont le gyroscope est sensible aux mouvements de rotations du vélo. Ces mouvements peuvent être décrits au travers des angles de roulis, de tangage et de lacet (Chapitre 3, Figure 23). Ainsi, le roulis correspond au balancement latéral du vélo. Ce mouvement est mesuré essentiellement autour de l'axe Y de la centrale. L'inclinaison décrit les mouvements du vélo liés à la pente du terrain. Ce mouvement est évalué autour de l'axe Z de la centrale. Le lacet décrit les rotations du vélo autour de l'axe X vertical. Le placement de la centrale implique une orientation de l'axe X vers le bas du vélo, l'axe Y vers l'arrière du vélo et l'axe Z vers la gauche du vélo. Le lacet peut alors permettre de décrire les virages réalisés par le vélo, sachant que ces virages sont mesurés essentiellement autour de l'axe X de la centrale. Pour toutes les épreuves, les virages sont réalisés vers la gauche dans le sens antihoraire lorsque l'on observe le vélodrome de dessus (Figure 49).

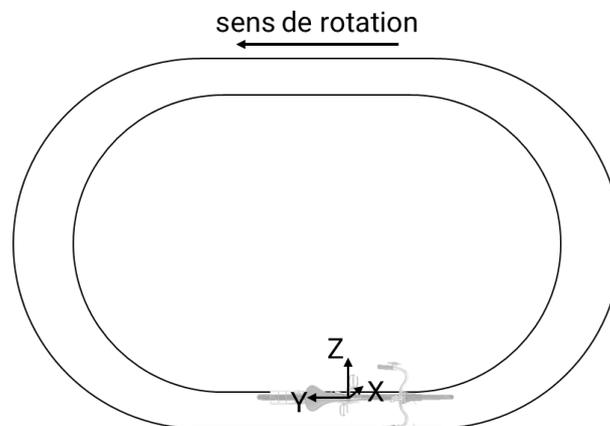


Figure 49 : Représentation des axes de rotation pour le vélo. Un virage peut se traduire par une rotation autour de l'axe vertical X de la centrale.

A partir des mesures de la centrale placée sur le vélo (et en particulier la mesure autour de l'axe X), nous avons segmenté les zones de virages et de lignes droites. Cette mesure autour de l'axe X est proche de zéro lorsque le vélo est en ligne droite et négative quand le vélo tourne à gauche. La mesure du gyroscope étant bruitée, le signal a été lissé par une moyenne glissante avec une fenêtre de 2 secondes. Le seuil de détection des lignes droites est estimé à 5°/secondes. Ce seuil a été déterminé pour faire correspondre les durées avec une analyse vidéo réalisée en parallèle.

2.3 Traitement des données

2.3.1 Estimation de l'orientation de la centrale et des segments

L'orientation de la centrale dans un repère terrestre a été obtenue à l'aide d'une méthode adaptée de celle proposée dans l'étude de Roetenberg (2005) (Roetenberg et al., 2005). Cette méthode utilise un algorithme à 6 degrés de liberté basé uniquement sur les informations de l'accéléromètre et du gyroscope en 3D ainsi qu'un filtre de Kalman. Cet algorithme vise à estimer à chaque instant les erreurs d'orientation, le biais du gyroscope et l'accélération linéaire pour produire l'orientation finale et la vitesse angulaire de la centrale (Figure 50).

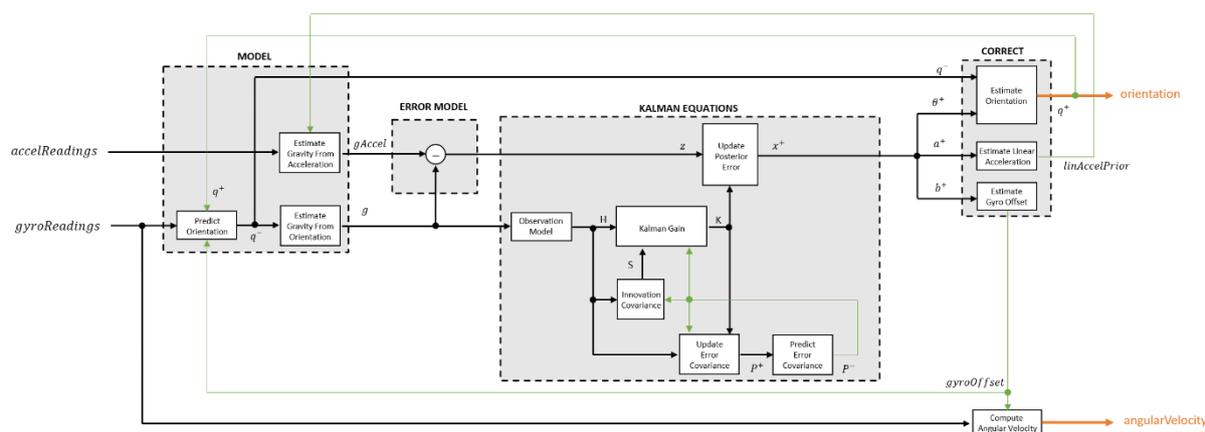


Figure 50 : Schéma fonctionnel de l'algorithme de fusion des données de l'accéléromètre et du gyroscope (Matlab "Sensor Fusion and tracking").

Au lieu de travailler directement sur l'orientation, le filtre de Kalman proposé ici modélise l'estimation d'erreur à l'aide d'un processus récursif selon l'équation suivante :

$$\mathbf{x}_k = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\theta}_k \\ \mathbf{b}_k \\ \mathbf{a}_k \end{bmatrix} = F_k \begin{bmatrix} \boldsymbol{\theta}_{k-1} \\ \mathbf{b}_{k-1} \\ \mathbf{a}_{k-1} \end{bmatrix} + \mathbf{w}_k \quad (60)$$

Où \mathbf{x}_k est le vecteur 9×1 qui comprend : $\boldsymbol{\theta}_k$ le vecteur d'erreur d'orientation à l'instant k , \mathbf{b}_k le vecteur du biais du gyroscope à l'instant k , \mathbf{a}_k le vecteur d'erreur d'accélération mesurée dans le repère de la centrale à l'instant k . \mathbf{w}_k représente le vecteur de bruit additif et F_k le modèle de transition du vecteur \mathbf{x}_k .

Le vecteur d'erreur \mathbf{x}_k obtenue est utilisé pour corriger l'estimation de l'orientation basée sur l'intégration des données du gyroscope. Ainsi l'orientation de la centrale est calculée comme un quaternion. Il est à noter que cet algorithme nécessite une phase d'initialisation en condition statique pour estimer l'orientation de la centrale à partir de la mesure de l'accéléromètre.

Suite à cette étape de fusion des données, l'orientation des différents segments est obtenue par l'intermédiaire de la calibration « centrale à segment » décrite dans la section Chapitre 3 selon l'équation :

$$\mathbf{q}_{G(I)}^S(t) = \mathbf{q}_{G(I)}^I(t) \cdot \mathbf{q}_I^S \quad (61)$$

Où $\mathbf{q}_{G(I)}^I(t)$ décrit l'orientation de la centrale dans son repère global à l'instant t et \mathbf{q}_I^S est l'expression sous forme de quaternion de la matrice de calibration \mathbf{R}_I^S obtenue à l'équation (59).

2.3.1.1 Correction du lacet

2.3.1.1.1 Correction du lacet initial

L'utilisation d'un algorithme de fusion de données à 6 degrés de liberté implique que les orientations de chaque centrale sont exprimées dans des repères globaux différents mais partageant un axe commun à savoir l'axe vertical associé à la gravité. En position initiale, le sujet était en position neutre (N-pose) et immobile. Cette posture permet d'initialiser la fusion des données et de contribuer à définir la matrice de calibration anatomique au travers de la tâche debout utilisée dans la méthode « Cyclisme ». En s'inspirant de la méthode proposée par (Morton et al., 2013), le lacet initial de l'orientation segmentaire a été corrigé. En effet pour chaque segment, les repères globaux associés à chaque centrale sont différents bien que partageant un même axe vertical. De ce fait, les différences entre les repères globaux s'expriment au travers de différences de lacet.

Ainsi, en utilisant une posture initiale (N-pose), les différents segments sont supposés alignés avec la verticale et on suppose qu'ils partagent un même angle de lacet. Ceci implique que les axes segmentaires médio-latéraux projetés dans le plan horizontal (perpendiculaire à la verticale) sont alignés (cf $\mathbf{Z}_{proj}^{cuisse}$ et $\mathbf{Z}_{proj}^{tibia}$ sur le Figure 51).

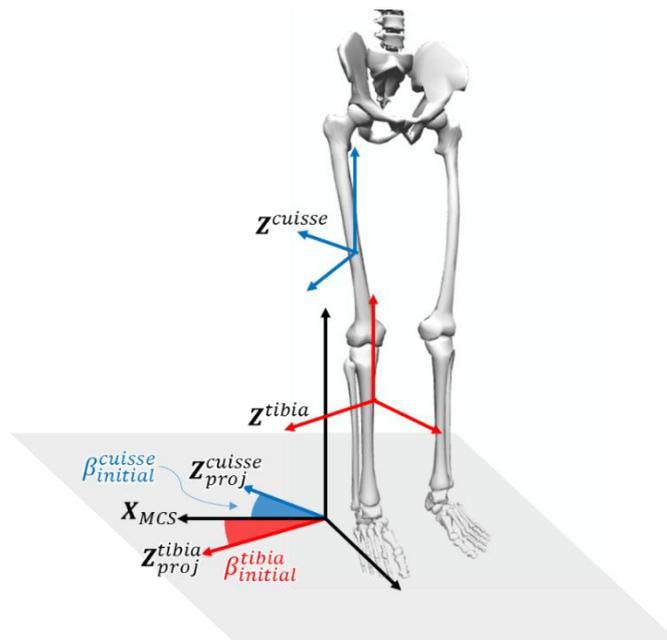


Figure 51 : Définition des repères globaux pour la correction du lacet initial.

L'axe \mathbf{X}_{MCS} du repère global est orienté vers la droite du sujet à l'instant initial. Un offset $\beta_{initial}^S$ est ainsi défini entre l'axe \mathbf{X}_{MCS} et l'axe médio-latéral de chaque segment projeté dans le plan perpendiculaire à la verticale $\mathbf{Z}_{proj}^S(0)$ à l'instant initial tel que :

$$\beta_{initial}^S = \tan^{-1} \left(\frac{|\mathbf{X}_{MCS} \times \mathbf{Z}_{proj}^S(0)|}{\mathbf{X}_{MCS} \cdot \mathbf{Z}_{proj}^S(0)^T} \right) \quad (62)$$

Où $\mathbf{Z}_{proj}^S(0)^T$ est le vecteur transposé du vecteur $\mathbf{Z}_{proj}^S(0)$, calculé tel que :

$$\mathbf{Z}_{proj}^s(0) = \mathbf{X}_{MCS} \times (\mathbf{Z}^s(0) \times \mathbf{X}_{MCS}) \quad (63)$$

Avec $\mathbf{Z}^s(0)$ décrivant l'orientation initiale de l'axe médio-latéral du segment s exprimé dans le repère de base de la centrale. Cet angle de lacet a été utilisé pour définir un offset sous la forme d'un quaternion tel que :

$$\mathbf{q}_{initial}^{c,s} = \left[\cos\left(\frac{\beta_{initial}^s}{2}\right), 0, 0, \sin\left(\frac{\beta_{initial}^s}{2}\right) \right] \quad (64)$$

Ce quaternion a été calculé pour chaque segment et utilisé pour initialiser le lacet de l'orientation des segments à la valeur nulle. Ainsi, les orientations des segments étaient calculées dans le même repère global $CS_{MCS}\{\mathbf{X}_{MCS}, \mathbf{Y}_{MCS}, \mathbf{Z}_{MCS}\}$ défini par un axe médio-latéral allant vers la droite du sujet à l'instant initial (\mathbf{X}_{MCS}), un axe antéro-postérieur allant vers l'avant du sujet à l'instant initial (\mathbf{Y}_{MCS}) et la vertical dirigée vers le haut (\mathbf{Z}_{MCS}). Au final, l'orientation du segment dans le repère global CS_{MCS} était calculée selon l'équation :

$$\mathbf{q}_{MCS}^s(t) = \mathbf{q}_{G(I)}^s(t) \cdot \mathbf{q}_{initial}^{c,s} \quad (65)$$

A l'instant initial, les valeurs de lacets ont donc été corrigées. Toutefois, le phénomène de dérive, propre à l'intégration des données bruitées du gyroscope, nécessitait une correction du lacet pour chaque cycle de pédalage.

2.3.1.1.2 Correction du lacet à chaque cycle de pédalage

Dans ce travail, il était nécessaire de réduire la dérive due à l'accumulation d'erreurs lors de l'intégration de la vitesse angulaire. Dans cet objectif, différents algorithmes spécifiques sont possibles et dépendent du contexte d'application (marche, course, ski, etc). Certains auteurs proposent par exemple l'algorithme ZVU (Zero Velocity Update) (Feliz et al., 2009) généralement appliqué au mouvement de marche ou à des activités comportant une posture statique (Fourati and Manamanni, 2013; Qiu et al., 2018; Schiefer et al., 2014). En cyclisme, cet algorithme n'est pas applicable car le mouvement de pédalage est continu et ne comporte pas de phase statique. Dans ce travail, nous avons proposé de nous appuyer sur la segmentation en cycles de pédalage pour corriger la dérive, ainsi que sur l'hypothèse bidimensionnelle du mouvement de pédalage.

Ainsi, en moyenne sur un cycle, les axes segmentaires antéro-postérieurs de chaque segment sont coplanaires et visualisés dans le plan sagittal du corps. Cela signifie qu'en moyenne, sur un cycle de pédalage, les projections des axes médio-latéraux des segments dans le plan horizontal sont alignées. Notre procédure de correction consistait à aligner à chaque cycle de pédalage, le lacet moyen de chaque segment des membres inférieurs avec le lacet moyen du pelvis. Pour cela, l'angle $\Phi^s(t)$ entre l'axe médio-latéral du pelvis et celui des autres segments était calculé à chaque instant :

$$\Phi^s(t) = \tan^{-1} \left(\frac{|\mathbf{z}_{proj}^{pelvis}(t) \times \mathbf{z}_{proj}^s(t)|}{\mathbf{z}_{proj}^{pelvis}(t) \cdot \mathbf{z}_{proj}^s(t)^T} \right) \quad (66)$$

Cet angle $\Phi^s(t)$ était moyenné à chaque cycle de pédalage (i) pour définir un angle de correction de lacet Φ_i^s . Cet angle était ensuite exprimé sous la forme d'un quaternion de correction à chaque cycle de pédalage tel que :

$$\mathbf{q}_i^{c,s} = \left[\cos\left(\frac{\Phi_i^s}{2}\right), 0, 0, \sin\left(\frac{\Phi_i^s}{2}\right) \right] \quad (67)$$

Ce quaternion de correction a alors permis alors de corriger la dérive du lacet selon l'équation suivante :

$$\mathbf{q}_{MCS,corrigé}^s(t) = \mathbf{q}_{MCS}^s(t) \cdot \mathbf{q}_i^{c,s} \quad (68)$$

2.3.1.2 Angles articulaires

A partir des orientations segmentaires dont la dérive est corrigée ($\mathbf{q}_{MCS,corrigé}^s$), les angles articulaires ont été calculés sous la forme d'un quaternion tel que :

$$\mathbf{q}_J(t) = \mathbf{q}_{MCS,corrigé}^{s1} \cdot \text{conj}(\mathbf{q}_{MCS,corrigé}^{s2}) \quad (69)$$

Où le segment s_1 définit le segment distal et s_2 définit le segment proximal. La fonction $\text{conj}(q)$ définit le conjugué du quaternion. Ce quaternion était ensuite exprimé en angle d'Euler. Pour la hanche et la cheville, la séquence d'Euler recommandée par l'ISB est 'XYZ' alors que pour le genou cette séquence est 'ZYX'.

- Pour la cheville, les rotations autour de l'axe X définissent les mouvements d'inversion (angle positif) et d'éversion (angle négatif). Les rotations autour de l'axe Y définissent les rotations internes (valeurs positives) ou externes (valeurs négatives). Enfin, les rotations autour de l'axe Z définissent la flexion dorsale (valeurs positives) et la flexion plantaire (valeurs négatives).
- Pour la hanche, les rotations autour de l'axe X correspondent à l'abduction (valeurs négatives) et à l'adduction (valeurs positives). Les rotations internes (valeurs positives) et externes (valeurs négatives) se font autour de l'axe Y. La flexion (valeurs négatives) et l'extension (valeurs positives) de hanche se font autour de l'axe Z.
- Enfin pour le genou, la flexion (valeurs positives) et l'extension (valeurs négatives) se font autour de l'axe Z. Les rotations interne (valeurs positives) et externe (valeurs négatives) correspondent aux rotations autour de l'axe Y. Enfin, les rotations autour de l'axe X correspondent à l'abduction (valeurs négatives) et à l'adduction (valeurs positives) du genou.

2.3.1.3 Calcul des cycles moyens de pédalage

Les angles articulaires et les vitesses angulaires segmentaires étaient obtenus pour chaque cycle sur l'ensemble de la course. Pour chaque variable et chaque sujet, on obtenait un certain nombre de cycles de pédalage pouvant être catégorisés trois caractéristiques : la courbure (ligne droite ou virage), la latéralité (gauche ou droite) et la distance (index du kilomètre noté de 1 à 4). Un cycle moyen était ensuite déterminer pour chaque combinaison de conditions (courbure, latéralité et kilomètre). Pour chaque sujet, on obtient 16 cycles moyens (4 conditions de distance x 2 conditions de courbure x 2 conditions de latéralité) qui étaient utilisés pour les différents tests statistiques.

2.4 Analyse statistique

L'analyse statistique avait plusieurs objectifs. L'épreuve 4km en CLM sur vélodrome impliquait une régulation de l'effort par le sujet. L'objectif de ce travail n'était pas de déterminer comment les athlètes régulaient leur effort pour retarder la survenue de la fatigue mais d'évaluer les conséquences biomécaniques de l'effort du CLM en termes de changements de la cinématique en fonction des kilomètres.

Dans cette perspective, nous avons comparé les données d'angles articulaires entre les kilomètres. Pour cela, l'angle moyen du cycle pour chaque degré de liberté articulaire a été extrait pour chaque cycle moyen de chaque sujet. Après un test de normalité de Shapiro-Wilk, nous avons utilisé le test de Friedman pour comparer les variables moyennes entre les conditions de kilomètres pour chaque degré de liberté. Quand une différence significative entre les kilomètres était rapportée ($p < 0.05$), le coefficient de concordance de Kendall (W) était alors calculé pour estimer la taille d'effet. De plus, un test post hoc basé sur des tests de Wilcoxon avec une correction de Bonferroni a permis de mettre en évidence la distance à partir de laquelle les différences devenaient significatives. En plus de la valeur d'angle moyen pour chaque degré de liberté, les valeurs d'amplitudes articulaires ont été comparées avec la même méthode d'analyse. Pour approfondir cette analyse globale, une évaluation intra-cycle des angles lors de la comparaison des kilomètres a été réalisée à l'aide d'une analyse SPM (Statistical Parametric Mapping) (Pataky, 2010; Pataky et al., 2016, 2013). Cette approche nous a permis de comparer pour chaque instant du cycle de pédalage les différences statistiques entre les kilomètres. Les instants pour lesquels les angles articulaires présentaient des différences significatives définissaient des régions d'intérêt qui dans notre cas correspondaient à des secteurs d'angles de manivelles. Pour vérifier l'effet de la distance sur la cinématique, la même procédure d'analyse (valeur moyenne, amplitude et SPM) a été réalisée avec les données de vitesses angulaires segmentaires.

La distance n'est pas le seul facteur qui peut influencer la cinématique. Comme le suggèrent Watanabe et al. (Watanabe et al., 2016) dans une étude de l'activité musculaire lors d'un CLM sur vélodrome, la coordination musculaire dans les portions de ligne droite diffère de celle mesurée dans les virages. Pour évaluer l'effet de la courbure sur les paramètres cinématiques, les angles obtenus pour chaque cycle moyen en virages ont été comparés aux angles obtenus pour les portions de ligne droite. Après un test de normalité, la comparaison des conditions de courbure a été faite via un test de Wilcoxon. Les amplitudes d'angles articulaires étaient ensuite comparées de la même manière et l'analyse intra-cycle SPM nous a permis d'estimer les secteurs du cycle de pédalage pour lesquels les angles présentaient des différences entre les zones de virages et celles en ligne droite. L'ensemble de cette procédure statistique a également été utilisée concernant les paramètres de vitesses angulaires et segmentaires.

Enfin, une comparaison bilatérale des vitesses angulaires et des angles articulaires a été réalisée. Cette démarche visait à comparer la cinématique de la jambe gauche à celle obtenue sur la jambe droite. Pour cela, nous avons suivi la même démarche statistique que celle précédemment décrite pour la comparaison des portions de virage et de lignes droites.

3. Résultats

Les sujets ont réalisé l'épreuve de contre-la-montre avec une performance moyenne de 360.6 secondes (meilleure performance : 344.6 secondes ; moins bonne : 366.5 secondes).

3.1 Effet de la distance sur les angles articulaires et les vitesses angulaires segmentaires

Dans un premier temps, l'effet de la distance sur les angles articulaires puis sur la vitesse angulaire segmentaire a été évalué. Les valeurs moyennes et les amplitudes des angles articulaires en fonction des kilomètres sont présentées dans les Tableau 16 et Tableau 17. Les résultats de l'analyse SPM sont présentés sur la Figure 52.

Tableau 16 : Angles moyens du cycle pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * dans la colonne des p désigne une différence significative entre les kilomètres ; * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative.

Moyenne	km1		km2		km3		km4		p	SPM
	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET		
Cheville										
FE	-44.48	33.02	-47.91	32.48	-57.48	34.07	-56.11	32.70		
IE	4.48	33.24	-2.31	25.71	0.80	18.89	1.67	6.35		
AA	5.67	43.60	11.07	45.28	13.52	51.37	9.49	26.15		
Hanche										
FE	-99.32	10.65	-100.22	10.56	-100.21	10.17	-100.29	9.87		*
IE	1.09	9.58	0.97	9.66	0.97	9.62	0.94	9.69		*
AA	0.13	5.56	0.13	5.51	0.20	5.46	0.26	5.59		*
Genou										
FE	62.93	8.16	63.18	8.03	63.24	8.06	63.35	8.04		*
IE	-1.06	4.60	-1.20	4.58	-1.28	4.59	-1.32	4.77		*
AA	2.77	4.57	3.03	4.57	3.20	4.60	3.36	4.76	*	*

L'effet de la distance sur les angles articulaires s'observe pour toutes les articulations mais c'est la cheville qui est la moins impactée. Seule l'amplitude des rotations interne/externe diminue significativement ($p < 0.001, W = 0.46$) et la différence est significative dès le deuxième kilomètre.

Concernant la hanche, tous les angles sont sensibles à la distance. L'analyse SPM montre que l'angle de flexion/extension diminue avec l'augmentation de la distance pour un secteur d'angle de manivelle situé entre 180° et 310° . De plus, l'amplitude est inférieure au premier km en comparaison au kilomètre 4 ($p < 0.05, W = 0.46$). Concernant la rotation interne/externe, l'analyse SPM montre une différence entre les kilomètres 1 et 2 pour un secteur d'angle de manivelle situé entre 250° et 330° . Les kilomètres 3 et 4 sont aussi différents du kilomètre 1 au voisinage du PMB ($0-40^\circ$). Enfin, le kilomètre 4 est différent du kilomètre 1 pour un secteur d'angle de manivelle situé entre 80 et 100° . L'amplitude de rotation interne/externe augmente significativement dès le deuxième kilomètre ($p < 0.05$). L'angle d'abduction/adduction est aussi sensible à la distance et l'analyse SPM montre que plus la distance augmente, plus l'angle diminue sur un intervalle d'angle de manivelle situé entre 0 et 130° .

Tous les degrés de libertés du genou montrent une sensibilité au paramètre de distance. L'angle de flexion/extension augmente avec la distance pour un secteur d'angles de manivelle situé entre 180 et 220° dès le deuxième kilomètre. On observe aussi une augmentation à partir du kilomètre 3 pour un secteur allant de 255 à 300° d'angle de manivelle. Les différences les

plus importantes s'observent pour la rotation interne/externe et pour l'abduction/adduction. L'angle de rotation interne/externe diminue avec l'augmentation de la distance pour un angle de manivelle entre 0 et 135°. De plus l'amplitude augmente avec la distance dès le deuxième kilomètre ($p < 0.001$, $W = 0.46$). Enfin, concernant l'angle d'abduction/adduction, l'analyse SPM montre qu'à partir du kilomètre 3, l'angle est inférieur pour un secteur angulaire entre 30° et 130° d'angle de manivelle. La comparaison des angles moyens montre que l'angle d'abduction/adduction augmente avec la distance à partir du troisième kilomètre ($p < 0.001$, $W = 0.52$) et que l'amplitude augmente aussi avec la distance mais uniquement pour le dernier kilomètre ($p < 0.001$, $W = 0.42$).

Tableau 17 : Moyennes (MOY) et écarts types (ET) des amplitudes angulaires sur un cycle moyen pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * désigne une différence significative entre les kilomètres.

Amplitude	km1		km2		km3		km4		p
	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET	
Cheville									
FE	56.11	28.44	55.83	22.51	58.00	20.93	54.42	19.20	
IE	11.90	7.20	8.36	5.61	7.17	4.80	5.72	3.37	*
AA	44.46	33.56	48.73	29.91	56.73	27.18	58.18	30.68	
Hanche									
FE	46.84	3.69	47.17	4.02	47.64	4.31	47.78	4.46	*
IE	11.77	3.73	12.59	3.79	13.40	3.63	14.23	3.44	*
AA	11.95	3.30	12.99	3.55	13.99	3.93	14.92	4.59	
Genou									
FE	67.63	9.85	68.11	9.85	68.62	10.41	68.49	10.88	
IE	17.62	3.96	19.22	4.30	20.87	4.56	22.89	5.13	*
AA	7.39	3.23	7.87	3.54	8.19	3.07	9.24	2.96	*

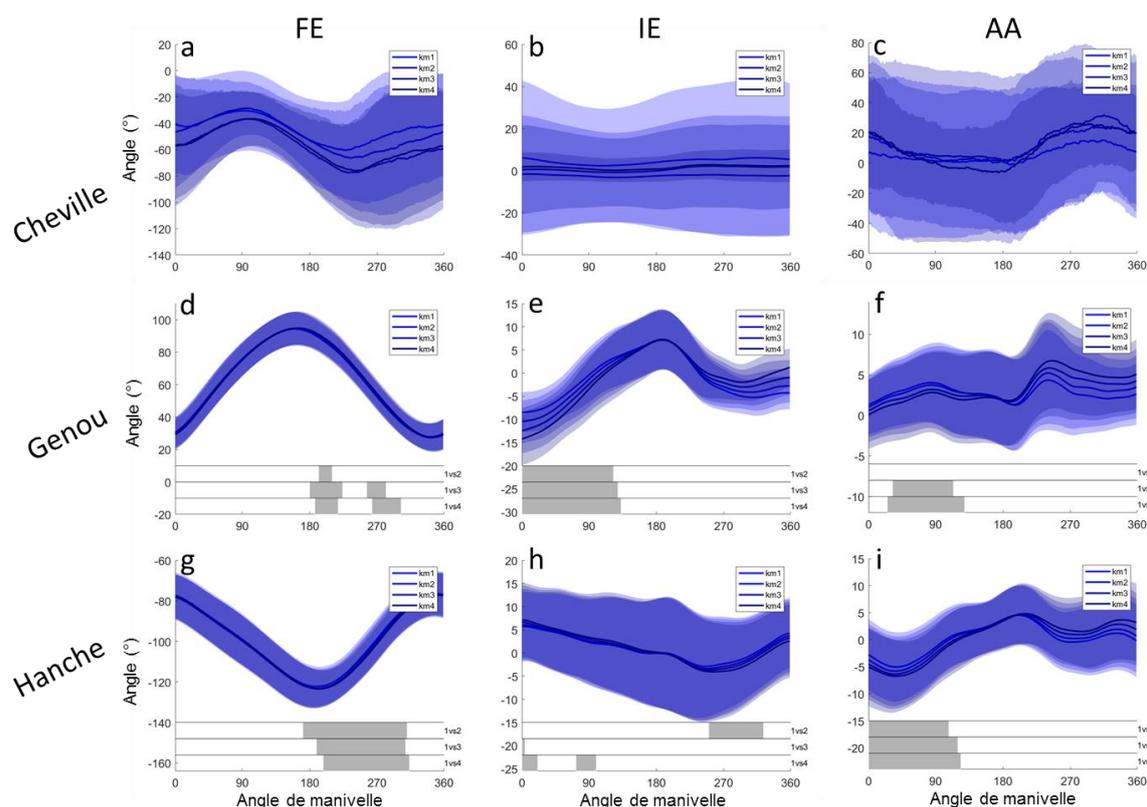


Figure 52: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des angles articulaires entre les kilomètres. Quand l'analyse SPM montre une différence significative ($p < 0.05$), la comparaison multiple est représentée en bas des graphiques par des bandes qui montrent la comparaison des 3 derniers kilomètres avec le premier (de haut en bas : km1 vs 2 ; km1 vs 3 ; km1 vs 4). Les zones grises dans les bandes signifient que courbes sont différentes à ces instants.

Après avoir évalué l'effet de la distance sur les angles articulaires, les Tableau 18 et Tableau 19 montrent respectivement la comparaison des valeurs moyennes et des amplitudes des vitesses angulaires. Seule la composante medio-latérale Z du pied montre une différence significative entre les kilomètres. La comparaison multiple montre que le kilomètre 3 est différent du kilomètre 1 uniquement. Les tests statistiques ne montrent aucune différence d'amplitude de la vitesse angulaire entre les kilomètres.

Tableau 18 : Vitesses angulaires moyennes sur un cycle moyen pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * désigne une différence significative entre les kilomètres.

Moyenne	km1		km2		km3		km4		p	SPM
	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET		
Pied										
X	-5.89	6.97	-5.82	6.93	-5.75	6.77	-5.58	7.17		*
Y	-3.17	8.52	-3.14	8.57	-3.28	8.74	-3.32	8.81		
Z	-8.23	6.64	-8.05	6.61	-7.74	6.48	-7.83	6.81	*	*
Tibia										
X	5.29	10.99	5.51	10.86	5.96	10.65	6.76	10.90		*
Y	-3.09	9.20	-3.16	9.21	-3.28	9.22	-3.42	9.20		
Z	-0.35	7.63	-0.54	7.59	-0.66	7.44	-0.56	7.60		
Cuisse										
X	-0.97	6.58	-0.81	6.42	-0.89	6.35	-0.85	6.49		*
Y	0.19	13.41	0.01	13.36	-0.22	13.28	-0.43	13.42		*
Z	4.54	7.35	4.51	7.21	4.50	6.92	4.72	7.13		

Tableau 19 : Amplitude de la vitesse angulaire sur un cycle moyen pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * désigne une différence significative entre les kilomètres.

Amplitude	km1		km2		km3		km4		p
	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET	MOY	ET	
Pied									
X	204.98	102.59	198.21	97.64	198.11	82.98	197.66	86.16	
Y	234.74	144.34	233.69	149.85	232.82	153.72	241.10	160.46	
Z	422.97	102.43	416.50	98.09	423.46	89.30	430.78	91.04	
Tibia									
X	223.93	113.07	221.14	113.36	224.85	115.02	225.19	113.67	
Y	282.34	112.09	283.34	115.65	285.85	113.04	279.82	109.69	
Z	408.80	86.97	401.51	84.76	399.05	75.87	399.22	76.16	
Cuisse									
X	163.90	65.28	159.08	62.14	155.74	59.78	156.00	57.73	
Y	280.33	123.14	277.31	125.12	266.03	99.41	268.95	87.72	
Z	361.53	110.08	357.27	108.17	349.72	102.77	352.13	105.14	

Les résultats de l'analyse SPM concernant l'effet de la distance sur la vitesse angulaire sont présentés dans la Figure 53.

Pour le pied, l'analyse SPM montre que la composante antéro-postérieure (X) est sensible à la distance. La vitesse angulaire est supérieure pour des intervalles de 270 à 310°

pour les kilomètres 3 et 4. Pour la composante Z, la vitesse angulaire est inférieure pour les mêmes intervalles d'angle de manivelle entre 270 à 310° à partir du 2nd kilomètre.

Pour le segment tibia, seule la composante antéro-postérieure (X) est sensible à la distance. La vitesse angulaire est significativement supérieure pour des angles autour du PMH (environ 180°) pour les kilomètres 2,3 et 4. La vitesse angulaire est supérieure pour le kilomètre 4 pour l'intervalle entre 270 et 285°. Enfin, les kilomètres 2 et 3 présentent une vitesse angulaire inférieure pour des angles proches du PMB (10-20°).

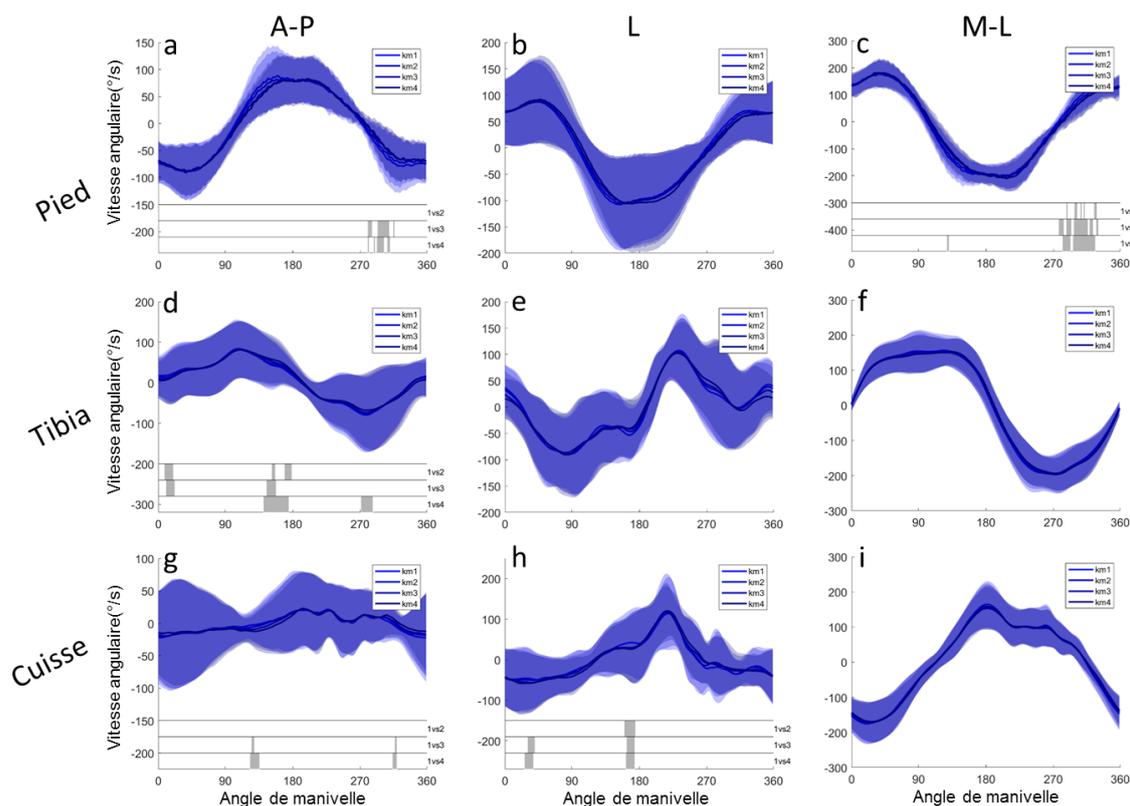


Figure 53: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des vitesses angulaires segmentaires entre les kilomètres. Quand l'analyse SPM montre une différence significative ($p < 0.05$), la comparaison multiple est représentée en bas des graphiques par des bandeaux qui montrent la comparaison des 3 derniers kilomètres avec le premier (de haut en bas : km1 vs 2 ; km1 vs 3 ; km1 vs 4). Les zones grises dans les bandeaux signifient que courbes sont différentes à ces instants.

3.2 Comparaison des angles articulaires et des vitesses angulaires entre les virages et les lignes droites

La vitesse angulaire des segments et les angles articulaires sont sensibles au paramètre de courbure de la route (lignes droites vs. virages). Tous les segments ne sont pas impactés de la même manière. Les résultats concernant l'effet de la courbure sur les angles articulaires sont présentés dans le Tableau 20 et les régions d'intérêt de l'analyse SPM sont rapportées dans la Figure 54.

Tableau 20 : Moyenne et amplitude des angles articulaires en courbes et en lignes droites. * dans les colonnes p indique une différence significative ($p < 0.05$). * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative.

	Moyenne		Droite		p	Amplitude		Droite		SPM
	Courbe	ET	MOY	ET		Courbe	ET	MOY	ET	
	MOY		MOY	ET		MOY	ET	MOY	ET	p
Cheville										
FE	-51.89	37.06	-51.10	28.90		59.91	26.24	52.27	18.08	*
IE	1.13	23.94	1.19	22.37		7.62	5.63	8.95	5.98	*
AA	11.01	38.88	8.87	45.53		59.91	33.91	44.13	24.62	*
Hanche										
FE	-99.97	10.35	-100.05	10.11		47.08	4.18	47.63	4.02	
IE	1.19	9.34	0.79	9.75		13.02	3.62	12.98	3.84	
AA	0.38	6.16	-0.03	4.70		13.30	3.93	13.63	4.06	*
Genou										
FE	63.35	7.80	62.99	8.19		68.22	10.16	68.21	10.18	*
IE	-0.50	4.99	-1.93	4.03	*	20.31	4.88	19.99	4.88	*
AA	2.06	4.38	4.11	4.56	*	8.17	3.01	8.17	3.48	*

Les angles articulaires sont aussi sensibles à la courbure du terrain. Pour la cheville, l'axe de flexion/extension montre des différences uniquement pour l'analyse SPM (Figure 54-a). L'angle de flexion/extension est inférieur en courbe pour un secteur d'angle de manivelle entre 50° et 210° . A l'inverse, cet angle est supérieur en courbe pour un intervalle entre 270° et 310° d'angle de manivelle. En revanche, la comparaison des amplitudes montre que l'angle de rotation interne/externe est inférieur en courbe en comparaison aux lignes droites ($p < 0.05$, diff : 1.33°). A l'inverse, l'angle d'abduction/adduction est supérieur lors des courbes ($p < 0.05$, diff : 15.78°).

Pour la hanche, seul l'angle d'abduction/adduction est sensible à la courbure avec l'analyse SPM. Cet angle est supérieur lors des virages pour un intervalle allant de 130° à 160° d'angle de manivelle (Figure 54-i).

Tous les angles articulaires du genou sont sensibles à la courbure (Figure 54-d-e-f). L'analyse SPM montre une différence de l'angle de flexion/extension. Cet angle est supérieur en courbes pour les intervalles d'angles de manivelles suivants : $70-90^\circ$ et $135-145^\circ$. L'angle de rotation interne/externe est supérieur en courbes pour un intervalle de $0-330^\circ$. La comparaison de l'angle moyen montre aussi que l'angle est supérieur lors des virages ($p < 0.05$, diff : 1.43°). De plus, l'amplitude est supérieure en courbes ($p < 0.05$, diff : $0,32^\circ$). L'angle d'abduction/adduction est supérieur en lignes droites durant tout le cycle de pédalage. En effet, l'angle moyen est significativement inférieur en courbes ($p < 0.05$, diff : 2.05°).

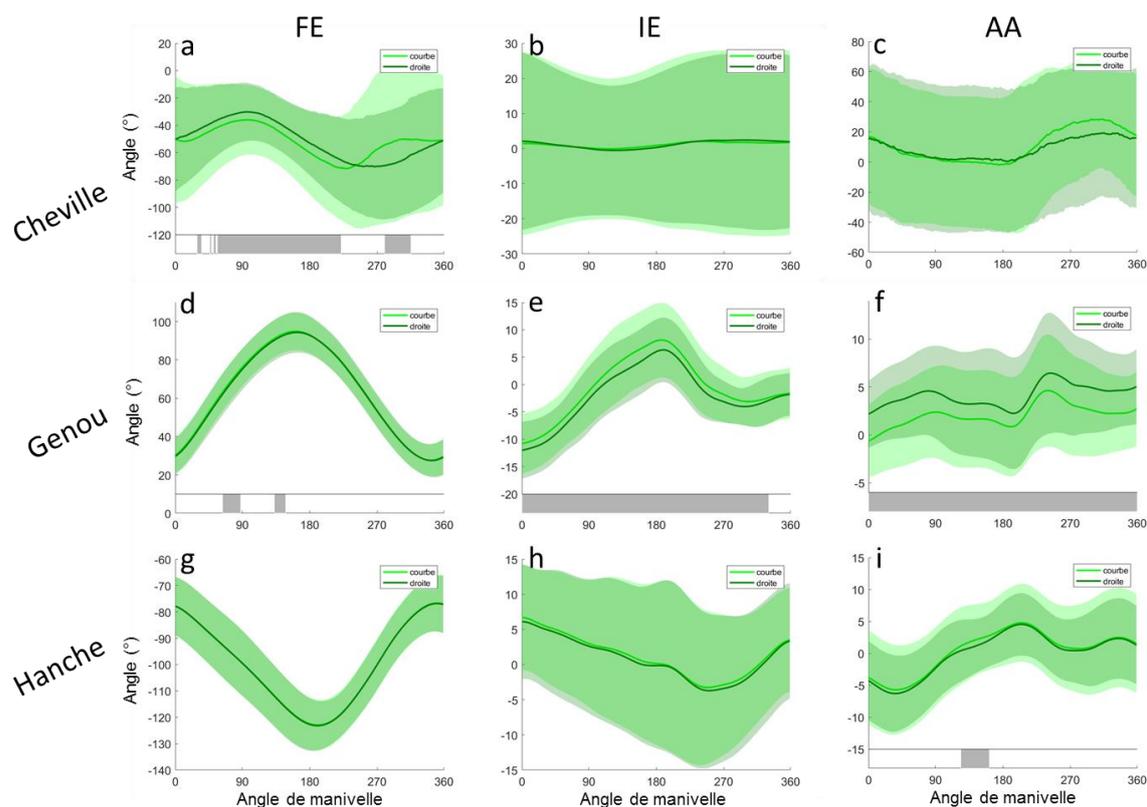


Figure 54: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des angles articulaires entre virages et ligne droites. Les zones grises dans les bandeaux blancs signifient que les angles sont significativement différents ($p < 0.05$) à ces instants.

Les résultats concernant la vitesse angulaire et l'effet de courbure sont présentés dans le Tableau 21 et le détail de l'analyse SPM est rapporté dans la Figure 55.

Tableau 21 : Moyenne et amplitude des vitesses angulaires pour les zones en courbes et en lignes droites. * dans les colonnes p indique une différence significative $p < 0.05$. * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative.

	Moyenne courbe		droite		p	Amplitude courbe		droite		p	SPM
	MOY	ET	MOY	ET		MOY	ET	MOY	ET		
Pied											
X	-8.32	7.82	-3.20	4.54	*	199.54	93.62	199.95	90.13		*
Y	-4.71	11.83	-1.75	1.72		236.14	149.70	235.03	151.99		*
Z	-12.55	6.32	-3.37	1.91	*	423.60	92.42	423.26	96.78		*
Tibia											
X	7.00	14.81	4.76	3.17	*	220.96	113.45	226.58	111.98		*
Y	-5.22	10.90	-1.25	6.29	*	274.60	114.39	291.07	108.17	*	*
Z	1.19	9.98	-2.25	2.59		400.25	80.66	404.04	80.20		*
Cuisse											
X	-1.49	7.03	-0.27	5.64		157.85	60.77	159.51	60.87		*
Y	0.49	18.21	-0.71	4.32		265.80	108.25	280.51	109.55		
Z	6.67	9.35	2.46	2.01		354.64	106.24	355.68	105.16		*

La courbure de la piste influence la vitesse angulaire segmentaire. Pour le pied, l'axe X montre des différences entre les lignes droites et les courbes. La vitesse angulaire moyenne est significativement inférieure en courbes ($p < 0.05$, diff : $5.02^\circ/s$). L'analyse SPM montre que la vitesse angulaire en courbes est inférieure pour des angles de manivelle entre 20° et 180° et entre 230° et 260° . Pour l'axe longitudinal, seule l'analyse SPM montre des différences en montrant que la vitesse angulaire en courbes est inférieure entre 90° et 140° d'angle de manivelle. La vitesse angulaire autour de l'axe Z est en moyenne significativement inférieure en courbes ($p < 0.05$, diff : $9.18^\circ/s$). L'analyse SPM montre que la vitesse angulaire est inférieure en courbe de 0° à 210° d'angle de manivelle.

Le tibia montre des différences entre les courbes et les lignes droites. L'axe antéro-postérieur montre une vitesse angulaire moyenne significativement inférieure en lignes droites ($p < 0.05$, diff : $2.24^\circ/s$). L'analyse SPM montre que la vitesse angulaire en lignes droites est inférieure pour les angles d'angles de manivelle allant de 5° à 30° . La comparaison concernant l'axe longitudinal montre que la vitesse angulaire en courbes est en moyenne significativement inférieure ($p < 0.05$, diff : $3.97^\circ/s$). De plus, l'amplitude est inférieure en courbe ($p < 0.05$, diff : $16.47^\circ/s$). L'analyse SPM montre que la vitesse angulaire en courbes est inférieure pour les intervalles d'angles de manivelle suivants : $105-145^\circ$ et $210-260^\circ$. A l'inverse, la vitesse angulaire est supérieure en courbes pour des angles entre 155° et 165° d'angle de manivelle. Pour la composante médio-latérale, la vitesse angulaire est supérieure en courbes pour des intervalles situés entre 10° et 60° et entre 240° et 300° d'angle de manivelle.

Pour la cuisse, les différences entre virages et lignes droites ne s'observent qu'avec l'analyse SPM pour l'axe X et Z. L'axe antéro-postérieur montre que la vitesse angulaire est inférieure en courbe pour quelques instants de la phase de poussée entre 180° et 310° . Pour l'axe médio-latéral, la vitesse angulaire en courbes est supérieure pour les intervalles d'angles de manivelles suivants : $120-125^\circ$, $140-180^\circ$ et $230-245^\circ$.

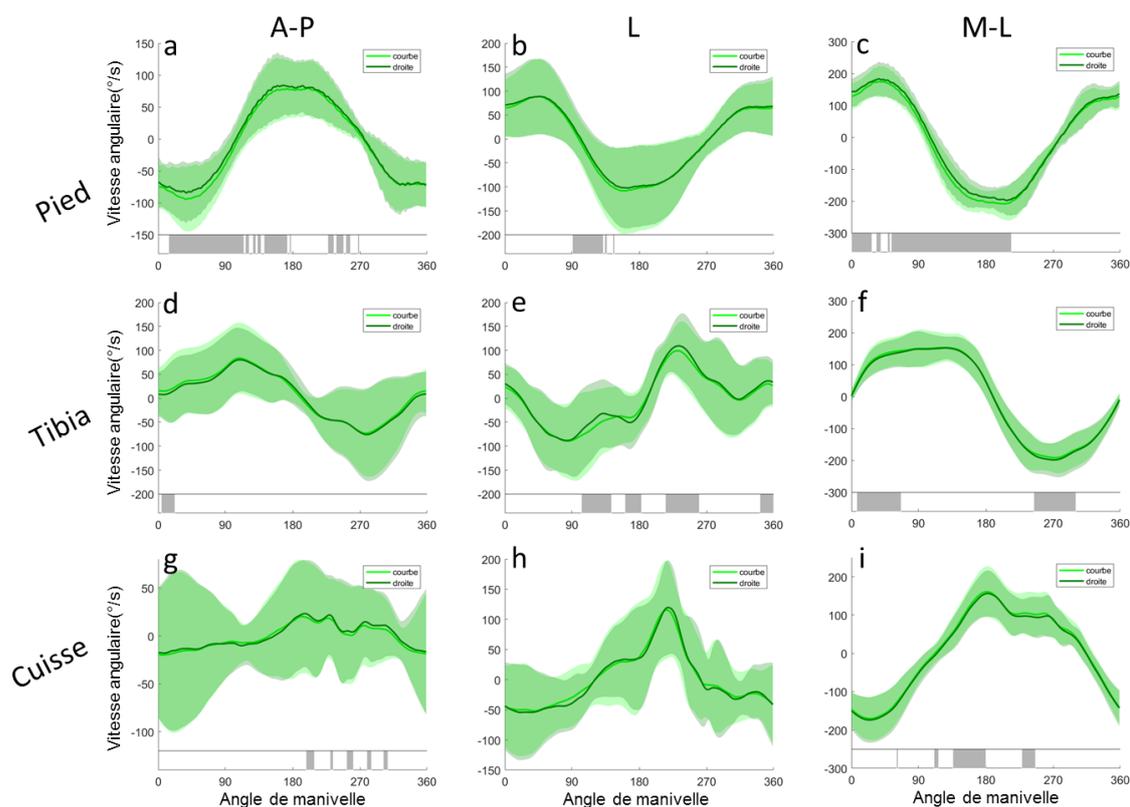


Figure 55: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des vitesses angulaires segmentaires entre les virages et les lignes droites. Les zones grises dans les bandeaux blancs signifient que les vitesses angulaires sont significativement différentes ($p < 0.05$) à ces instants.

3.3 Comparaison bilatérale des vitesses angulaires et des angles articulaires

Les résultats des angles articulaires sont présentés dans le Tableau 22 et les détails de l'analyse SPM sont présentés dans la Figure 56.

La comparaison bilatérale des angles articulaires montre des différences, mais uniquement avec l'analyse SPM. Tous les angles de la cheville sont impactés. L'angle de flexion/extension est inférieur à gauche pour les intervalles d'angle de manivelles : 230-260° et 310-360°. L'angle de rotation interne/externe est inférieur donc plus en rotation interne pour le côté droit sur l'ensemble du cycle. Enfin l'angle d'abduction/adduction est inférieur à gauche proche du PMB pour des angles de 350-360°.

Le genou montre aussi des différences entre la jambe gauche et la jambe droite mais uniquement avec l'analyse SPM. L'angle de flexion/extension est inférieur à droite pour des angles de manivelles entre 320° et 200°. L'angle de rotation interne/externe est inférieur à droite uniquement pour un intervalle d'angle de manivelle entre 50° et 100°. Enfin, l'angle d'abduction/adduction est supérieur à droite pour des intervalles autour du point mort bas de 300° à 60° et après le point mort haut (de 190° à 210°).

Pour la hanche, la différence gauche/droite s'observe uniquement pour l'angle de flexion/extension pour un faible intervalle de 355-360°.

Tableau 22 : Moyenne et amplitude des angles articulaires pour le côté gauche et droit. * dans les colonnes p indique une différence significative $p < 0.05$. * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative.

	Moyenne				p	Amplitude				p	SPM
	Gauche		Droite			Gauche		Droite			
	MOY	ET	MOY	ET		MOY	ET	MOY	ET		
Cheville											
FE	-58.29	29.70	-44.70	35.11		52.68	19.27	59.50	25.49	*	
IE	7.45	25.44	-5.14	18.60		9.59	7.11	6.98	3.79	*	
AA	1.33	48.37	18.55	33.12		49.48	31.16	54.57	29.97	*	
Hanche											
FE	-100.44	9.56	-99.58	10.84		46.81	3.50	47.90	4.57	*	
IE	-0.39	7.59	2.37	11.00		11.66	3.63	14.33	3.33		
AA	-0.45	5.28	0.81	5.60		12.67	3.58	14.26	4.23		
Genou											
FE	66.15	3.93	60.20	9.73		68.87	8.32	67.56	11.70	*	
IE	-1.29	1.63	-1.15	6.29		19.67	5.60	20.62	3.99	*	
AA	2.75	1.86	3.43	6.20		8.24	3.98	8.10	2.30	*	

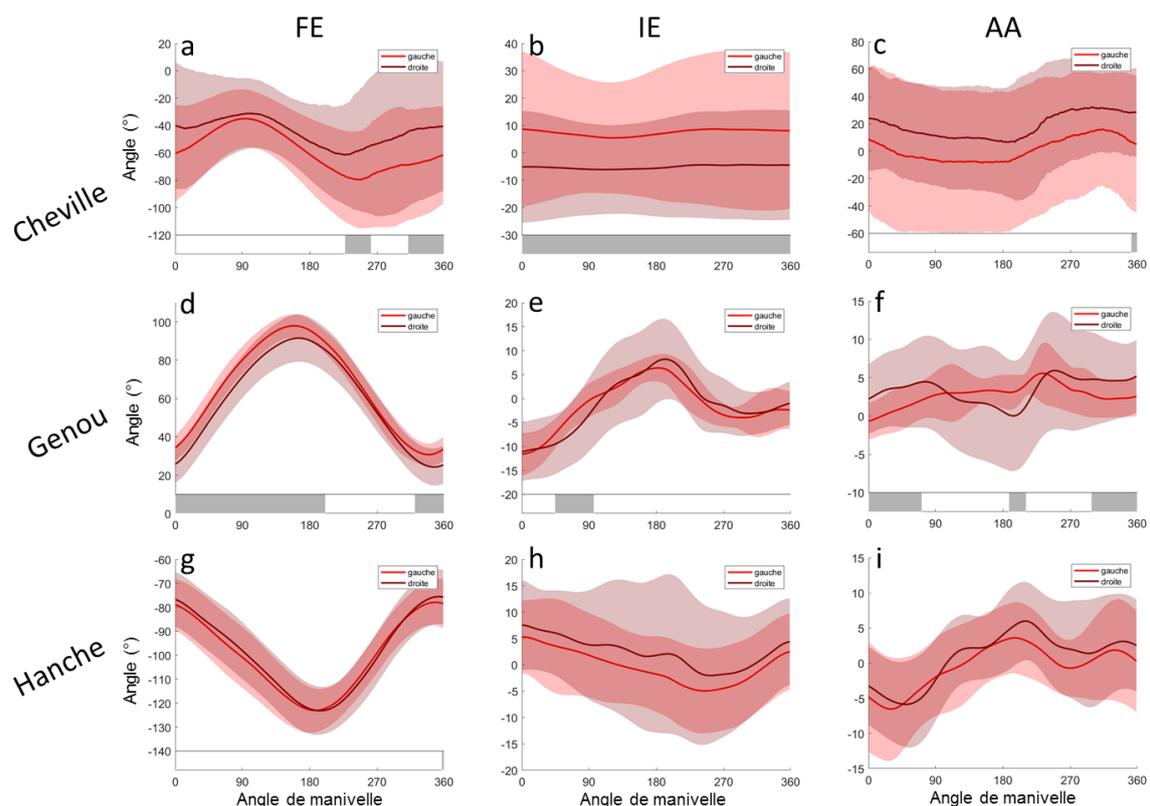


Figure 56: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des angles articulaires entre la jambe gauche et la jambe droite.

Les résultats concernant l'asymétrie gauche/droite des vitesses angulaires sont présentés dans le Tableau 23. Les détails de l'analyse SPM sont présentés dans la Figure 57.

Tableau 23 : Moyenne et amplitude des vitesses angulaires pour les côtés gauche et droit. * dans les colonnes p indique une différence significative ($p < 0.05$). * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région où la différence entre les conditions est significative.

	Moyenne Gauche		Droite		p	Amplitude Gauche		Droite		p	SPM
	MOY	ET	MOY	ET		MOY	ET	MOY	ET		
Pied											
X	-6.41	3.85	-5.11	8.92		182.29	54.93	217.19	115.12	*	
Y	0.18	4.67	-6.63	10.10		261.00	145.66	210.18	151.59	*	
Z	-9.96	7.80	-5.97	4.18	*	446.21	109.87	400.65	69.15	*	
Tibia											
X	12.85	8.60	-1.10	7.66	*	264.29	126.08	183.26	78.67	*	
Y	4.40	5.09	-10.88	4.65	*	240.54	100.78	325.13	105.46	*	
Z	-4.02	6.97	2.97	6.25		392.55	89.30	411.73	69.16	*	
Cuisse											
X	-6.19	3.45	4.43	3.56	*	146.20	47.91	171.16	69.19	*	
Y	10.37	8.08	-10.59	7.87	*	306.59	117.39	239.73	88.16	*	
Z	0.60	5.13	8.53	6.49	*	322.75	135.11	387.58	44.18	*	

Pour le pied, les différences gauche/droite s'observent pour la composante médio-latérale de la vitesse angulaire moyenne ($p < 0.05$, diff : $3.99^\circ/s$). L'analyse SPM montre que toutes les composantes sont différentes en comparant les côtés droite et gauche. Pour l'axe antéro-postérieur, la vitesse angulaire à droite est inférieure à la vitesse angulaire à gauche quand l'angle de manivelle est entre 70° et 110° . A l'inverse, la vitesse angulaire est supérieure à droite quand la manivelle est comprise entre 150° et 270° . Pour la composante longitudinale, la courbe associée à la jambe droite est supérieure à celle concernant la jambe gauche pour un angle de manivelle compris entre 100° et 150° . A l'inverse, la courbe associée à la jambe gauche est supérieure pour l'angle compris entre 260° et 60° . La composante médio-latérale montre que la courbe du segment à droite est supérieure pour un angle de manivelle entre 90° et 150° et inférieure pour un angle de manivelle entre 270° et 310° .

L'analyse SPM concernant le tibia montre des différences pour chaque composante. L'axe antéro-postérieur montre que la vitesse angulaire à gauche est inférieure à celle mesurée à droite pour un angle de manivelle compris entre 270° et 330° . A l'inverse, la vitesse angulaire à droite est inférieure à celle mesurée à gauche pour un angle de manivelle entre 350° et 180° . De plus, la vitesse angulaire moyenne est différente entre les côtés gauche et droite ($p < 0.05$, diff : $13.95^\circ/s$). La composante longitudinale (Y) montre que la courbe gauche est supérieure à la droite pour des intervalles d'angles autour du PMB (de 355° à 10°), du PMH (de 160° à 210°) et au milieu de la phase de remontée de la pédale (de 70° à 110°). La comparaison des vitesses angulaires moyennes montre aussi une différence significative ($p < 0.05$, diff : $15.28^\circ/s$). L'axe médio-latéral montre une différence dans l'analyse SPM avec une vitesse angulaire supérieure à droite pour un angle de manivelle entre 130° et 240° . A l'inverse, la vitesse angulaire est inférieure à droite pour un secteur entre 270° et 5° d'angle de manivelle.

Pour la cuisse, l'analyse SPM et la vitesse angulaire moyenne de chaque composante montre des différences gauche/droite. Concernant, l'axe antéro-postérieur (X), l'analyse SPM montre que la courbe pour la jambe gauche est inférieure pour des intervalles d'angles de manivelle entre 240° et 290° et entre 350° et 100° . La vitesse angulaire moyenne à gauche est significativement inférieure ($p < 0.05$, diff : $10.62^\circ/s$). Pour l'axe longitudinal, la courbe concernant la jambe gauche est supérieure pour les intervalles d'angles $90-230^\circ$, $280-290^\circ$, $310-330^\circ$ et $340-5^\circ$. La vitesse angulaire moyenne est significativement supérieure pour la jambe gauche ($p < 0.05$, diff : $20.96^\circ/s$). Enfin, la composante médio-latérale montre que la vitesse

angulaire moyenne est supérieure à droite ($p < 0.05$, diff : $7.93^\circ/s$). La vitesse angulaire est supérieure à gauche pour des angles de manivelle entre 50° et 90° . A l'inverse, la vitesse angulaire est inférieure à gauche pour les intervalles d'angles de manivelle $150-230^\circ$, $270-275^\circ$ et $310-330^\circ$.

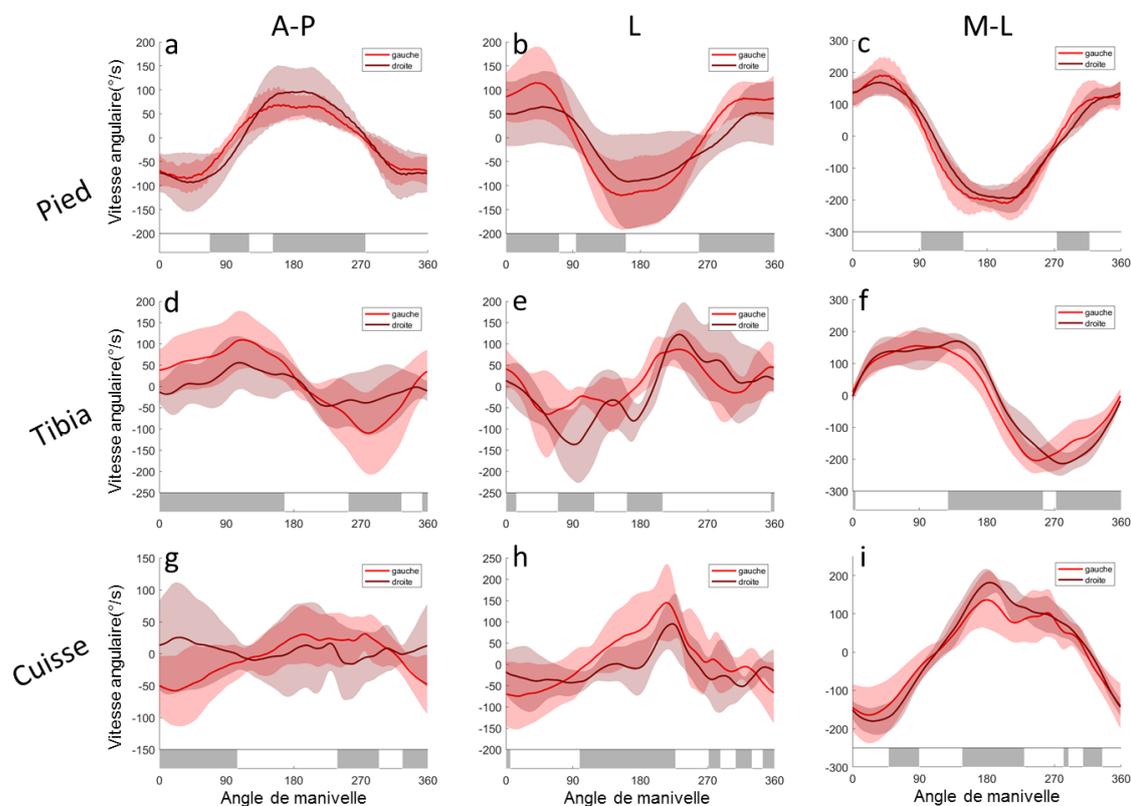


Figure 57 : Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des vitesses angulaires segmentaires entre la jambe gauche et la jambe droite.

4. Discussion

4.1 Rappel du contexte et de l'approche développée

Très peu d'études ont proposé d'utiliser des centrales inertielles pour l'analyse d'une épreuve de contre-la-montre en cyclisme. Une étude en particulier (Bouillod et al., 2016b) a proposé leur usage dans le but d'estimer les orientations tridimensionnelles des certains segments corporels (tête, dos) lors d'un contre-la-montre sur vélodrome. Malgré les retombées pratiques pour le cycliste, cette étude ne proposait pas de calibration « centrale à segment » ni d'estimation des angles articulaires ce qui pouvait limiter l'interprétation des résultats. L'approche que nous avons proposée dans cette étude est originale de par les développements méthodologiques qu'elle a nécessités mais aussi de par le cadre d'application à un contre-la-montre en conditions extérieures. Après avoir positionné des centrales inertielles sur chaque segment des deux membres inférieurs de manière symétrique, nous avons défini les repères segmentaires associés à chaque centrale par l'intermédiaire de la méthode de calibration « Cyclisme » décrite dans le Chapitre 3. Ainsi, les données issues des centrales pouvaient être

interprétées d'un point de vue fonctionnel sur la base des axes segmentaires. Pour étudier et comparer les cycles moyens de chaque sujet, la détection des PM a été réalisée en se basant sur la vitesse angulaire de la cuisse autour de l'axe médio-latéral telle que décrit au Chapitre 4.

Les variables exploitées dans ce travail reposaient sur la vitesse angulaire segmentaire et les angles articulaires. La vitesse angulaire segmentaire est directement fournie par la mesure du gyroscope après l'étape de calibration qui permettait d'exprimer les vitesses angulaires dans les repères segmentaires. L'avantage de cette mesure brute est qu'elle n'est pas sujette à la dérive. D'autres travaux ont aussi basé leurs analyses sur ce paramètre, par exemple pour l'estimation de l'asymétrie lors de la marche (Gouwanda and Aroscha Senanayake, 2011). Toutefois, bien que ce paramètre permette des analyses comparatives, sa limite principale réside dans son incapacité à être traduit du point de vue fonctionnel. C'est pourquoi l'estimation des angles articulaires revêtait une importance toute particulière dans ce travail. Cependant, les angles articulaires sont affectés par un phénomène de dérive qui est principalement dû à l'intégration du signal bruité du gyroscope. Pour pallier à ce phénomène, nous avons proposé une correction *a posteriori* sur l'orientation du lacet des repères segmentaires. Par ces développements, cette étude nous a permis d'évaluer l'influence de certains facteurs sur la cinématique segmentaire et articulaire lors de l'épreuve de contre-la-montre.

Etant donné la richesse des résultats présentés précédemment, nous avons fait le choix de focaliser la discussion sur l'articulation du genou qui constitue une articulation primordiale vis-à-vis d'un objectif de performance mais aussi en termes de risques traumatiques associés.

4.2 Effet de la distance sur les paramètres segmentaires et articulaires

Un des premiers éléments d'intérêt lors de ce CLM concerne l'évolution des paramètres segmentaires et articulaires, en lien avec la distance et par conséquent la fatigue qui lui est associée. Dans ce but, nous avons comparé les valeurs moyennes des paramètres cinématiques estimés pour le 2^{ème}, le 3^{ème} et le 4^{ème} kilomètre, à ceux du 1^{er} km. A notre connaissance, la cinématique des membres inférieurs a très rarement été étudiée lors d'une épreuve de contre-la-montre, même sur ergocycle. Seule une étude (Sayers et al., 2012) s'est réellement intéressée à l'évolution des paramètres cinématiques 3D lors d'un contre-la-montre, même s'il s'agissait d'une épreuve d'une heure. Dans cette étude, les angles moyens et les amplitudes de ces angles évoluaient avec la durée de l'épreuve, mais l'analyse était restreinte à la phase de poussée. Aucune différence n'était mise en évidence concernant les angles du genou.

Dans notre étude, l'articulation qui semble la plus impactée par la distance est le genou, en particulier en ce qui concerne les angles en dehors du plan sagittal. En l'absence d'étude appliquée à ce type de CLM, la comparaison de nos résultats à ceux obtenus dans la littérature n'est pas évidente. On peut toutefois rappeler les résultats de Pouliquen et al. (2018) qui montrent que les angles hors du plan sagittal concernant cette articulation sont particulièrement impactés lors d'un test incrémental jusqu'à épuisement. Bien que le test ne soit pas identique, nos résultats semblent cohérents en termes d'impact d'un effort maximal sur les angles articulaires.

Concernant l'abduction/adduction, l'angle moyen ainsi que l'amplitude articulaire augmentent avec la distance. L'analyse SPM met en évidence qu'à partir de 3^{ème} kilomètre (Figure 52-f), l'angle d'abduction/adduction est inférieur à celui obtenu pour le premier kilomètre pour un secteur d'angle de manivelle entre 50 et 100°. L'effet de la distance s'observe donc sur la phase de montée de la pédale mais l'analyse SPM ne trouve pas de différence

significative lors de la phase de poussée (à partir de 220°). Ce résultat est cohérent avec l'étude de (Sayers et al., 2012) qui restreignait l'analyse à la phase de poussée et qui ne trouvait pas non plus d'effet de la distance sur les angles du genou. En comparaison à l'angle d'abduction/adduction, l'analyse de la vitesse angulaire segmentaire ne montre pas de différences entre les kilomètres concernant la valeur moyenne ou l'amplitude quelle que soit la composante analysée.

Concernant l'angle de rotation interne/externe, nos résultats indiquent que l'amplitude du genou augmente avec la distance. L'analyse SPM montre que dès le second kilomètre, cet angle augmente en valeur absolue pour un angle de manivelle allant de 0 à 120°, ce qui peut expliquer l'augmentation de l'amplitude. A titre de comparaison, certains auteurs ont aussi analysé les adaptations en termes de paramètres cinématique lors d'un effort exhaustif. Ainsi, lors d'une épreuve à 90% de PMA jusqu'à l'épuisement, (Dingwell et al., 2010) observent que pour certains sujets, la déviation du genou augmente avec la distance. Les paramètres cinématiques étaient analysés lors d'un test rectangulaire durant lequel les sujets devaient maintenir une intensité fixée tandis que dans notre cas, les sujets avaient la possibilité de réguler l'intensité de leur effort, ce qui peut induire des différences en termes d'adaptations biomécaniques. Néanmoins les durées d'effort indiquées dans l'étude de Dingwell et al., (6 minutes 30 secondes) (Dingwell et al., 2010) sont relativement proches de celle constatées dans notre étude lors du CLM (6 minutes en moyenne).

Nos résultats ont également montré que la moyenne et l'amplitude des vitesses angulaire de la cuisse et du tibia ne varient pas en fonction de la distance. Seule l'analyse SPM montre que la vitesse angulaire autour de l'axe longitudinal de la cuisse diminue au cours de l'épreuve mais pour un secteur du cycle de pédalage très faible correspondant au point mort haut (160-180° d'angle de manivelle). Cette tendance à la diminution de vitesse angulaire pourrait se répercuter sur les angles articulaires. Ce lien entre les vitesses angulaires segmentaires et les angles articulaires a fait l'objet de précédentes analyses appliquées à la course à pied (Shih et al., 2014) mais resterait à établir concernant le mouvement de pédalage.

4.3 Effet de la courbure sur les paramètres segmentaires et articulaires

Très peu d'études se sont intéressées à l'effet de la courbure sur les paramètres du biomécaniques ou neuromusculaires lors du cycle de pédalage (Watanabe et al., 2016). Pourtant, on peut se demander dans quelle mesure un effet centrifuge peut modifier la technique gestuelle, incluant en premier lieu les paramètres cinématiques. Dans les virages, la force centrifuge appliquée au système « cycliste/vélo » amène le cycliste à s'incliner vers la concavité du virage et il est raisonnable de penser que dans ce contexte, la technique gestuelle puisse être modifiée en comparaison à celle employée en ligne droite. De nombreux travaux relatifs à l'analyse du sprint en virage en athlétisme (200m, 400m) témoignent de l'intérêt apporté à ce sujet (Chang and Kram, 2007). On peut imaginer que les spécificités de la pratique en cyclisme sur piste (importantes zones de capture à maîtriser, grandes vitesses, virages relevés etc.) puissent expliquer le fait que peu d'auteurs se soient intéressés de manière approfondie à cette question. L'étude la plus significative ayant traité de l'effet des virages sur la technique gestuelle a été réalisée en abordant le niveau de recrutement musculaire (Watanabe et al., 2016). Ces auteurs ont ainsi montré que l'activité musculaire était différente en virage par rapport à la ligne droite sur vélodrome. Par exemple, le muscle vaste latéral montrait des niveaux d'activation musculaires accrus lors des virages, tandis que le biceps fémoral présentait des différences d'activation entre le côté gauche et le côté droit en ligne droite mais aussi en courbe,

suggérant que la latéralité du muscle biceps fémoral joue un rôle dans la régulation des virages en cyclisme sur piste. D'un point de vue cinématique, à notre connaissance, aucune étude portant sur la comparaison lignes droites / virages n'a été réalisée. Une nouvelle fois, l'utilisation de centrales inertielles pour ce type de problématique semble ouvrir un potentiel d'analyses prometteur.

Nos résultats montrent que l'effet de la courbure sur les angles articulaires s'observe majoritairement pour l'articulation du genou. Les angles du genou sensibles à la courbure sont uniquement les angles hors du plan sagittal, ce qui semble correspondre à une adaptation aux contraintes mécaniques induites par l'effet centrifuge. Ce type de résultat est également observé en athlétisme pour les épreuves de sprint en virage. La rotation interne du genou est affecté par la courbure du virage tandis que les angles de flexion/extension ne sont pas impactés (Alt et al., 2015).

Nos résultats montrent également que l'angle moyen de rotation interne/externe du genou est inférieur en ligne droite par rapport aux virages. L'analyse SPM montre que cette différence est présente sur l'ensemble du cycle à l'exception d'un secteur proche du point mort bas lors de la phase de poussée entre 340 et 360° d'angles de manivelle. Cette différence pourrait être mise en lien avec l'activité musculaire. Certains auteurs ont en effet montré le rôle du biceps fémoral, qui a une action secondaire de rotateur latérale du genou, sur la régulation des virages en cyclisme sur piste (Watanabe et al., 2016).

Les recommandations de l'ISB pour le calcul des angles du genou décrivent l'angle de rotation interne/externe par la rotation longitudinale du segment distal (le tibia). L'analyse de la vitesse angulaire autour de l'axe longitudinal du tibia montre que la vitesse angulaire moyenne est inférieure en courbe. De plus, l'amplitude de la vitesse angulaire est supérieure en ligne droite. Ces différences s'observent avec l'analyse SPM sur des secteurs d'angles de manivelle situés avant (entre 100 et 140° d'angle de manivelle) et après (entre 220 et 260° d'angle de manivelle) le point mort haut.

Concernant l'abduction/adduction, l'angle moyen est supérieur en ligne droite et l'analyse SPM montre que cette différence s'applique à l'ensemble du cycle. Ces différences peuvent être vues comme une stratégie de régulation des virages en cyclisme comme on peut l'observer dans d'autres sports tels que le sprint (Alt et al., 2015).

4.4 Comparaison bilatérale des paramètres segmentaires et articulaires

Très peu d'études se sont intéressées à la comparaison bilatérale des paramètres cinématiques ou neuromusculaires en cyclisme sur piste. La majorité des approches aborde cette comparaison bilatérale d'un point de vue dynamique à partir de systèmes de mesures embarqués permettant de comparer le couple moteur droit et gauche ou les forces au niveau des pédales (Carpes et al., 2007; Pouliquen et al., 2015; Sanderson et al., 2000). A titre d'exemple, Carpes et al. (2007) montrent une diminution du niveau d'asymétrie du couple moteur entre le début et la fin d'un test de contre-la-montre de 40km ($8.91 \pm 0.7\%$ contre $0.32 \pm 2.92\%$). Comme indiqué précédemment, d'autres études ont montré que le muscle biceps fémoral présentait des différences bilatérales d'activation en ligne droite mais aussi en courbe, suggérant que le rôle de ce muscle dans la régulation des virages en cyclisme sur piste. Malgré ces résultats d'un point de vue dynamique et neuromusculaire, la littérature s'avère bien moins documentée concernant la comparaison bilatérale des paramètres segmentaires et articulaires en conditions de contre-la-montre sur vélodrome. Dans ce travail, nous avons proposé une première analyse

qui visait uniquement à comparer d'un point de vue bilatéral les paramètres cinématiques (vitesses angulaires segmentaires et angles articulaires), indépendamment d'autres facteurs tels que la courbure ou la distance, susceptibles d'influencer les paramètres cinématiques.

Les résultats de cette étude ne montrent pas de différence bilatérale concernant les angles articulaires du genou. Seule l'analyse SPM montre des différences. On retiendra en particulier l'angle de flexion/extension qui est inférieur pour la jambe droite sur quasiment tout le cycle de pédalage à l'exception d'un secteur du cycle de pédalage associé à la poussée et compris entre 200° et 320°. Lorsque l'on s'intéresse à la vitesse angulaire autour de l'axe médio-latéral, la valeur moyenne associée au cycle à gauche est inférieure à celle mesurée pour le côté droit (différence moyenne de 7.9 °/sec). L'analyse SPM autour de l'axe medio-latéral de la cuisse montre que la vitesse angulaire à gauche est significativement inférieure autour du point mort haut. Pour le tibia, l'analyse SPM montre une différence gauche/droite sur une large portion du cycle de pédalage qui va de 120 à 360° d'angle de manivelle. Graphiquement (Figure 57-f), on peut remarquer un décalage temporel entre les courbes à partir de 120° jusqu'à la fin du cycle, puisqu'à ce moment, la vitesse à gauche est en avance par rapport à la droite. Cette différence de cinématique peut traduire une coordination différente entre la jambe droite et la gauche. On peut s'interroger sur la nature et les conséquences de cette différence sur la performance et l'intégrité du système musculo-tendineux (Carpes et al., 2010).

Si on s'intéresse aux angles du genou hors du plan sagittal, l'analyse SPM montre certaines différences entre la jambe gauche et la jambe droite. Pour l'angle de rotation interne/externe, les courbes sont différentes lors de la phase de montée de la pédale pour un secteur d'angle de manivelle compris entre 50 et 100°, secteur durant lequel l'angle à gauche est supérieur. Les recommandations de l'ISB pour le calcul des angles du genou décrivent l'angle de rotation interne/externe par la rotation longitudinale du segment distal (le tibia). En moyenne, la vitesse angulaire autour de l'axe longitudinal est supérieure à gauche (différence de 15,28°/s) et l'analyse SPM montre que la vitesse angulaire à gauche est supérieure pour des secteurs d'angle de manivelle lors de la phase montante (entre 75° et 120° d'angle de manivelle) et lors de la transition au point mort haut (différence significative pour des angles de manivelle entre 160° et 210°).

Pour l'abduction/adduction, l'angle est supérieur à droite pour un large secteur d'angles de manivelle qui va de 300° à 75° (transition points mort bas). A l'inverse, l'angle est inférieur à droite au niveau du point mort haut (180 à 200° d'angle de manivelle). Le repère articulaire du genou définit l'abduction/adduction avec un axe flottant. Si on observe la vitesse angulaire autour de l'axe antéro-postérieur de la cuisse, on observe que la vitesse angulaire à droite est supérieure pour un large secteur similaire à ce que l'on observe pour l'angle d'abduction/adduction (angle de manivelle entre 320 et 100°).

L'ensemble des résultats présentés dans cette section pourraient être mis en lien avec la préférence latérale et l'asymétrie via des index d'asymétrie intra-cycle (Pouliquen et al., 2018) ce qui a fait pas l'objet d'un travail spécifique présenté en Annexe B.

4.5 Limites et perspectives

Cette étude consistait en une ouverture et une application des développements issus des chapitres 3 et 4 à une expérimentation en conditions réelles d'exercice. Au-delà des nombreux résultats ayant pu être extraits de cette analyse, il convient de mentionner les principales limites de cette étude. Etant donné les développements apportés dans ce travail de thèse, les limites concernant nos méthodes sont principalement liées aux algorithmes de fusion de données, à la correction de la dérive, aux méthodes de détection des cycles sur le terrain, à la segmentation des virages.

Bien que ce travail de thèse ne s'intéresse pas en détails aux algorithmes de fusion de données, des améliorations concernant ce sujet pourrait être envisagées. En effet, la sélection et l'ajustement d'un filtre optimal pourrait améliorer encore l'orientation de la centrale. En conservant le même algorithme de fusion (Roetenberg et al., 2005), l'ajustement précis des paramètres de bruits de mesure ou d'instabilité du biais du gyroscope, par exemple, pourrait améliorer la justesse de l'orientation estimée des centrales. Dans la majorité des filtres complémentaires, la mesure de l'accéléromètre est utilisée pour estimer l'orientation de la gravité (Madgwick et al., 2011a; Roetenberg et al., 2005). Dans des activités comme le cyclisme, certains auteurs (Cockcroft et al., 2014) proposent des algorithmes qui dissocient l'accélération linéaire de la centrale et l'orientation de la gravité pour améliorer l'estimation de l'orientation de la centrale. Une autre approche consiste à fusionner les données des capteurs dans un modèle biomécanique sous contraintes comme le proposent certains auteurs dans la littérature (Miezal et al., 2017, 2016; Taetz et al., 2016) pour améliorer l'estimation de l'orientation segmentaire et réduire la dérive.

Un autre élément pouvant faire l'objet de discussion réside dans le choix de notre méthode de correction de la dérive. Pour pallier à ce problème récurrent lors de l'utilisation de centrales inertielles sur des durées prolongées, nous avons exploité la nature cyclique du mouvement de pédalage. Dans ce travail, nous avons proposé une solution relativement simple permettant de corriger la dérive en ajoutant une contrainte d'orientation aux segments. Le lacet des différents segments a été corrigé à chaque cycle de pédalage. Outre l'évolution des angles articulaires avec la fatigue, il est important de garder à l'esprit que ces paramètres angulaires peuvent aussi évoluer par les choix concernant l'algorithme de fusion ou la méthode simplifiée de correction de la dérive. En l'état actuel, il est difficile de dissocier l'évolution des angles liée à des modifications réelles de coordination de celle liée à la dérive qui augmente « artificiellement » l'erreur sur les angles en fonction de la distance. On peut toutefois considérer que la correction de la dérive puisse *a priori* impacter davantage les résultats liés à la distance que ceux liés à la comparaison bilatérale ou à la comparaison des phases de ligne droite et de virage puisque ces dernières comparaisons étaient réalisées à distance comparable. De manière générale, seule une étude comparant les angles estimés à ceux obtenus à l'aide d'une méthode de référence en extérieur (par exemple via un système de capture de mouvement avec ou sans marqueurs) permettrait de dissocier ces effets et éventuellement modifier notre méthode de correction de la dérive ainsi que notre algorithme de fusion.

Dans cette étude, l'analyse et le traitement des données nécessitent la détection des PM pour segmenter les cycles de pédalage. La méthode utilisée dans cette étude s'appuie sur les résultats du Chapitre 4 et exploite la vitesse angulaire autour de l'axe médio-latérale de la cuisse. Dans ce précédent chapitre, nous avons montré qu'il était possible de détecter les PM selon différentes méthodes (associées à des segments, des signaux, et des composantes) présentant des précisions très satisfaisantes. Pour la présente étude, le choix d'une méthode basée sur l'exploitation du gyroscope de la cuisse reposait sur le fait qu'il est le seul à exploiter la vitesse angulaire alors que les autres méthodes utilisent la mesure de l'accéléromètre. En effet, l'accéléromètre mesure l'orientation de la gravité ainsi que l'accélération linéaire de la centrale. Sur vélodrome, l'accélération linéaire mesurée par la centrale est due aux mouvements segmentaires mais aussi aux mouvements du vélo (oscillations latérales, accélération antéro-postérieure du vélo). Nous avons supposé que les méthodes de détections des PM basés sur l'analyse de l'accéléromètre étaient moins performantes sur vélodrome que lors de la validation en laboratoire sur ergomètre, ce qu'une analyse préliminaire réalisée par ailleurs semble confirmer (étude non présentée dans ce travail). Sur la base d'un système de référence adapté aux mesures en conditions extérieures, une future étude pourrait consister à comparer les différentes méthodes de détection en conditions réelles pour déterminer la méthode optimale

de détection des PM. Une autre solution repose sur l'ajout d'une centrale sur la manivelle pour estimer l'angle de manivelle au cours de l'épreuve comme le proposent certains auteurs (Cockcroft et al., 2015), mais cette solution allait à l'encontre de notre cahier des charges visant à réduire le nombre de capteurs en vue d'une mesure écologique.

Dans le cadre de cette étude, nous avons également utilisé la procédure de calibration validée lors du Chapitre 3 afin de réaligner les centrales avec les axes anatomiques des segments de la cuisse et du tibia. Pour cette étude, nous avons supposé que cette procédure était également applicable pour le pied, sans pour autant assurer qu'elle soit optimale au regard des erreurs concernant les angles articulaires estimés, ce qui mériterait d'être confirmé via la confrontation aux angles mesurés par un système de référence. Concernant le bassin, les rotations n'étant pas effectuées majoritairement dans le plan sagittal en cyclisme, la méthode de calibration utilisant la tâche de pédalage n'était *a priori* pas la plus adaptée. De ce fait, une autre méthode de calibration spécifique au bassin qui utilise le magnétomètre lors d'une posture statique a été implémentée dans ce travail. Cette méthode nécessiterait toutefois une étape de validation pour améliorer la confiance accordée aux angles de la hanche.

Plusieurs perspectives à ce travail peuvent également être évoquées. La détection des phases de virages s'est faite dans notre étude à partir d'une centrale placée sur le cadre, les données du gyroscope étant utilisées pour faire la distinction entre virage et ligne droite. Si l'on souhaite réduire le nombre de capteurs utilisés, une perspective pourrait consister à identifier de manière plus précise le repère segmentaire du bassin, ce qui permettrait d'envisager l'utilisation du gyroscope du bassin pour détecter les virages. Ainsi, il serait possible de s'affranchir de la centrale placée sur le vélo et les centrales placées sur les segments pourraient suffire à séparer les phases de lignes droites et de virages.

Une autre perspective concerne le développement d'une solution de monitoring couplant les mesures cinématiques basées sur les centrales aux mesures des paramètres physiologiques réalisés dans cette étude. Ainsi, les capteurs EMG, le cardiofréquencemètre, le capteur de puissance ont été utilisés pour analyser la performance des cyclistes mais n'ont pas donné fait l'objet d'une analyse croisée. En laboratoire, les paramètres cinématiques sont souvent croisés avec d'autres paramètres liés par exemple à l'activité musculaire. Cette démarche a déjà été suivie pour faire le lien entre la fatigue musculaire (basée sur une analyse fréquentielle des signaux EMG) et la cinématique du mouvement de pédalage obtenue à l'aide d'un système optoélectronique (Dingwell et al., 2010). Ce genre d'approche complémentaire permet d'approfondir l'analyse des données pour estimer des variables encore plus pertinentes comme les couples articulaires obtenues par dynamiques inverse (Bini and Diefenthaler, 2013), ou les efforts musculaires obtenus par des modèles musculosquelettiques (Pouliquen et al., 2016). L'estimation des efforts internes sur la base des centrales inertielles nécessite au préalable l'estimation précise des angles et des positions articulaires en condition *in situ*, ce qui demeure un problème entier au regard des éléments discutés précédemment. De manière générale, l'exploration de la cinématique des membres inférieurs en cyclisme en condition *in situ* est un sujet d'analyse relativement récent (Cain, 2017; Cockcroft et al., 2014; Lin et al., 2018; Wiesener and Schauer, 2017) qui offre de nouvelles perspectives dans la compréhension de l'activité ainsi que dans l'optimisation des performances et la prévention des blessures.

5. Conclusion

Ce chapitre constituait l'expérimentation finale de ce manuscrit et peut être considérée comme une étude de faisabilité en vue d'un transfert vers le terrain. L'intégration des centrales inertielles a permis d'évaluer les paramètres cinématiques des membres inférieurs lors d'un

contre-la-montre sur vélodrome. La procédure de calibration décrite dans le Chapitre 3 a été utilisée dans des conditions réelles de pratique. Cette méthode nécessitait une tâche de calibration en position statique debout avant que le sujet ne s'installe sur le vélo et réalise son effort, le mouvement de pédalage constituant alors la 2^{ème} tâche de calibration. Nous avons aussi utilisé la méthode de détection des PM basée sur le gyroscope placé sur la cuisse et décrite dans le Chapitre 4. La détection des événements du cycle de pédalage a alors permis de segmenter les variables biomécaniques pour définir des cycles moyens. Ces cycles moyens permettaient de distinguer 2 facteurs lors de l'épreuve : la distance réalisée (index du kilomètre) et les phases de virages ou de lignes droites. A partir des centrales placées de manière bilatérale et symétrique, il a aussi été possible de comparer les paramètres cinématiques pour les cycles gauche et droit. Deux variables ont été calculés pour caractériser le mouvement de pédalage : la vitesse angulaire segmentaire mesurée par le gyroscope des centrales et les angles articulaires obtenues après fusion des données des centrales.

Les épreuves de contre-la-montre sont caractérisées par une stratégie de gestion de l'effort qui permet de réduire les effets de la fatigue. Nos résultats ont montré que la distance est un facteur qui influence la cinématique du mouvement de pédalage mais ce n'est pas le seul paramètre. Nos résultats ont aussi mis en évidence des différences cinématiques entre les phases de lignes droites et de virages. De plus, la comparaison bilatérale des cycles mesurés démontre des différences en termes d'angles au genou qui sont différents entre les jambes gauche et droite attestant d'un mouvement latéralisé.

Cette première étude réalisée sur le terrain montre que de nombreux facteurs sont à prendre en compte dans l'analyse de la cinématique du mouvement de pédalage. Les futures expérimentations sur terrain devront prendre en compte les conditions de pédalage liées aux caractéristiques du terrain (pente, dénivelé etc.) pour l'analyse de la cinématique. De plus, la méthodologie employée lors de cette expérimentation pourrait faire l'objet d'améliorations (algorithme de fusion, correction de la dérive, modèle cinématique, etc.). Enfin une future étape de validation en extérieur semble indispensable pour évaluer la justesse et la fidélité de l'estimation des angles articulaires.

6. Points clés du chapitre

- Ce chapitre propose la première expérimentation qui intègre l'analyse cinématique des membres inférieurs avec une estimation des angles articulaires et des vitesses angulaires segmentaires sur une épreuve de CLM de 4km.
- Pour résoudre le problème de dérive, une correction du lacet est réalisée à chaque cycle de pédalage.
- La distance affecte la cinématique du mouvement de pédalage et en particulier l'amplitude des angles du genou en dehors du plan sagittal.
- Les résultats montrent que les valeurs moyennes d'angles de rotation interne/externe ainsi que d'abduction/adduction dans les virages sont différentes en comparaison aux lignes droites.
- La comparaison des angles articulaires entre la jambe gauche et la jambe droite ne montre pas de différences des valeurs moyennes ou des amplitudes mais l'analyse intra-cycle montre des différences pour tous les degrés de liberté du genou y compris la flexion/extension.

Conclusion générale et perspectives

1. Synthèse et apports des travaux

Un enjeu fondamental du sport de haut-niveau consiste à améliorer et optimiser la performance tout en préservant l'intégrité physique du sportif. Parmi les nombreux facteurs de la performance en cyclisme, nous avons pu constater que l'évaluation de la posture était très majoritairement réalisée en conditions standardisées de laboratoire, et plutôt orientées vers l'optimisation des réglages du vélo (« bike fitting »). Par ailleurs, ces évaluations demeurent généralement ponctuelles et ne reflètent pas forcément les conditions réelles de pratique (fatigue, variations d'allure, position dans le peloton, conditions météorologiques etc.). Il nous est apparu essentiel et envisageable d'imaginer un nouveau cadre d'analyse reposant sur des capteurs embarqués et permettant une analyse *in situ* de la technique de pédalage. En effet, la démocratisation et la miniaturisation des capteurs portables - et en particulier des centrales inertielles - qui font leur apparition en capture de mouvement, constituait un cadre particulièrement propice au développement de nouvelles méthodes d'investigation du mouvement. Cette thèse s'inscrivait donc dans le contexte d'évaluation de la cinématique articulaire à partir de centrales inertielles placées sur les membres inférieurs. L'environnement du cycliste étant potentiellement sujet à des perturbations ferromagnétiques ou à un champ magnétique instable, nous avons choisi de considérer le développement de méthodes s'affranchissant des données issues du magnétomètre.

Dans ce contexte, nous avons proposé dans le chapitre 3 une première étude visant au développement d'une nouvelle procédure de calibration « centrale à segment » embarquée, adaptée au cyclisme et basée sur le mouvement de pédalage. Cette tâche se devait d'être réalisable en autonomie sans nécessiter de dispositif spécifique ou d'opérateur externe, afin d'envisager une utilisation en routine dans le cadre du suivi de l'entraînement par exemple. Cette contrainte forte aurait pu être vue comme limitante dans la recherche et la détermination d'une tâche de calibration adaptée, mais elle était essentielle pour la rendre utilisable par les pratiquants. Nos résultats ont démontré qu'en comparaison à des méthodes de calibration conventionnelles, une méthode de calibration basée sur la réalisation d'une tâche de pédalage combinée à une posture debout améliorerait considérablement la justesse des angles articulaires du genou en 3D lorsqu'elle était appliquée au mouvement de pédalage. De plus, la procédure associant deux tâches – l'une statique, l'autre dynamique et embarquée sur le vélo – la rend particulièrement intéressante puisque rapide et facilement réalisable par le sportif.

Dans la perspective d'une utilisation en conditions réelles de pratique, il est apparu essentiel de proposer une démarche visant à situer l'évolution des angles obtenus au chapitre 3 au regard des différentes phases du cycle. En effet, cette démarche est assez triviale si on base l'analyse sur un système de capture de mouvement optoélectronique, mais elle le devient bien moins si on raisonne uniquement sur les centrales inertielles. En effet, nous souhaitons nous affranchir de capteurs supplémentaires à ceux déjà utilisés pour l'analyse de mouvement du cycliste (codeurs optiques, caméras optiques, capteurs aimantés etc.), certains d'entre eux

pouvant être onéreux et inadéquats pour une utilisation en routine et en conditions extérieures. Le chapitre 4 visait donc à développer une méthode d'identification des points morts en se basant sur le réseau de capteurs inertiels placés sur les membres inférieurs du cycliste. Ainsi, en testant différentes méthodes de détection, il est apparu que la méthode utilisant la norme de l'accélération au niveau du pied présentait les meilleures performances en termes de détection des points morts. Toutefois, les méthodes basées sur l'accélération antéropostérieure ou la vitesse angulaire autour de l'axe médio-latéral de la cuisse, ou même l'accélération antéropostérieure du tibia présentaient des précisions très satisfaisantes. Ceci montre qu'une centrale placée sur l'un des segments corporels du membre inférieur est en mesure de détecter les points morts, à la condition de raisonner sur une composante et une méthode de détection bien spécifiques. Dans ces conditions, nous avons pu montrer que les performances des différentes méthodes de détection ne sont pas sensibles à l'intensité de l'effort mais le sont vis-à-vis de la cadence : une cadence faible induit une détection moins performante des PM.

Enfin, le chapitre 5 visait, en tant qu'ouverture aux précédents développements, à appliquer nos méthodologies dans le cadre d'une expérimentation en conditions réelles de pratique. Ce chapitre avait pour objectif principal d'évaluer l'évolution de la cinématique articulaire chez des cyclistes féminines de haut niveau lors d'une épreuve de contre-la-montre de 4km, et visait à démontrer l'applicabilité de la procédure de calibration combinée à une méthode de segmentation des cycles. Ce chapitre proposait également une méthode de correction de la dérive de l'orientation des centrales due à l'accumulation d'erreurs lors de l'intégration de la vitesse angulaire. Deux variables ont été calculées pour caractériser le mouvement de pédalage : la vitesse angulaire segmentaire mesurée par le gyroscope des centrales et les angles articulaires obtenues après fusion des données des centrales. Nos résultats ont montré que la cinématique articulaire lors du mouvement de pédalage est impactée par la distance mais ce n'est pas le seul paramètre d'influence. Nos résultats ont également mis en évidence des différences cinématiques entre les phases de lignes droites et les virages. De plus, la comparaison des cycles mesurés sur les membres gauches et droits a démontré un mouvement latéralisé et donc la sensibilité de nos méthodes à ce paramètre.

2. Perspectives

Bien que ce travail constitue une première étape vers l'amélioration des connaissances biomécaniques en lien avec l'évaluation de la cinématique articulaire en conditions réelles de pratique, les méthodologies développées s'avèrent prometteuses autant du point de vue de la recherche que du point de vue des applications pratiques. En effet, en permettant une analyse *in situ* de la technique de pédalage, ce travail s'inscrit dans un objectif – à terme - d'analyse des facteurs contribuant à l'optimisation de la performance et au risque de blessures.

Toutefois, pour améliorer l'applicabilité de nos méthodologies vers le terrain, plusieurs améliorations devront être envisagées. En effet, les futures expérimentations sur terrain devront être en mesure de prendre en compte les conditions de pédalage liées notamment à la pente ou au dénivelé pour l'analyse de la cinématique articulaire. En outre, certains aspects méthodologiques fondamentaux en lien avec les algorithmes de fusion, la correction de la dérive ou encore la création d'un modèle cinématique, mériteraient une attention particulière pouvant permettre des analyses sur de plus longues durées et avec une précision satisfaisante des angles estimés. Pour ce faire, une future étape de validation en conditions extérieures pourrait être un réel prolongement à ce travail. Une comparaison des angles estimés à ceux obtenus à l'aide d'une méthode de référence en extérieur (par exemple via un système de capture de mouvement

avec ou sans marqueurs) permettrait alors d'évaluer la justesse et la fidélité de l'estimation des angles articulaires.

Cette thèse s'inscrivait dans un contexte spécifique d'évaluation biomécanique *in situ*, mais une perspective à plus long terme de cette thèse concerne le suivi du sportif et l'intégration des méthodologies développées sur la base de centrales inertielles à des outils de monitoring du sportif. Comme rappelé en introduction, il existe actuellement un certain nombre de solutions de monitoring intégrant une multitude de données multiparamétriques (physiologique, biologique, biomécanique, nutritionnel, psychologique), mais, à notre connaissance, il n'existe à ce jour pas de procédure *ad hoc* de monitoring qui prenne en compte les facteurs liés à l'évolution de la technique gestuelle. Une attention devra toutefois être portée à la manière de transcrire les différentes informations extraites en continu lors d'un entraînement ou d'une compétition. Il est évidemment difficilement envisageable d'afficher en continu ces dernières, mais on peut penser qu'après la phase de fusion des données, une phase de réduction des données sera indispensable afin de permettre un suivi longitudinal et simplifié des paramètres du mouvement en y associant les postures à risque tenant compte du contexte de fatigue et de charge d'entraînement du sportif. Ainsi, une ambition pouvant être donnée à ce travail serait de prolonger nos développements en vue d'un outil utilisable pour la préparation des JO de Paris 2024 afin de répondre aux problématiques du sportif visant à la fois l'optimisation de la performance mais aussi la réduction du risque de blessure. Les différents projets actuellement menés au laboratoire M2S s'inscrivent dans cette optique.

Le cyclisme n'est pas le seul sport auquel ce travail peut contribuer. En effet, le domaine des STAPS peut bénéficier d'apports suivant différents champs : méthodologique, scientifique et sportif. Méthodologiquement, des apports importants ont été faits concernant la calibration « centrale à segment » permettant exprimer des angles ayant un sens d'un point de vue fonctionnel en lien avec les degrés de libertés mobilisés à une articulation. En offrant une nomenclature commune d'expression de ces angles, ce travail peut offrir des pistes de réflexion concernant l'apparition et la prévention des blessures. Les méthodes de détection des cycles de pédalage constituent également un apport non négligeable au domaine des STAPS. Il est d'ailleurs à noter que les différentes méthodologies présentées dans ce travail pourraient être adaptées à d'autres sports ou mouvements, en particulier de nature cyclique (e.g., course à pied, marche, natation etc.). Scientifiquement, de nouveaux résultats ont été apportés à la littérature sur les aspects importants que sont l'analyse du mouvement et les tâches de calibration. En outre, bien que nos méthodes nécessiteraient d'être éprouvées sur de nouvelles expérimentations, on entrevoit clairement la possibilité de faire émerger de nouvelles connaissances pour le domaine sportif. Un autre secteur directement concerné par l'utilisation de systèmes ambulatoires concerne la santé et le domaine clinique. En effet, l'utilisation de centrales inertielles est relativement démocratisée pour l'analyse de la marche, la détection des phases et les altérations liées par exemple à un déficit moteur. Une adaptation et un transfert de nos méthodes pourrait donc s'envisager de manière relativement aisée pour le secteur de la santé, pour des évaluations ambulatoires du mouvement en suivi de rééducation par exemple. Enfin, du point de vue sportif, le pont entre le milieu de la recherche scientifique et le monde du terrain a été effectué par l'intermédiaire de communications dans des colloques fédéraux (FFC), scientifiques (mais à l'interface avec les acteurs du terrain) (Conférence Science of Cycling), médicaux ou paramédicaux (Colloque médical "La femme, le sport, la santé et le bien-être"). En outre, des rapports individuels ont été remis aux cyclistes ayant participé aux études. Ces rapports permettaient aux coureurs de mieux comprendre leur mouvement et de comparer les paramètres analysés à la population moyenne des études. Ce retour d'information sur la technique de pédalage est une source d'information utile qui peut servir à l'entraînement pour optimiser la performance et, dans une moindre mesure, préserver l'intégrité des structures

anatomiques du cycliste. La perspective d'avoir ce genre d'information sur le terrain pourra guider les futures études afin que la recherche progresse en même temps que les performances des cyclistes.

Bibliographie

- Aggarwal, P., Syed, Z., Niu, X., El-Sheimy, N., 2008. A standard testing and calibration procedure for low cost MEMS inertial sensors and units. *J. Navig.*
- Ahmad, N., Ghazilla, R.A.R., Khairi, N.M., Kasi, V., 2013. Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications. *Int. J. Signal Process. Syst.* 1, 256–262.
- Aisbett, B., Lerossignol, P., McConell, G.K., Abbiss, C.R., Snow, R., 2009. Influence of all-out and fast start on 5-min cycling time trial performance. *Med. Sci. Sports Exerc.*
- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., Davies, J.L., 2018. Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. *Sensors (Switzerland)* 18, 1–29.
- Alt, T., Heinrich, K., Funken, J., Potthast, W., 2015. Lower extremity kinematics of athletics curve sprinting. *J. Sports Sci.* 33, 552–560.
- Altareki, N., Drust, B., Atkinson, G., Cable, T., Gregson, W., 2009. Effects of environmental heat stress (35°C) with simulated air movement on the thermoregulatory responses during a 4-km cycling time trial. *Int. J. Sports Med.*
- Ansley, L., Schabort, E., St. Clair Gibson, A., Lambert, M.I., Noakes, T.D., 2004. Regulation of pacing strategies during successive 4-km time trials. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1819–1825.
- Bachmann, E.R., McGhee, R.B., Yun, X., Zyda, M.J., 2001. Inertial and magnetic posture tracking for inserting humans into networked virtual environments. In: *ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, Proceedings, VRST.*
- Bailey, M.P., Maillardet, F.J., Messenger, N., 2003. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *J. Sports Sci.* 21, 649–657.
- Barreiro, J., Passos, P., 2014. WSN and M2M for cycling performance assessment. In: *Proceedings of the International Conference on Sensing Technology.*
- Bergamini, E., Ligorio, G., Summa, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A., Sabatini, A.M., 2014. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: Accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Switzerland)* 14, 18625–18649.
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., Camomilla, V., 2012. Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *J. Biomech.* 45, 1123–1126.
- Bertucci, William, Grappe, F., Girard, A., Betik, A., Rouillon, J.D., 2005. Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *J. Biomech.* 38, 1003–1010.
- Bertucci, W., Grappe, F., Gros Lambert, A., 2007. Laboratory versus outdoor cycling conditions: Differences in pedaling biomechanics. *J. Appl. Biomech.* 23, 87–92.
- Bertucci, W., Taiar, R., Grappe, F., 2005. Differences between sprint tests under laboratory and actual cycling conditions. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 45, 277–283.
- Besier, T.F., Sturnieks, D.L., Alderson, J.A., Lloyd, D.G., 2003. Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *J. Biomech.* 36, 1159–1168.
- Bini, R.R., Carpes, F.P., 2014. Biomechanics of cycling. *Biomech. Cycl.* XIX, 1–125.
- Bini, Rodrigo R., Dagnese, F., Rocha, E., Silveira, M.C., Carpes, F.P., Mota, C.B., 2016. Three-dimensional kinematics of competitive and recreational cyclists across different workloads during cycling. *Eur. J. Sport Sci.* 16, 553–559.
- Bini, R.R., Diefenthaler, F., 2010. Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to

- exhaustion. *Sport. Biomech.* 9, 223–235.
- Bini, R.R., Diefenthaler, F., 2013. Mechanical work and coordinative pattern of cycling: a literature review. *Kinesiology* 41, 25–39.
- Bini, R.R., Hume, P.A., 2013. Effects of workload and pedalling cadence on knee forces in competitive cyclists. *Sport. Biomech.* 12, 93–107.
- Bini, R.R., Hume, P.A., 2014. Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 9, 876–881.
- Bini, R.R., Hume, P.A., Croft, J., 2014a. Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. *Eur. J. Sport Sci.* 14, 410–416.
- Bini, R.R., Hume, P.A., Kilding, A.E., 2014b. Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *Eur. J. Sport Sci.* 14, 44–52.
- Bini, R.R., Hume, P.A., Lanferdini, F.J., Vaz, M.A., 2013. Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Phys. Ther. Sport* 14, 23–27.
- Bini, Rodrigo Rico, Jacques, T.C., Sperb, C.H., Lanferdini, F.J., Vaz, M.A., 2016. Pedal Force Asymmetries and Performance During a 20-Km Cycling. *Kinesiology* 48, 103–109.
- Bini, R.R., Tamborindéguy, A.C., Mota, C.B., 2010. Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *J. Sport Rehabil.* 19, 301–14.
- Bisi, M.C., Stagni, R., Caroselli, A., Cappello, A., 2015. Anatomical calibration for wearable motion capture systems: Video calibrated anatomical system technique. *Med. Eng. Phys.* 37, 813–819.
- Blankevoort, L., Huiskes, R., de Lange, A., 1988. The envelope of passive knee joint motion. *J. Biomech.* 21, 705–720.
- Bonnet, S., Bassompierre, C., Godin, C., Lesecq, S., Barraud, A., 2009. Calibration methods for inertial and magnetic sensors. *Sensors Actuators, A Phys.*
- Borenstein, J., Ojeda, L., 2009. Heuristic reduction of gyro drift in vehicle tracking applications. *Int. J. Veh. Inf. Commun. Syst.* 2, 78–98.
- Borg, G., 1998. Borg's perceived exertion and pain scales., *Human Kinetics.*
- Bouillod, A., Costes, A., Soto-Romero, G., Brunet, E., Grappe, F., 2016a. Validity and Reliability of the 3D Motion Analyzer in Comparison with the Vicon Device for Biomechanical Pedalling Analysis. *Proc. 4th Int. Congr. Sport Sci. Res. Technol. Support* 63–66.
- Bouillod, A., Garbellotto, L., Acco, P., Brunet, E., Soto-romero, G., Grappe, F., 2016b. The head movements degrade the aerodynamic drag according to the time-trial duration 5, 69–70.
- Bouvier, B., Duprey, S., Claudon, L., Dumas, R., Savescu, A., 2015. Upper limb kinematics using inertial and magnetic sensors: Comparison of sensor-to-segment calibrations. *Sensors (Switzerland)* 15, 18813–18833.
- Brand, E.G., 2016. Asymmetry in Hip, Knee and Ankle Kinematics in cyclists with chronic unilateral Patellofemoral pain.
- Brennan, A., Deluzio, K., Li, Q., 2011. Assessment of anatomical frame variation effect on joint angles: A linear perturbation approach. *J. Biomech.* 44, 2838–2842.
- Broker, J.P., Kyle, C.R., Burke, E.R., 1999. Racing cyclist power requirements in the 4000-m individual and team pursuits. *Med. Sci. Sports Exerc.*
- Cain, S., 2017. Measurement of bicycle and rider kinematics during real-world cycling using a wireless array of inertial sensors - Cain 21–23.
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S., Vannozzi, G., 2018. Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review. *Sensors (Switzerland)* 18.

Bibliographie

- Cappello, A., Cappozzo, A., La Palombara, P.F., Lucchetti, L., Leardini, A., 1997. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Hum. Mov. Sci.* 16, 259–274.
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.* 10, 171–178.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait Posture* 21, 186–196.
- Carpes, F.P., Mota, C.B., Faria, I.E., 2010. On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference. *Phys. Ther. Sport* 11, 136–142.
- Carpes, F.P., Rossato, M., Faria, I.E., Mota, C.B., 2007. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 47, 51–57.
- 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. *Physiother. (United Kingdom)* 99, 347–351.
- Chang, H.W., Georgy, J., El-Sheimy, N., 2015. Cycling dead reckoning for enhanced portable device navigation on multi-gear bicycles. *GPS Solut.* 19, 611–621.
- Chang, Y.H., Kram, R., 2007. Limitations to maximum running speed on flat curves. *J. Exp. Biol.*
- Chardonens, J., Favre, J., Cuendet, F., Gremion, G., Aminian, K., 2013. Characterization of lower-limbs inter-segment coordination during the take-off extension in ski jumping. *Hum. Mov. Sci.* 32, 741–752.
- 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. *J. Sports Sci.* 30, 53–61.
- Chen, H., Schall, M.C., Fethke, N., 2017. Effects of movement speed and magnetic disturbance on the accuracy of inertial measurement units. *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc.* 2017-Octob, 1046–1050.
- Chèze, L., 2014. Kinematic Analysis of Human Movement, Kinematic Analysis of Human Movement.
- Chimentin, X., Rigaut, M., Crequy, S., Bolaers, F., Bertucci, W., 2013. Hand-arm vibration in cycling. *JVC/Journal Vib. Control* 19, 2551–2560.
- Cirillo, A., Cirillo, P., De Maria, G., Natale, C., Pirozzi, S., 2016. A comparison of multisensor attitude estimation algorithms. *Multisens. Attitude Estim. Fundam. Concepts Appl.* 529–540.
- Clarsen, B., Krosshaug, T., Bahr, R., 2010. Overuse injuries in professional road cyclists. *Am. J. Sports Med.* 38, 2494–2501.
- Cockcroft, J., 2011. An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics. Master's Thesis, Univ. Stellenbosch, South Africa.
- Cockcroft, J., Muller, J., Scheffer, C., 2018. Robust tracking of bicycle crank angles using magneto-inertial sensors, domain constraints and functional frame alignment techniques. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sport. Eng. Technol.* 232, 5–14.
- Cockcroft, J., Muller, J.H., Scheffer, C., 2014. A novel complimentary filter for tracking hip angles during cycling using wireless inertial sensors and dynamic acceleration estimation. *IEEE Sens. J.* 14, 2864–2871.
- Cockcroft, J., Muller, J.H., Scheffer, C., 2015. A complementary filter for tracking bicycle crank angles using inertial sensors, kinematic constraints, and vertical acceleration updates. *IEEE Sens. J.* 15, 4218–4225.
- Colyer, S.L., Evans, M., Cosker, D.P., Salo, A.I.T., 2018. A Review of the Evolution of Vision-

- Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sport. Med. - Open* 4.
- Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., Kenney, L., Howard, D., 2009. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *J. Biomech.* 42, 2678–2685.
- Corbett, J., 2009. An analysis of the pacing strategies adopted by elite athletes during track cycling. *Int. J. Sports Physiol. Perform.*
- Corno, M., Spagnol, P., Savaresi, S.M., 2014. Road slope estimation in bicycles without torque measurements. *IFAC Proc. Vol. 19*, 6295–6300.
- Crabolu, M., Pani, D., Raffo, L., Conti, M., Crivelli, P., Cereatti, A., 2017. In vivo estimation of the shoulder joint center of rotation using magneto - inertial sensors : MRI - based accuracy and repeatability assessment. *Biomed. Eng. Online* 1–18.
- Cutti, A.G., Ferrari, Alberto, Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., Ferrari, Adriano, 2010. “Outwalk”: A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 48, 17–25.
- 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. *J. Sports Sci.* 31, 1251–1260.
- de Bernardo, N., Barrios, C., Vera, P., Laíz, C., Hadala, M., 2012. Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. *J. Sports Sci.* 30, 1047–1053.
- De Ruyter, C.J., De Korte, A., Schreven, S., De Haan, A., 2010. Leg dominance in relation to fast isometric torque production and squat jump height. *Eur. J. Appl. Physiol.* 108, 247–255.
- 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, 535–541.
- de Vries, W.H.K., Veeger, H.E.J., Cutti, A.G., Baten, C., van der Helm, F.C.T., 2010. Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems. *J. Biomech.* 43, 1983–1988.
- Dejnabadi, H., Jolles, B.M., Aminian, K., 2005. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52, 1478–1484.
- Dejnabadi, H., Jolles, B.M., Casanova, E., Fua, P., Aminian, K., 2006. Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 53, 1385–1393.
- Dingwell, J.B., Joubert, J.E., Diefenthaler, F., Trinity, J.D., 2010. Changes in Muscle Activity and Kinematics of Highly Trained Cyclists During Fatigue. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 55, 2666–2674.
- Dorel, S., Drouet, J.M., Couturier, A., Champoux, Y., Hug, F., 2009. Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 41, 1277–1286.
- Duc, S., Bouteille, T., Bertucci, W., Pernin, J.-N., Grappe, F., 2006. Comparaison de l’activité EMG du pédalage entre un exercice réalisé sur ergomètre stationnaire et sur tapis roulant motorisé. *Sci. Sports* 21, 309–312.
- Duprey, S., Cheze, L., Dumas, R., 2010. Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *J. Biomech.* 43, 2858–2862.
- Ehrig, R.M., Taylor, W.R., Duda, G.N., Heller, M.O., 2007. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *J. Biomech.* 40, 2150–2157.
- Eichelberger, P., Ferraro, M., Minder, U., Denton, T., Blasimann, A., Krause, F., Baur, H., 2016. Analysis of accuracy in optical motion capture – A protocol for laboratory setup

Bibliographie

- evaluation. *J. Biomech.* 49, 2085–2088.
- Falbriard, M., Meyer, F., Mariani, B., Millet, G.P., Aminian, K., 2018. Accurate estimation of running temporal parameters using foot-worn inertial sensors. *Front. Physiol.* 9, 1–10.
- Fang, Y., Fitzhugh, E.C., Crouter, S.E., Gardner, J.K., Zhang, S., 2016. Effects of workloads and cadences on frontal plane knee biomechanics in cycling. *Med. Sci. Sports Exerc.* 48, 260–266.
- 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. *J. Sports Sci.*
- Faria, E.W., Parker, D.L., Faria, I.E., 2005. The science of cycling: Factors affecting performance - Part 2. *Sport. Med.*
- Fasel, B., 2017. Drift Reduction for Inertial Sensor Based Orientation and Position Estimation in the Presence of High Dynamic Variability During Competitive Skiing and Daily-Life Walking.
- Fasel, B., Spörri, J., Schütz, P., Lorenzetti, S., Aminian, K., 2017. Validation of functional calibration and strap-down joint drift correction for computing 3D joint angles of knee, hip, and trunk in alpine skiing. *PLoS One* 12, 1–17.
- 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. *J. Biomech.* 42, 2330–2335.
- Favre, J., Jolles, B.M., Aissaoui, R., Aminian, K., 2008. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *J. Biomech.* 41, 1029–1035.
- Fawcett, T., 2006. An introduction to ROC analysis. *Pattern Recognit. Lett.* 27, 861–874.
- Feliz, R., Zalama, E., García-Bermejo, J.G., 2009. Pedestrian tracking using inertial sensors. In: *Journal of Physical Agents*. pp. 35–42.
- Ferrari, A., Benedetti, M.G., Pavan, E., Frigo, C., Bettinelli, D., Rabuffetti, M., Crenna, P., Leardini, A., 2008. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture* 28, 207–216.
- Ferrari, A., Cutti, A.G., Cappello, A., 2010a. A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols. *Gait Posture* 31, 540–542.
- Ferrari, A., Cutti, A.G., Garofalo, P., Raggi, M., Heijboer, M., Cappello, A., Davalli, A., 2010b. 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.
- Ferrer-Roca, V., Bescos, R., Roig, A., Galilea, P., Valero, O., Garcia-Lopez, J., 2014. Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *J. strength Cond. Res.* 28, 784–791.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., García-López, J., 2012. Influence of Saddle Height on Lower Limb Kinematics in Well-Trained Cyclists. *J. Strength Cond. Res.* 26, 3025–3029.
- Filippeschi, A., Schmitz, N., Miezal, M., Bleser, G., Ruffaldi, E., Stricker, D., 2017. Survey of motion tracking methods based on inertial sensors: A focus on upper limb human motion. *Sensors (Switzerland)* 17, 1257.
- Fischer, C., Sukumar, P.T., Hazas, M., 2013. Tutorial: Implementing a pedestrian tracker using inertial sensors. *IEEE Pervasive Comput.* 12, 17–27.
- Fleps, M., Mair, E., Ruepp, O., Suppa, M., Burschka, D., 2011. Optimization based IMU camera calibration. *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.* 3297–3304.
- Fonda, B., Sarabon, N., Li, F.X., 2014. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. *J. Sports Sci.* 32, 940–946.
- Foster, C., Snyder, A.C., Thompson, N.N., Green, M.A., Foley, M., Schrage, M., 1993. Effect of pacing strategy on cycle time trial performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 25, 383–388.

- Fourati, H., Manamanni, N., 2013. Filter-aided IMU for Indoor Environment for Indoor Environment. Eur. Control Conf. 4208–4213.
- Fradet, L., Nez, A., Monnet, T., Lacouture, P., 2017. Which functional movements for sensor-to-segment calibration for lower-limb movement analysis with inertial sensors? *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 20, 77–78.
- Fregly, B.J., Zajac, F.E., Dairaghi, C.A., 1996. Crank inertial load has little effect on steady-state pedaling coordination. *J. Biomech.* 29, 1559–1567.
- Galinski, D., Dehez, B., 2012. Evaluation of initialization procedures for estimating upper limb kinematics with MARG sensors. *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics* 1801–1806.
- Gallagher, A., Matsuoka, Y., Ang, W.T., 2004. An efficient real-time human posture tracking algorithm using low-cost inertial and magnetic sensors. In: 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS).
- García-López, J., Díez-Leal, S., Larrazabal, J., Ogueta-Alday, A., 2014. No Bilateral Asymmetry During Pedalling In Healthy Cyclists Of Different Performance Levels Personal Training Coach, Trek Factory Racing, Professional Cycling Team. 33rd Int. Conf. Biomech. Sport. 1–4.
- Gebre-Egziabher, D., Elkaim, G., Powell, J., Parkinson, B., 2001a. A non-linear, two-step estimation algorithm for calibrating solid-state strapdown magnetometers. 8th Int. Conf. Integr. Navig. Syst.
- Gebre-Egziabher, D., Elkaim, G.H., Powell, J.D., Parkinson, B.W., 2001b. A non-linear, two-step estimation algorithm for calibrating solid-state strapdown magnetometers. In: In 8th International St. Petersburg Conference on Navigation Systems (IEEE/AIAA).
- Gharghan, S.K., Nordin, R., Ismail, M., 2014. A survey on energy efficient wireless sensor networks for bicycle performance monitoring application. *J. Sensors* 2014.
- Gouwanda, D., Arosha Senanayake, S.M.N., 2011. Identifying gait asymmetry using gyroscopes-A cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach. *J. Biomech.* 44, 972–978.
- Grappe, F., 2009. Cyclisme et optimisation de la performance, *Sciences et pratiques du sport*.
- Gregersen, C.S., Hull, M.L., 2003. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions. *J. Biomech.* 36, 803–813.
- Grood, E.S., Suntay, W.J., 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J. Biomech. Eng.* 105, 136–144.
- Guilbert, D., 2015. Analyse et classification des signatures des véhicules provenant de capteurs magnétiques pour le développement des algorithmes "Intelligents" de gestion du trafic.
- Hahn, W., Marr, T., 2017. Accurate Human Motion Estimation Using Inertial Measurement Units for Use in Biomechanical Analysis.
- Halson, S.L., 2014. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sport. Med.* 44, 139–147.
- Harris, M.D., Cyr, A.J., Ali, A.A., Fitzpatrick, C.K., Rullkoetter, P.J., Maletsky, L.P., Shelburne, K.B., 2016. A Combined Experimental and Computational Approach to Subject-Specific Analysis of Knee Joint Laxity. *J. Biomech. Eng.* 138, 1–8.
- Hartikainen, J., Särkkä, S., 2007. Optimal filtering with Kalman filters and smoothers – a Manual for Matlab toolbox EKF / UKF. *J. Interprof. Care* 25, 1–57.
- Hettinga, F.J., De Koning, J.J., Broersen, F.T., Van Geffen, P., Foster, C., 2006. Pacing strategy and the occurrence of fatigue in 4000-m cycling time trials. *Med. Sci. Sports Exerc.* 38, 1484–1491.
- Holland, C.A.W.G., Madison, R.E., Loy, F., 1995. » AN EPIDEMIOLOGICAL ANALYSIS OF OVERUSE INJURIES AMONG RECREATIONAL CYCLISTS « 7–13.

Bibliographie

- Hug, F., Dorel, S., 2009. Electromyographic analysis of pedaling: A review. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, 182–198.
- Hull, M.L., Beard, A., Varma, H., 1990. Goniometric measurement of hip motion in cycling while standing. *J. Biomech.* 23.
- Hull, M.L., Gonzalez, H., 1988. Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling. *J. Biomech.* 21, 839–849.
- 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 strokes. *Sport. Technol.*
- Jasiewicz, J.M., Allum, J.H.J., Middleton, J.W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B., Li, R.C.T., 2006. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait Posture* 24, 502–509.
- Jouybari, A., Ardalan, A.A., Rezvani, M.H., 2017. Experimental comparison between Mahoney and Complementary sensor fusion algorithm for attitude determination by raw sensor data of Xsens IMU on buoy. *Int. Arch. Photogramm. Remote Sens. Spat. Inf. Sci. - ISPRS Arch.* 42, 497–502.
- Kapandji, I.A., 1987. *The physiology of the joints.* Churchill Livingstone.
- Khandelwal, S., Wickström, N., 2016. Gait Event Detection in Real-World Environment for Long-Term Applications: Incorporating Domain Knowledge Into Time-Frequency Analysis. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 24, 1363–1372.
- Khandelwal, S., Wickström, N., 2017. Evaluation of the performance of accelerometer-based gait event detection algorithms in different real-world scenarios using the MAREA gait database. *Gait Posture* 51, 84–90.
- Kok, M., Hol, J.D., Schön, T.B., 2017. Using inertial sensors for position and orientation estimation. *Found. Trends Signal Process.* 11, 1–153.
- Koning, B.H.W., van der Krogt, M.M., Baten, C.T.M., Koopman, B.F.J.M., 2015. Driving a musculoskeletal model with inertial and magnetic measurement units. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 18, 1003–1013.
- Korff, T., Romer, L.M., Mayhew, I., Martin, J.C., 2007. Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39, 991–995.
- Kottath, R., Narkhede, P., Kumar, V., Karar, V., Poddar, S., 2017. Multiple Model Adaptive Complementary Filter for Attitude Estimation. *Aerosp. Sci. Technol.* 69, 574–581.
- Küderle, A., Becker, S., Disselhorst-Klug, C., 2018. Increasing the Robustness of the automatic IMU calibration for lower Extremity Motion Analysis. *Curr. Dir. Biomed. Eng.* 4, 439–442.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A.M., Beier, A., Bergmann, G., 2012. Loading of the Knee Joint During Ergometer Cycling: Telemetric In Vivo Data. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 42, 1032–1038.
- Laidig, D., Müller, P., Seel, T., 2017. Automatic anatomical calibration for IMU-based elbow angle measurement in disturbed magnetic fields. *Curr. Dir. Biomed. Eng.* 3, 167–170.
- Lamberts, R.P., Swart, J., Noakes, T.D., Lambert, M.I., 2011. A novel submaximal cycle test to monitor fatigue and predict cycling performance. *Br. J. Sports Med.* 45, 797–804.
- Lambrecht, J.M., Kirsch, R.F., 2014. Miniature low-power inertial sensors: Promising technology for implantable motion capture systems. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 22, 1138–1147.
- Lambrecht, S., Nogueira, S.L., Bortole, M., Siqueira, A.A.G., Terra, M.H., Rocon, E., Pons, J.L., 2016. Inertial sensor error reduction through calibration and sensor fusion. *Sensors (Switzerland)* 16.
- Leardini, A., Chiari, A., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait*

- Posture 21, 212–225.
- Leardini, A., Lullini, G., Giannini, S., Berti, L., Ortolani, M., Caravaggi, P., 2014. Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis. *J. Neuroeng. Rehabil.* 11, 136.
- Lebel, K., Boissy, P., Nguyen, H., Duval, C., 2017. Inertial measurement systems for segments and joints kinematics assessment: Towards an understanding of the variations in sensors accuracy. *Biomed. Eng. Online* 16, 1–16.
- Lee, J.K., Jung, W.C., 2018. Quaternion-Based Local Frame Alignment between an Inertial Measurement Unit and a Motion Capture System. *Sensors (Basel)*. 18, 4003.
- Lenz, J.E., 1990. A Review of Magnetic Sensors. *Proc. IEEE* 78, 973–989.
- Li, L., Caldwell, G.E., 1999. Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 9, 385–389.
- Li, Q., Zhang, J.T., 2014. Post-trial anatomical frame alignment procedure for comparison of 3D joint angle measurement from magnetic/inertial measurement units and camera-based systems. *Physiol. Meas.* 35, 2255–2268.
- Lin, T.Y., Huang, L.Y., Chou, Y.Y., Wei, S.Y., Liu, C.Y., Wang, H.M., Chen, H.Y., Chen, A.C., 2018. Poster: SaFePlay+ - A wearable cycling measurement and analysis system of lower limbs. *Proc. Annu. Int. Conf. Mob. Comput. Networking, MOBICOM* 744–746.
- Liu, T., Inoue, Y., Shibata, K., 2009. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Meas. J. Int. Meas. Confed.* 42, 978–988.
- Luinge, H.J., Veltink, P.H., Baten, C.T.M., 2007. Ambulatory measurement of arm orientation. *J. Biomech.* 40, 78–85.
- Madgwick, S.O.H., Harrison, A.J.L., Vaidyanathan, R., 2011a. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.* 1–7.
- Madgwick, S.O.H., Harrison, A.J.L., Vaidyanathan, R., 2011b. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.* 32.
- Mahony, R., Hamel, T., Morin, P., Malis, E., 2012. Nonlinear complementary filters on the special linear group. *Int. J. Control* 85, 1557–1573.
- Mannel, H., Marin, F., Claes, L., Dürselen, L., 2004. Establishment of a knee-joint coordinate system from helical axes analysis - A kinematic approach without anatomical referencing. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51, 1341–1347.
- Maqbool, H.F., Husman, M.A.B., Awad, M.I., Abouhossein, A., Mehryar, P., Iqbal, N., Dehghani-Sanij, A.A., 2016. Real-time gait event detection for lower limb amputees using a single wearable sensor. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS 2016-Octob*, 5067–5070.
- Mariani, B., Rouhani, H., Crevoisier, X., Aminian, K., 2013. Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait Posture* 37, 229–234.
- Marin-Perianu, R., Marin-Perianu, M., Havinga, P., Taylor, S., Begg, R., Palaniswami, M., Rouffet, D., 2013. A performance analysis of a wireless body-area network monitoring system for professional cycling. *Pers. Ubiquitous Comput.* 17, 197–209.
- Marin-Perianu, R., Marin-Perianu, M., Rouffet, D., Taylor, S., Havinga, P., Begg, R., Palaniswami, M., 2011. Body area wireless sensor networks for the analysis of cycling performance. *Proc. 5th Int. ICST Conf. Body Area Networks, BodyNets 2010* 1, 1–7.
- Marin, F., Fradet, L., Lepetit, K., Hansen, C., Mansour, K. Ben, 2015. Inertial Measurement Unit in Biomechanics and Sport Biomechanics : Past, Present, Future. *33rd Int. Conf. Biomech. Sport.* 1422–1424.
- Marin, F., Mannel, H., Claes, L., Dürselen, L., 2003. Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations. *Hum. Mov. Sci.* 22, 285–296.
- Marins, J.L., Xiaoping Yun, Bachmann, E.R., McGhee, R.B., Zyda, M.J., 2003. An extended Kalman filter for quaternion-based orientation estimation using MARG sensors. *Proc.*

Bibliographie

- 2001 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. Expand. Soc. Role Robot. Next Millenn. (Cat. No.01CH37180) 4, 2003–2011.
- McGrath, T., Fineman, R., Stirling, L., 2018. An auto-calibrating knee flexion-extension axis estimator using principal component analysis with inertial sensors. *Sensors (Switzerland)* 18.
- Mecheri, H., Robert-Lachaine, X., Larue, C., Plamondon, A., 2016. Evaluation of Eight Methods for Aligning Orientation of Two Coordinate Systems. *J. Biomech. Eng.* 138.
- Menard, M., Domalain, M., Decatoire, A., Lacouture, P., 2016. Influence of saddle setback on pedalling technique effectiveness in cycling. *Sport. Biomech.* 15, 462–472.
- Merriaux, P., Dupuis, Y., Boutteau, R., Vasseur, P., Savatier, X., 2017. A study of vicon system positioning performance. *Sensors (Switzerland)* 17, 1–18.
- Miezial, M., Taetz, B., Bleser, G., 2016. On inertial body tracking in the presence of model calibration errors. *Sensors (Switzerland)* 16, 1–34.
- Miezial, M., Taetz, B., Bleser, G., 2017. Real-time inertial lower body kinematics and ground contact estimation at anatomical foot points for agile human locomotion. *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* 3256–3263.
- Moglo, K.E., Shirazi-Adl, A., 2005. Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension–flexion. *J. Biomech.* 38, 1075–1083.
- Momeni, K., Faghri, P.D., Evans, M., 2014. Lower-extremity joint kinematics and muscle activations during semi-reclined cycling at different workloads in healthy individuals. *J. Neuroeng. Rehabil.* 11, 146.
- Mooney, R., Corley, G., Godfrey, A., Quinlan, L.R., ÓLaighin, G., 2015. Inertial sensor technology for elite swimming performance analysis: A systematic review. *Sensors (Switzerland)* 16, 18.
- Morton, L., Baillie, L., Ramirez-Iniguez, R., 2013. Pose calibrations for inertial sensors in rehabilitation applications. *Int. Conf. Wirel. Mob. Comput. Netw. Commun.* 204–211.
- Munera, M., Bertucci, W., Duc, S., Chimentin, X., 2018. Analysis of muscular activity and dynamic response of the lower limb adding vibration to cycling. *J. Sports Sci.* 36, 1465–1475.
- Nechita, F., 2012. Monitoring process in sport performance. *Bull. Transilv. Univ. Braşov* 5, 1–6.
- Nez, A., 2017. *Mesure inertielle pour l'analyse du mouvement humain Optimisation des méthodologies de traitement et de fusion.*
- Nez, A., Fradet, L., Laguillaumie, P., Monnet, T., Lacouture, P., 2016. Comparison of calibration methods for accelerometers used in human motion analysis. *Med. Eng. Phys.*
- Nguyen, H., Lebel, K., Boissy, P., Bogard, S., Goubault, E., Duval, C., 2017. Auto detection and segmentation of daily living activities during a Timed Up and Go task in people with Parkinson's disease using multiple inertial sensors. *J. Neuroeng. Rehabil.* 14, 26.
- Nicola, P., Meccanica, D.I., 2015. *Application of Inertial Sensors for Performance and Safety Analysis in Alpine Skiing.*
- Norris, M., Anderson, R., Kenny, I.C., 2014. Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: A systematic review. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sport. Eng. Technol.* 228, 3–15.
- Olaf Schumacher, Y., Mueller, P., 2002. The 4000-m team pursuit cycling world record: Theoretical and practical aspects. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34, 1029–1036.
- Olieman, M., Marin-Perianu, R., Marin-Perianu, M., 2012. Measurement of dynamic comfort in cycling using wireless acceleration sensors. *Procedia Eng.* 34, 568–573.
- Olsson, F., Seel, T., Lehmann, D., Halvorsen, K., 2019. Joint axis estimation for fast and slow movements using weighted gyroscope and acceleration constraints.
- Ortiz-Catalan, M., Nijenhuis, S., Ambrosch, K., Bovend'Eerd, T., Koenig, S., Lange, B., 2014.

- Virtual Reality, Emerging Therapies in Neurorehabilitation.
- Osis, S.T., Hettinga, B.A., Macdonald, S., Ferber, R., 2016. Effects of simulated marker placement deviations on running kinematics and evaluation of a morphometric-based placement feedback method. *PLoS One* 11, 1–13.
- Otter, R.T.A., Brink, M.S., Van Der Does, H.T.D., Lemmink, K.A.P.M., 2015. Monitoring Perceived Stress and Recovery in Relation to Cycling Performance in Female Athletes. *Int. J. Sports Med.* 37, 12–18.
- Palermo, E., Rossi, S., Marini, F., Patane, F., Cappa, P., 2014. Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis. *Meas. J. Int. Meas. Confed.* 52, 145–155.
- Pataky, T.C., 2010. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J. Biomech.* 43, 1976–1982.
- Pataky, T.C., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., 2013. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *J. Biomech.* 46, 2394–401.
- Pataky, T.C., Vanrenterghem, J., Robinson, M.A., 2016. The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *J. Biomech.* 49, 1468–1476.
- Patterson, M.R., Caulfield, B., 2012. Comparing adaptive algorithms to measure temporal gait parameters using lower body mounted inertial sensors. *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS* 4509–4512.
- Peveler, W.W., Shew, B., Johnson, S., Palmer, T.G., 2012. A Kinematic Comparison of Alterations to Knee and Ankle Angles from Resting Measures to Active Pedaling During a Graded Exercise Protocol. *J. Strength Cond. Res.* 26, 3004–3009.
- Picerno, P., 2017. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait Posture* 51, 239–246.
- Picerno, P., Cereatti, A., Cappozzo, A., 2008. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait Posture* 28, 588–595.
- Pind, R., Mäestu, J., 2017. Monitoring Training Load: Necessity, Methods and Applications. *Acta Kinesiol. Univ. Tartu.* 2323, 7–18.
- Pinot, J., Grappe, F., 2011. The Record Power Profile to Assess Performance in Elite Cyclists. *Sport Med.* 839–844.
- Pinot, J., Grappe, F., 2015. A six-year monitoring case study of a top-10 cycling Grand Tour finisher. *J. Sports Sci.* 33, 907–914.
- Pouliquen, C., 2018. Evaluation de l'asymétrie articulaire et musculaire au cours d'exercices exhaustifs en cyclisme : apports de l'approche expérimentale et de la modélisation musculosquelettique.
- Pouliquen, C., Nicolas, G., Bideau, B., Garo, G., Megret, A., Delamarche, P., Bideau, N., 2018. Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *J. Sports Sci.* 36, 2155–2163.
- Pouliquen, C., Nicolas, G., Bideau, B., Megret, A., Bideau, N., Ens, R., Federation, F.C., 2015. Joint Kinematic Asymmetry Based on Spatiotemporal Pattern Deviation During an Incremental Test in High Level Cycling.pdf. 33rd Int. Conf. Biomech. Sport. 1161–1164.
- Pouliquen, C., Nicolas, G., Bideau, B., Megret, A., Delamarche, P., Bideau, N., 2016. The application of musculoskeletal simulation to assess bilateral asymmetry during a constant load cycling test 226.
- Qiu, S., Wang, Z., Zhao, H., Qin, K., Li, Z., Hu, H., 2018. Inertial/magnetic sensors based pedestrian dead reckoning by means of multi-sensor fusion. *Inf. Fusion* 39, 108–119.
- R Core Development Team, 2013. A language and environment for statistical computing. *R Found. Stat. Comput.*
- Rannama, I., Port, K., Bazanov, B., Pedak, K., 2015. Sprint cycling performance and

Bibliographie

- asymmetry. *J. Hum. Sport Exerc.* 10, 4–6.
- Rhudy, M., Gu, Y., Gross, J., Gururajan, S., Napolitano, M.R., 2013. Sensitivity Analysis of Extended and Unscented Kalman Filters for Attitude Estimation. *J. Aerosp. Inf. Syst.* 10, 131–143.
- Ricci, L., Formica, D., Sparaci, L., Romana Lasorsa, F., Taffoni, F., Tamilia, E., Guglielmelli, E., 2014. A new calibration methodology for thorax and upper limbs motion capture in children using magneto and inertial sensors. *Sensors (Switzerland)* 14, 1057–1072.
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A., 2017a. Validation of inertial measurement units with an optoelectronic system for whole-body motion analysis. *Med. Biol. Eng. Comput.* 55, 609–619.
- Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., Plamondon, A., 2017b. Accuracy and repeatability of single-pose calibration of inertial measurement units for whole-body motion analysis. *Gait Posture* 54, 80–86.
- Roetenberg, D., Luinje, H.J., Baten, C.T.M., Veltink, P.H., 2005. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 13, 395–405.
- Rotella, N., Mason, S., Schaal, S., Righetti, L., 2016. Inertial sensor-based humanoid joint state estimation. *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* 2016-June, 1825–1831.
- Ruby, P., Hull, M.L., Hawkins, D., 1992a. Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *J. Biomech.* 25, 41–53.
- Ruby, P., Hull, M.L., Kirby, K.A., Jenkins, D.W., 1992b. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. *J. Biomech.* 25, 1195–1207.
- Sabatini, A.M., 2006. Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 53, 1346–1356.
- Sabatini, A.M., 2011. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors* 11, 1489–1525.
- Sanderson, D.J., Hennig, E.M., Black, A.H., 2000. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J. Sports Sci.* 18, 173–181.
- Sayers, M.G.L., Tweddle, A.L., Every, J., Wiegand, A., 2012. Changes in drive phase lower limb kinematics during a 60min cycling time trial. *J. Sci. Med. Sport* 15, 169–174.
- Schepers, H.M., Roetenberg, D., Veltink, P.H., 2010. Ambulatory human motion tracking by fusion of inertial and magnetic sensing with adaptive actuation. *Med. Biol. Eng. Comput.* 48, 27–37.
- 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. *J. Biomech. Eng.* 136, 121008.
- Schwartz, M.H., Trost, J.P., Werve, R.A., 2004. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture* 20, 196–203.
- Seel, T., Raisch, J., Schauer, T., 2014. IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors* 14, 6891–6909.
- She, J., Nakamura, H., Makino, K., Ohyama, Y., Hashimoto, H., Wu, M., 2013. Experimental selection and verification of maximum-heart-rate formulas for use with karvonen formula. In: *ICINCO 2013 - Proceedings of the 10th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*. pp. 536–541.
- Shih, Y., Ho, C.S., Shiang, T.Y., 2014. Measuring kinematic changes of the foot using a gyro sensor during intense running. *J. Sports Sci.* 32, 550–556.
- Sigal, L., 2014. Human Pose Estimation. In: *Computer Vision*. Springer US, Boston, MA, pp. 362–370.
- Skog, I., Händel, P., Nilsson, J.O., Rantakokko, J., 2010. Zero-velocity detection-An algorithm

- evaluation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 57, 2657–2666.
- Springer, S., Seligmann, G.Y., 2016. Validity of the kinect for gait assessment: A focused review. *Sensors (Switzerland)*.
- Storm, F.A., Buckley, C.J., Mazzà, C., 2016. Gait event detection in laboratory and real life settings: Accuracy of ankle and waist sensor based methods. *Gait Posture* 50, 42–46.
- Taborri, J., Palermo, E., Rossi, S., Cappa, P., 2016. Gait partitioning methods: A systematic review. *Sensors (Switzerland)* 16, 40–42.
- Taetz, B., Bleser, G., Miezal, M., 2016. Towards self-calibrating inertial body motion capture. *19th Int. Conf. Inf. Fusion* 1751–1759.
- Tagliapietra, L., Modenese, L., Ceseracciu, E., Mazzà, C., Reggiani, M., Mazz, C., 2018. Validation of a model-based inverse kinematics approach based on wearable inertial sensors Validation of a model-based inverse kinematics approach based on wearable inertial sensors. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. Nov*, 1–11.
- Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M., Yoshinari, S., 2009. Gait posture estimation by wearable acceleration and gyro sensor. *IFMBE Proc.* 25, 111–114.
- Taylor, K.-L., Cronin, J., Chapman, D.W., Cronin, J.B., Newton, M.J., Gill, N., 2012. Fatigue Monitoring in High Performance Sport : *J. Aust. Strength Cond.*
- Teufl, W., Miezal, M., Taetz, B., Fröhlich, M., Bleser, G., 2018. Validity, test-retest reliability and long-term stability of magnetometer free inertial sensor based 3D joint kinematics. *Sensors (Switzerland)* 18, 1980.
- Tomczak, M., Tomczak, E., 2014. The need to report effect size estimates revisited. An overview of some recommended measures of effect size. *Trends Sport Sci.* 1, 19–25.
- Too, D., Williams, C.D., Studies, S., 2012. The Effect of Pedal Crank Arm Length on Lower Limb Joint Angles in an Upright Cycling Position 17–18.
- Torres-Moreno, J.L., Blanco-Claraco, J.L., Giménez-Fernández, A., Sanjurjo, E., Naya, M.Á., 2016. Online kinematic and dynamic-state estimation for constrained multibody systems based on IMUs. *Sensors (Switzerland)* 16, 333.
- Umberger, B.R., Martin, P.E., 2001. Testing the planar assumption during ergometer cycling. *J. Appl. Biomech.* 17, 55–62.
- Valenti, R.G., Dryanovski, I., Xiao, J., 2015. Keeping a good attitude: A quaternion-based orientation filter for IMUs and MARGs. *Sensors (Switzerland)* 15, 19302–19330.
- Van Den Noort, J.C., Ferrari, A., Cutti, A.G., Becher, J.G., Harlaar, J., 2013. Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. *Med. Biol. Eng. Comput.* 51, 377–386.
- Van Ingen Schenau, G.J., De Koning, J.J., De Groot, G., 1992. The distribution of anaerobic energy in 1000 and 4000 metre cycling bouts. *Int. J. Sports Med.* 13, 447–451.
- Vargas-Valencia, L., Elias, A., Rocon, E., Bastos-Filho, T., Frizera, A., 2016. An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis. *Sensors* 16, 2090.
- Wahba, G., 1965. A Least Squares Estimate of Satellite Attitude. *SIAM Rev.* 7, 409–409.
- Wang, L., Zhang, Z., Sun, P., 2015. Quaternion-Based Kalman Filter for AHRS Using an Adaptive-Step Gradient Descent Algorithm. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* 12, 1–12.
- Wang, Q., Markopoulos, P., Yu, B., Chen, W., Timmermans, A., 2017. Interactive wearable systems for upper body rehabilitation: a systematic review. *J. Neuroeng. Rehabil.* 14, 20.
- Wang, Y., Kowalski, B.R., 1993. Temperature-Compensating Calibration Transfer for Near-Infrared Filter Instruments. *Anal. Chem.* 65, 1301–1303.
- Ward, R., Bridge, C.A., McNaughton, L.R., Sparks, S.A., 2016. The effect of acute taurine ingestion on 4-km time trial performance in trained cyclists. *Amino Acids* 48, 2581–2587.
- Watanabe, K., Sato, T., Mukaimoto, T., Takashima, W., Yamagishi, M., Nishiyama, T., 2016. Electromyographic analysis of thigh muscles during track cycling on a velodrome. *J. Sports Sci.* 34, 1413–1422.

Bibliographie

- Wiesener, C., Schauer, T., 2017. The Cybathlon RehaBike: Inertial-Sensor-Driven Functional Electrical Stimulation Cycling by Team Hasomed. *IEEE Robot. Autom. Mag.* 24, 49–57.
- Wilmore, J.H., Costill, D.L., Gleim, G.W., 1995. *Physiology of Sport and Exercise*. Med. Sci. Sport. Exerc. 27, 792.
- Windolf, M., Götzen, N., Morlock, M., 2008. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems-exemplified on the Vicon-460 system. *J. Biomech.* 41, 2776–2780.
- Wu, G., Cavanagh, P.R., 1995. ISB Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. *J. Biomech.* 28, 1257–1261.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine. *J. Biomech.* 35, 543–548.
- Wu, G., Van Der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Makhsoos, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981–992.
- Yadav, N., Bleakley, C., 2014. Accurate orientation estimation using AHRS under conditions of magnetic distortion. *Sensors (Switzerland)* 14, 20008–20024.
- Yazdi, N., Ayazi, F., Najafi, K., Member, S., 1998. Micromachined Inertial Sensors. *Proc. IEEE* 86, 1640–1659.
- Yi, C., Ma, J., Guo, H., Han, J., Gao, H., Jiang, F., Yang, C., 2018. Estimating three-dimensional body orientation based on an improved complementary filter for human motion tracking. *Sensors (Switzerland)* 18.
- Zatsiorsky, V.M.M., 1998. Kinematics of Human Motion, *American Journal of Human Biology*.
- Zhang, J.T., Novak, A.C., Brouwer, B., Li, Q., 2013. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol. Meas.* 34, 63–69.
- Zhang, Y., Chen, K., Yi, J., Liu, T., Pan, Q., 2016. Whole-Body Pose Estimation in Human Bicycle Riding Using a Small Set of Wearable Sensors. *IEEE/ASME Trans. Mechatronics* 21, 163–174.
- Zhao, J., Badler, N.I., 1989. Real Time Inverse Kinematics with Joint Limits and Spatial Constraints. *Computer (Long Beach, Calif.)*.
- Zimmermann, T., Taetz, B., Bleser, G., 2018. IMU-to-segment assignment and orientation alignment for the lower body using deep learning, *Sensors (Switzerland)*.

Annexes

A. Valorisation scientifique

Articles internationaux dans des revues indexées

- **Cordillet**, S., Bideau, N., Bideau, B., Nicolas, G., 2019. Estimation of 3D Knee Joint Angles during Cycling Using Inertial Sensors: Accuracy of a Novel Sensor-to-Segment Calibration Procedure Based on Pedaling Motion. *Sensors (Basel)*. 19.
- **Cordillet**, S., Bideau, N., Menard, M., Nicolas, G., 2019. Gyro-based lower limb asymmetry during a 4-km time trial on a velodrome among high level female cyclists. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 22(sup1):S349-S350.
- Gaillard, F., Cretual, A., **Cordillet**, S., Le Cornec, C., Gonthier, C., Bouvier, B., Heyman, R., Marleix, S., Bonan, I., Rauscent, H., 2018. Kinematic motion abnormalities and bimanual performance in children with unilateral cerebral palsy. *Dev. Med. Child Neurol.* 60, 839–845.

Congrès Internationaux

- S. **Cordillet**, N. Bideau, B. Bideau, G. Nicolas, Concurrent validity of dead center identification during pedaling motion based on inertial measurement units placed on lower limbs. *ECSS (2019)*.
- S. **Cordillet**, N. Bideau, V. Madouas, M. Menard, B. Bideau, G. Nicolas, Spectral alterations of lower limb EMG signal during a 4-km track cycling time trial in high level women cyclists. *ECSS (2019)*.
- S. **Cordillet**, N. Bideau, A. Megret, G. Nicolas, Preliminary results : A comparison of specific imu-based calibrations for cycling vs. conventional methods, *J. Sci. Cycl.* 5 (2016). doi : 10.28985/jsc.v5i2.256.
- S. **Cordillet**, N. Bideau, B. Bideau, G. Nicolas Evaluation of inertial sensor calibration variability and its effect on 3D knee joint angles estimation. *ECSS (2016)*.

Congrès Nationaux

- S. **Cordillet**, A. Bethuel, A. Cretual, I. Bonan, Choix d'un modèle biomécanique pour l'analyse d'une tâche d'évitement chez des patients hémiplegiques, *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* 46 (2016) 252. doi : 10.1016/j.neucli.2016.09.037.
- A. Bethuel, S. **Cordillet**, K. Jamal, A. Cretual, I. Bonan, Le centre de masse, une variable posturale pertinente dans l'analyse d'une tâche dynamique d'évitement chez les patients post-AVC ?, *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* (2016). doi : 10.1016/j.neucli.2016.09.023.
- F. Gaillard, H. Rauscent, A. Crétual, C. Le Cornec, S. **Cordillet**, I. Bonan, Three-dimensional analysis of the upper limb movement asymmetry during a bimanual grasp task in children with hemiplegic cerebral palsy, *Ann. Phys. Rehabil. Med.* (2016). doi : 10.1016/j.rehab.2016.07.021.
- F. Gaillard, H. Rauscent, A. Crétual, C. Le Cornec, S. **Cordillet**, I. Bonan, Relationship between hand function assessment and upper limb kinematic analysis in children with hemiplegic cerebral palsy, *Ann. Phys. Rehabil. Med.* (2016). doi : 10.1016/j.rehab.2016.07.017.
- E. Leblong-Lecharpentier, S. **Cordillet**, S. Challois-Leplaideur, A. Cretual, L. Chochina, K. Jamal, I. Bonan, Effects of vibration on the bearing asymmetry walking in chronic stroke patients, *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 58 (2015) e154–e155. doi : 10.1016/j.rehab.2015.07.367.
- S. **Cordillet**, E. Auvinet, E. Leblong, F. Multon, Évaluation de l'asymétrie de la marche chez une population hémiplegique, *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* 44 (2014) 503–504. doi : 10.1016/j.neucli.2014.09.036.
- E. Leblong-Lecharpentier, S. **Cordillet**, S.C.-L. plaideur, A. Cretual, I. Bonan, Effets des vibrations sur l'asymétrie d'appui à la marche chez l'hémiplegique vasculaire chronique : résultats préliminaires, *Neurophysiol. Clin. Neurophysiol.* 44 (2014) 497–498. doi : 10.1016/J.NEUCLI.2014.09.020.

B. Abstract : Congrès de la Société de Biomécanique (2019)

Gyro-based lower limb asymmetry during a 4-km time trial on a velodrome among high level female cyclists

S. Cordillet^{a*}, N. Bideau^a, M. Menard^a and G. Nicolas^a

^aM2S Laboratory, Univ Rennes, Avenue Robert Schuman, Campus de Ker Lann, 35170 Bruz, France

Keywords: gyro-based asymmetry; cycling; time-trial; IMU

1. Introduction

Evaluating pedaling asymmetry in cycling is of major interest since it is often associated to lower efficiency, an increased risk of injury or premature fatigue. To quantify asymmetry, algebraic indices are commonly used to evaluate bilateral differences of discrete variables or through waveform analysis by comparing bilateral patterns (Pouliquen et al., 2018). Whereas some studies quantified bilateral muscle activations of lower limbs during straight and curved sections in track cycling (Watanabe et al., 2015), no data were reported concerning *in situ* kinematic asymmetry adjustments during a cycling time-trial (TT), especially considering women. Thus, the aim of this study was to assess the bilateral asymmetry of body-segment angular rates during a 4-km TT among female cyclists. In particular, the modifications in asymmetry all along the TT were investigated using lower limb mounted gyroscopes.

2. Methods

2.1 Experimental procedure

After a standardized warm-up, 7 high-level female cyclists, all right-leg-dominant, performed a self-paced 4-km TT on an outdoor velodrome. Angular rates of bilateral thigh, shank and foot were monitored all along the test using IMUs (Cometa MiniWave Infinity) at a sampling rate of 286 Hz with a full scale of ± 2000 deg/sec.

2.2 Data analysis

Before the trial, an anatomical calibration procedure was performed in order to align IMU sensor frame to body segment frame following a method previously evaluated (Cordillet et al., 2019). Such a method allows to obtain angular rates in relation to the body segment frames. In order to perform cycle-to-cycle analysis, pedaling cycles were extracted from the medio-lateral angular rate of the thigh mounted IMU by identifying dead centers (crank arms at 12 o'clock and 6 o'clock). Medio-lateral component of angular rate for each body-segment was considered for

analysis. In order to compare time delays between right and left patterns of angular rates during pedaling cycles, a normalized cross-correlation technique (Gouwanda and Senanayake, 2011) was used to identify similarities between the left and right waveforms as follows:

$$r_{\dot{\theta}_R \dot{\theta}_L}(k) = \frac{c_{\dot{\theta}_R \dot{\theta}_L}(k)}{\sqrt{\sum_{t=1}^N (\dot{\theta}_R(t) - \bar{\dot{\theta}}_R)^2 \sum_{t=1}^N (\dot{\theta}_L(t) - \bar{\dot{\theta}}_L)^2}}$$

Where $c_{\dot{\theta}_R \dot{\theta}_L}(k)$ is defined as:

$$c_{\dot{\theta}_R \dot{\theta}_L} = \begin{cases} \sum_{t=1}^{N-k} (\dot{\theta}_R(t) - \bar{\dot{\theta}}_R) (\dot{\theta}_L(t+k) - \bar{\dot{\theta}}_L) \\ + \\ \sum_{t=N-k+1}^N (\dot{\theta}_R(t) - \bar{\dot{\theta}}_R) (\dot{\theta}_L(t-N+k) - \bar{\dot{\theta}}_L), k \in [1, N] \\ \sum_{t=1}^{N-k} (\dot{\theta}_R(t) - \bar{\dot{\theta}}_R) (\dot{\theta}_L(t+k) - \bar{\dot{\theta}}_L), k = 0 \end{cases}$$

$\bar{\dot{\theta}}_R$ and $\bar{\dot{\theta}}_L$ represent mean values for the right and left instantaneous rotations ($\dot{\theta}_R$ and $\dot{\theta}_L$). The left angular rates were shifted by 180° to synchronize the initial kinematic cycle at bottom dead center, for both legs. τ_{lag} , expressed as pedal angle lag, indicates the angle lag of the right pattern compared to the left pattern and corresponds to the value k for which the correlation coefficient $r_{\dot{\theta}_R \dot{\theta}_L}(k)$ is maximal. A positive τ_{lag} indicates that the right pattern is shifted forward in the crank cycle relative to the left pattern. For each body-segment, the maximal cross-correlation value (r_{max}) corresponding to the best overlap between the right and left limb angular rates was considered.

2.3 Statistics

A Shapiro-Wilk normality test was employed on τ_{lag} and r_{max} . A non-parametric Friedman test was used to determine the effect of distance (each 1-km interval was compared to the first one). Pairwise Wilcoxon test was employed for the multiple comparisons. Level of significance was set at $p < 0.05$.

3. Results and discussion

	Sections	r_{max}	p	τ_{lag}	p
Foot	km 1	0.935	n/a	1.86	n/a
	km 2	0.929	n.s	2.45	n.s
	km 3	0.922	*	3.11	*
	km 4	0.920	*	3.19	*
Shank	km 1	0.951	n/a	9.29	n/a
	km 2	0.950	n.s	10.25	n.s
	km 3	0.948	n.s	10.76	*
	km 4	0.950	n.s	10.38	*
Thigh	km 1	0.887	n/a	0.22	n/a
	km 2	0.881	n.s	0.40	n.s
	km 3	0.877	n.s	0.59	n.s
	km 4	0.873	*	0.08	*

Table 1 Results of cross-correlations between right and left angular rates waveforms during the 4-km TT. Evolutions of angle lags (τ_{lag}) and maximal correlation coefficient (r_{max}) expressed in degrees. All values were compared with the first kilometer. * denoted significant differences with p value lower than 0.05 (n.s : non significant).

Results of cross-correlation between right and left angular rates waveforms during the 4-km TT are presented in Table 1. Lower correlation was obtained for the thigh. Indeed, while high pattern similarity was observed for the foot and the shank ($r_{max} > 0.9$), moderate similarity for thigh was highlighted ($r_{max} < 0.9$). Furthermore, the similarity between left and right pattern of the shank was not affected by the distance. However, in comparison with the first kilometer, the correlation coefficient for the foot was significantly lowered from the third kilometer. For the thigh, the similarity between bilateral waveforms was significantly lowered during the fourth kilometer. Concerning the angle lag between right and left patterns, a positive sign of τ_{lag} was overwhelmingly observed and can be associated to the right leg patterns mostly ahead of time compared to the left leg. More specifically, for the foot, absolute value of τ_{lag} increased from the third kilometer. For the shank, significant differences were also observed from the third kilometer, but with a decrease of τ_{lag} . Finally, concerning the thigh, a significant difference was

quantified from the fourth kilometer. Despite some inter-individual differences, the observed kinematic adjustments, especially the reduction of similarity of side-to-side patterns may reflect a response to fatigue mechanisms that cause movement deterioration during the test (Pouliquen et al., 2018).

4. Conclusions

Considering the angular velocity patterns in the sagittal plane, the asymmetry in the thigh was less affected by the distance and thus by fatigue appearance. The foot demonstrated the highest differences in terms of bilateral pattern similarity but also in terms of angle lag between sides. However previous studies during exhaustive exercises in laboratory conditions demonstrated that the asymmetry of sagittal kinematics was less affected than out of sagittal planes (Pouliquen et al., 2018). Thus, an interesting prospect of this study would be to consider asymmetry analysis in frontal and transverse planes during time trials.

Acknowledgements

The authors wish to thank the “Team Breizh ladies” cycling team for their participation in the present study.

References

- Cordillet, S.; Bideau, N.; Bideau, B.; Nicolas, G. 2019. Estimation of 3D Knee Joint Angles during Cycling Using Inertial Sensors: Accuracy of a Novel Sensor-to-Segment Calibration Procedure Based on Pedaling Motion. *Sensors*, 19, 2474.
- Gouwanda D, Senanayake A. 2011. Identifying gait asymmetry using gyroscopes-A cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach. *J. Biomech. Journal of Biomechanics* 44: 972-978.
- Pouliquen C, Nicolas G, Bideau B, Garo G., Mégret A, Delamarche P, Bideau N. 2018. Spatio-temporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *J. Sports Sci.* 36:2155-2163.
- Watanabe K, Sato T, Mukaimoto T, Takashima W, Yamagishi M, Nishiyama T. 2015. Electromyographic analysis of thigh muscle during track cycling on a velodrome. *J. Sports Sci.* 34:1413-1422.

*Corresponding author. Email: sebastien.cordillet@univ-renne

C. Abstract: European Congress of Sport Science (2019)

Lower limb muscle fatigue during 4-km track cycling time trial in high level women cyclist

Cordillet, S., Bideau, N., Madouas, V., Menard, M., Bideau, B., Nicolas, G.,
M2S Laboratory, Univ Rennes, Avenue Robert Schuman, Campus de Ker Lann, 35170 Bruz,
France

INTRODUCTION

4-km time trial (TT) cycling requires high power output as well as neuromuscular capabilities all along the event. While some authors demonstrated a significant degree of fatigue following a 4 km TT [1], few studies monitored neuromuscular fatigue during such a self-paced exercise. In the context of high intensity cycling exercise, analysis of the frequency content of the EMG signal is commonly used to assess the local muscle fatigue. More specifically studies analyzed EMG in frequency domain to track non-monotonic variation of EMG signal [2]. The purpose was to investigate changes in lower limb muscle activity during a 4-km cycling time trial on velodrome in women high level cyclists.

METHODS

7 high level female cyclists performed a self-paced 4-km TT on an outdoor velodrome. All along the cycling test, muscle activity of 6 selected muscles of the right side were monitored using wireless EMG units (Cometa MiniWave Infinity) at a sampling rate of 2000 Hz. Electrodes were protected with adhesive tapes. Following SENIAM recommendations, bi-polar electrodes were placed over Rectus Femoris (RF), Vastus Medialis (VM), Gluteus Maximus (GM), Tibialis Anterior (TA), Biceps Femoris (BF) and Gastrocnemius Medialis (GaM). A spectral analysis was used to investigate the evolution of median power frequency during the TT. Median frequency (MDF) were calculated for each cycle and averaged with moving windows length of 3 cycles. Pedaling cycle was splitted into down stroke and up stroke phases. A slope of the regression line k that fits the MDF in a least-square sense was used as a fatigue index.

RESULTS

The analysis of slope of the regression lines revealed significant decrease of MDF for the full cycle concerning RF ($k=-0.021$ (0.038) Hz.s⁻¹) and VM ($k=-0.013$ (0.042) Hz.s⁻¹). A significant decrease of MDF concerning RF was also observed for the down stroke ($k=-0.015$ (0.032) Hz.s⁻¹) and for the up stroke ($k=-0.023$ (0.039) Hz.s⁻¹). A significant decrease of MDF for VM was quantified for down stroke ($k=-0.014$ (0.042) Hz.s⁻¹), as well as for GM for up stroke ($k=-0.015$ (0.033) Hz.s⁻¹). A different trend was observed for GaM with a significant increase during down-stroke ($k=0.010$ (0.027) Hz.s⁻¹).

CONCLUSION

Only RF and VM presented a systematic decrease of MDF during this 4-km track TT which is commonly associated to fatigue appearance and related to the action potential conduction velocity of the muscle fiber. Future works may address the link between neuromuscular coordination and potential concomitant joint kinematics alteration during self-paced 4-km TT.

- [1] L. Ansley, E. Schabort, A. St. Clair Gibson, M. I. Lambert, and T. D. Noakes, "Regulation of pacing strategies during successive 4-km time trials," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 36, no. 10, pp. 1819–1825, 2004.
- [2] J. B. Dingwell, J. E. Joubert, F. Diefenthaler, and J. D. Trinity, "Changes in Muscle Activity and Kinematics of Highly Trained Cyclists During Fatigue," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 11, pp. 2666–2674, 2010.

Liste des figures

Figure 1 : Principaux facteurs de performance en cyclisme.	14
Figure 2 : Exemple de courbe de Profil Puissance Record (PPR) (Pinot and Grappe, 2011)..	15
Figure 3 : Exemple de logiciel d'analyse de données multiparamétriques pour le sportif (Golden Cheetah).	16
Figure 4 : Représentation des quatre principales phases du cycle de pédalage. Quand la pédale est au point haut (point mort haut, PMH), à la verticale de l'axe de pédalier, on dit qu'elle est au point 0°. 90° représente l'angle permettant d'avoir la position du pied la plus en avant, 180° le point décline et 270° le point le plus en arrière.	17
Figure 5 : Mouvement de la cheville avec la flexion dorsale (a), la position neutre (b, e) et la flexion plantaire (c). Mouvement d'éversion (d) et inversion (f) de la cheville	18
Figure 6 : Mouvements de flexion/extension de la hanche. Extension de hanche(a), Angle nul(b), flexion de hanche(c). Mouvements de rotation interne/externe de hanche. Rotation externe(d), rotation nulle(e), rotation interne(f). Mouvements d'abduction/adduction de hanche. Abduction(g), Angle nul(h), Adduction(i).	19
Figure 7 : Mouvements de rotation interne(c)/ externe(a) du genou, depuis une position neutre genou fléchi (b). Mouvements de flexion/extension du genou. Flexion de genou(d), Angle nul(e), recurvatum du genou(f). Mouvement latéraux du genou : valgus(i), varus(g) et normo-axé(h).	20
Figure 8 : Description bidimensionnelle du plan sagittal pour l'analyse du mouvement du membre inférieur (Ferrer-Roca et al., 2014)	22
Figure 9 : Capture de mouvement par système optoélectronique chez des cyclistes : (a) Centre de Médecine du Sport – Brest ; (b) Plateforme Immermove du laboratoire M2S	23
Figure 10 : Systèmes de coordonnées du segment proximal et distal appliqué au genou avec le fémur (en bleu) et la jambe (en vert), respectivement. Les ronds noirs représentent les marqueurs réfléchissants. Les ronds blancs correspondent aux centres articulaires. Le repère proximal est défini par les axes unitaires Xp, Yp, Zp et le repère distal par les axes Xd, Yd, Zd . Le repère articulaire est défini par les axes $e1, e2, e3$	24
Figure 11 : Représentation des marqueurs et systèmes de clusters pour l'analyse du mouvement humain - adapté de (Ferrari et al., 2008).	25
Figure 12 : Cinématique articulaire tridimensionnelle sur l'ensemble du cycle de pédalage, lors d'un exercice incrémental (150W à 350W) chez des cyclistes professionnels (Pouliquen, 2018).	26
Figure 13 : Système de capture embarqué proposé par le SwRI, et appliqué au cyclisme.	28
Figure 14 : position des capteurs accélérométriques sur le cycliste (a, c) et sur le vélo (b). (Adapté de Chiementin et al., 2013).	29
Figure 15 : Illustration d'une centrale inertielle positionnée sur la tête (Bouillod et al., 2016b) – effet de la durée de l'effort sur les variations d'orientation de la centrale autour de l'axe X.	29
Figure 16 : Technologies IMU pour le bike fitting (Xsens Technologies BV, Enschede, Netherlands).	31
Figure 17 : Repère local d'une centrale MTw de Xsens.	32
Figure 18 : Principe de mesure d'un accéléromètre.	33
Figure 19 : Principe de mesure du gyroscope (adapté de Fasel, 2017)	34

Figure 20 : Représentation du champ magnétique terrestre : a) représentation réelle ; b) représentation NED. Selon cette convention NED, les vecteurs unitaires (x_n ; y_n ; z_n) pointent respectivement vers les directions Nord, Est et la pesanteur (la gravité).....	35
Figure 21 : Rotation entre les axes unitaires des bases B_0 et B_n utilisé la matrice des cosinus directeurs.	39
Figure 22 : Séquence de rotation d'Euler (ZXZ) pour passer du repère B_0 (noir) au repère B_n (vert) avec les repères intermédiaires B_i (bleu) et B_{ii} (rouge).....	40
Figure 23 : Illustration des rotations en termes de roulis, inclinaison et lacet dans un contexte appliqué au cyclisme.	41
Figure 24 : Passage du repère B_0 (noir) au repère B_n (vert) en effectuant une rotation d'angle θ autour l'axe r	42
Figure 25 : Mise en évidence du désalignement entre le repère de la centrale (bleu ou vert) et le repère segmentaire (noir) pour chaque segment. Le positionnement d'une centrale (représentée par les boîtiers blancs) par segment ne permet pas d'assurer l'alignement avec les axes segmentaires. Les systèmes de coordonnées segmentaires sont calculés à partir des marqueurs décrits à la figure 10.	48
Figure 26 : Dispositif de calibration dédié à l'identification des axes anatomiques (a et c). Calibration « centrale à segment » pour le segment de la cuisse (b et d) (adapté de Picerno et al., 2008).....	49
Figure 27 : Illustration du dispositif vCAST combinant une caméra et un pointeur pour l'identification de points anatomiques sur un fémur synthétique (Bisi et al., 2015).....	50
Figure 28 : Combinaisons de postures statiques : a) N-pose et T-pose (X sens) ; b) N-pose et posture « couché » (Palermo et al., 2014).	51
Figure 29 : Tâches de calibration proposées par (Favre et al., 2009), comprenant : (a) posture debout neutre, (b) abduction/adduction active de hanche, (c) flexion/extension passive du genou et (d) mobilisation passive du tibia dans le plan frontal.....	52
Figure 30 : Variabilité de la calibration adapté de (Schwartz et al., 2004).	53
Figure 31 : Activité musculaire du muscle gastrocnémien médial entre deux conditions de posture : assise (noir) et debout (rouge) sur un cycle de pédalage (adapté de Hug and Dorel, 2009).....	55
Figure 32 : Schéma fonctionnel des points clé abordés dans la thèse.....	61
Figure 33 : Placement des marqueurs pour la capture de mouvement. En rouge, les marqueurs utilisés pour le calcul des centres articulaires. En vert, les marqueurs utilisés pour différencier le côté gauche et droit.....	65
Figure 34 : Sujet équipé avec les centrales inertielles et les marqueurs réfléchissants.....	66
Figure 35 : Systèmes de coordonnées et transformations rigides entre les repères. Les boîtiers orange représentent les centrales alors que les sphères violettes correspondent aux marqueurs fixés sur les centrales. <i>ACSBSSH</i> et <i>ACSBSTH</i> font référence aux systèmes de coordonnées segmentaires anatomiques (vecteurs noirs) tandis que <i>mCSBSSH</i> et <i>mCSBSTH</i> et correspondent aux repères segmentaires techniques (vecteurs rouges) de la cuisse et du tibia. <i>CSIMUTH</i> et <i>CSIMUSH</i> représentent les systèmes de coordonnées des centrales pour la cuisse et le tibia. <i>CSJ</i> désigne le repère articulaire du genou suivant les recommandations de la société internationale de Biomécanique (Wu and Cavanagh, 1995).....	67
Figure 36 : Illustration de la procédure de calibration statique pour la cuisse incluant les systèmes de coordonnées concernés. Les vecteurs rouges représentent le vecteur gravité et l'axe du repère segmentaire technique dont les composantes ont été estimées dans le repère de la centrale pour une tâche donnée. Plus spécifiquement, les composantes de <i>SUYBS – IMUTH</i> sont estimées à partir de la tâche SU (A) alors que les composantes de <i>LDYBS – IMUTH</i> sont estimés à partir de la tâche LD (B). La même procédure peut être appliquée pour le tibia.....	71

Figure 37 : Un exemple typique des résultats pour un participant à propos de l'orientation des repères techniques pour la cuisse (A) et le tibia (B) par rapport aux repères anatomiques correspondants. Méthode statique (rouge) ; méthode mixte (bleue) ; méthode Cyclisme (cyan) ; méthode anatomique (noir).	80
Figure 38 : Moyennes et écarts types des angles 3D du genou pour l'ensemble des sujets et pour toutes les méthodes. (A : flexion/extension ; B : rotation interne/externe ; C : abduction/adduction). Méthode statique (rouge) ; méthode mixte (bleue) ; méthode Cyclisme (cyan) ; méthode anatomique (noir).	82
Figure 39 : Placement des marqueurs sur l'axe de la pédale (<i>ppédale</i>) et sur l'axe du pédalier (<i>ppédalier</i>). Définition du repère global du système optoélectronique (MCS) et du vecteur manivelle (C).	95
Figure 40 : Schéma du repère local associé au capteur et placement sur le sujet.	96
Figure 41 : Exemple d'accélération linéaire de l'axe antéro-postérieur de la cuisse utilisé pour détecter les PMB (s7). La courbe bleue représente le signal d'accélération centré sur zéro et normalisé par l'écart type. Les carrés bleus représentent les minima de l'accélération. Les lignes verticales rouges représentent les instants de PMB obtenues avec le système optoélectronique.	99
Figure 42 : Cycle de pédalage et seuil d'acceptabilité des méthodes de segmentation basées sur les IMUs.	103
Figure 43 : Boîte à moustaches de l'erreur commise sur l'angle de manivelle des 20 méthodes inertielles par rapport à la méthode de référence (optoélectronique). Le rectangle vert représente les limites d'acceptabilité de $\pm 20^\circ$	104
Figure 44 : Biais pour les méthodes présélectionnées. * montre une différence significative avec toutes les autres méthodes. \$ montre une différence significative avec les méthodes s7 et s9.	105
Figure 45 : Erreur exprimée en angle de manivelle en fonction des cadences. * montre une différence significative par rapport à la cadence de 60 rpm. \$ montre une différence significative par rapport à la cadence de 80 rpm.	106
Figure 46 : Epreuve en contre-la-montre de 4km réalisé sur le vélodrome de Plouay (piste de 250m).	120
Figure 47 : Orientation <i>a priori</i> des centrales sur le sujet et le vélo.	121
Figure 48 : Projection des mesures du magnétomètre dans le plan horizontal pour la calibration du bassin.	122
Figure 49 : Représentation des axes de rotation pour le vélo. Un virage peut se traduire par une rotation autour de l'axe vertical X de la centrale.	124
Figure 50 : Schéma fonctionnel de l'algorithme de fusion des données de l'accéléromètre et du gyroscope (Matlab "Sensor Fusion and tracking").	125
Figure 51 : Définition des repères globaux pour la correction du lacet initial.	126
Figure 52: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des angles articulaires entre les kilomètres. Quand l'analyse SPM montre une différence significative ($p < 0.05$), la comparaison multiple est représentée en bas des graphiques par des bandeaux qui montrent la comparaison des 3 derniers kilomètres avec le premier (de haut en bas : km1 vs 2 ; km1 vs 3 ; km1 vs 4). Les zones grises dans les bandeaux signifient que courbes sont différentes à ces instants.	132
Figure 53: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des vitesses angulaires segmentaires entre les kilomètres. Quand l'analyse SPM montre une différence significative ($p < 0.05$), la comparaison multiple est représentée en bas des graphiques par des bandeaux qui montrent la comparaison des 3 derniers kilomètres avec le premier (de haut en bas : km1 vs 2 ; km1 vs 3 ; km1 vs 4). Les zones grises dans les bandeaux signifient que courbes sont différentes à ces instants.	134

Figure 54: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des angles articulaires entre virages et ligne droites. Les zones grises dans les bandeaux blancs signifient que les angles sont significativement différents ($p < 0.05$) à ces instants.	136
Figure 55: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des vitesses angulaires segmentaires entre les virages et les lignes droites. Les zones grises dans les bandeaux blancs signifient que les vitesses angulaires sont significativement différents ($p < 0.05$) à ces instants.	138
Figure 56: Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des angles articulaires entre la jambe gauche et la jambe droite.	139
Figure 57 : Analyse SPM pour la comparaison intra-cycle des vitesses angulaires segmentaires entre la jambe gauche et la jambe droite.	141

Liste des tableaux

Tableau 1 : Avantages et inconvénients des différents capteurs d'une centrale magnéto-inertielle.....	36
Tableau 2 : Spécificités des centrales utilisées dans le cadre de cette thèse.	38
Tableau 3 : Illustration des tâches de calibration utilisées pour les différentes méthodes de calibration. Chaque tâche de calibration permet l'identification d'au moins un vecteur unitaire de la cuisse et du tibia des repères segmentaires. SU : posture debout; LD : posture allongée ; HAA : abduction/adduction de hanche ; KFE : flexion/extension de genou ; P : pédalage.....	69
Tableau 4 : Définition des méthodes de calibration (exprimées sous forme de matrices de rotation) au moyen de combinaison de tâches. Par exemple, pour la méthode Cyclisme, le vecteur unitaire $SU - CYXBS - IMUTH$ est obtenu à partir des tâches SU et P et définit l'axe X du repère segmentaire de la cuisse ; le vecteur unitaire $SU - CYZBS - IMUTH$ définit l'axe Z du repère segmentaire de la cuisse ; le vecteur unitaire $SUYBS - IMUTH$ est obtenu à partir de la posture debout et définit l'axe Y du repère segmentaire de la cuisse. Au final, la matrice de calibration $CRBS - IMUTH/SH$ est obtenue en regroupant ces trois vecteurs unitaires....	70
Tableau 5 : Différences moyennes des orientations segmentaires entre les repères anatomiques et les repères techniques. Les différences sont exprimées comme un angle minimal pour la cuisse et le tibia. Les différences sont aussi exprimées sous la forme d'angles d'Euler autour de l'axe antéro-postérieur (X), l'axe longitudinal (Y) et l'axe medio-latéral (Z) pour la cuisse et le tibia. ** indique une différence significative avec $p < 0.01$	81
Tableau 6 : Erreurs RMS pour l'articulation du genou en fonction des différentes méthodes de calibration en comparaison aux angles de référence obtenus avec le système optoélectronique et les conventions ISB.	82
Tableau 7 : Dispersion des axes de la cuisse et le tibia. * montre une différence lors des comparaisons multiples (PostHoc) avec la méthode SU. ** montre une différence lors des comparaisons multiples avec la méthode LD.....	83
Tableau 8 : Détails des différentes méthodes de segmentation. Le Signal fait référence aux mesures de l'accéléromètre(a) et du gyroscope (ω) exprimé dans les repères segmentaires et désigne la norme du signal. Le critère « Min » désigne la détection des minima locaux. « Max » désigne les maxima locaux. «0 ↘ » et «0 ↗ » désignent les critères de détection des passages par zéro lorsque le signal est décroissant ou croissant, respectivement.	100
Tableau 9 : Analyse ROC, définition des vrais positifs (VP), faux positifs (FP) et négatifs (FN).	101
Tableau 10 : Variables qualitatives des méthodes de segmentation avec un biais acceptable. * montre une différence significative avec toutes les autres méthodes. \$ montre une différence significative avec les méthodes s8, s9 et s11.	107
Tableau 11 : Précision en fonction de la cadence.	108
Tableau 12 : F1 score en fonction de la cadence.....	108
Tableau 13 : Erreur, précision, rappel, F1 score des méthodes en fonction de la latéralité (G/D).	110
Tableau 14 : Placement des centrales sur le sujet et sur le vélo.....	121
Tableau 15 : Tableau de construction des matrices de calibration. Avec $R\alpha$, la rotation d'un angle alpha autour de l'axe Ybassin.	123
Tableau 16 : Angles moyens du cycle pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * dans la colonne	

des p désigne une différence significative entre les kilomètres ; * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative. 130

Tableau 17 : Moyennes (MOY) et écarts types (ET) des amplitudes angulaires sur un cycle moyen pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * désigne une différence significative entre les kilomètres. 132

Tableau 18 : Vitesses angulaires moyennes sur un cycle moyen pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * désigne une différence significative entre les kilomètres. 133

Tableau 19 : Amplitude de la vitesse angulaire sur un cycle moyen pour chaque kilomètre et chaque degré de liberté (FE : flexion extension ; IE : rotation interne/externe ; AA : Abduction/Adduction). * désigne une différence significative entre les kilomètres. 133

Tableau 20 : Moyenne et amplitude des angles articulaires en courbes et en lignes droites. * dans les colonnes p indique une différence significative ($p < 0.05$). * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative. 135

Tableau 21 : Moyenne et amplitude des vitesses angulaires pour les zones en courbes et en lignes droites. * dans les colonnes p indique une différence significative $p < 0.05$. * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative. 136

Tableau 22 : Moyenne et amplitude des angles articulaires pour le côté gauche et droit. * dans les colonnes p indique une différence significative $p < 0.05$. * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région pour laquelle la différence entre les conditions est significative. 139

Tableau 23 : Moyenne et amplitude des vitesses angulaires pour les côtés gauche et droit. * dans les colonnes p indique une différence significative ($p < 0.05$). * dans la colonne SPM indique que l'analyse SPM trouve au moins une région où la différence entre les conditions est significative. 140

Titre : Développement d'une nouvelle méthodologie d'analyse *in situ* du mouvement en cyclisme – Apport des centrales inertielle pour l'estimation de la cinématique articulaire

Mots clés : centrales inertielle, cinématique, cyclisme, calibration « centrale à segment, segmentation, vélodrome

Résumé : L'analyse du mouvement de pédalage est un sujet largement étudié dans la littérature scientifique. Pourtant, la majorité des études est réalisée en laboratoire dans des conditions pouvant être éloignées des conditions réelles de pratique. Les centrales inertielle miniaturisées constituent une alternative prometteuse aux systèmes optoélectroniques utilisés en laboratoire, mais elles présentent aussi des verrous nécessitant des développements méthodologiques spécifiques que nous proposons d'aborder dans ce travail de thèse. Ainsi, une première étude s'est intéressée à la calibration « centrale à segment » qui permet d'apporter une signification fonctionnelle aux angles estimés à partir de centrales inertielle. Les résultats mettent en évidence une méthode de calibration dédiée au cyclisme qui permet d'estimer les angles articulaire avec justesse et précision.

Le mouvement de pédalage étant par nature cyclique, il est nécessaire d'identifier certains événements comme les points morts. La seconde étude visait donc à développer une méthodologie d'identification des points morts en ayant recours uniquement aux centrales fixées sur les segments. Enfin, une dernière étude montrait la faisabilité d'une mesure *in situ* en estimant les angles articulaire des membres inférieurs lors d'un contre-la-montre. Cette mesure intégrative montre que la cinématique évolue avec la distance et qu'elle est affectée par les conditions de courbures (lignes droites et virages) et la latéralité.

Ce manuscrit propose des méthodes d'analyse ainsi que des recommandations en vue d'études futures sur le mouvement de pédalage en condition *in situ*.

Title: Development of new methodologies for *in situ* motion analysis of cycling. Contribution of inertial measurement units for joint kinematics assessment.

Keywords: inertial units, kinematic, cycling, “sensor to segment” calibration, segmentation, velodrome

Abstract: The analysis of pedaling motion have been largely studied in scientific literature. Yet most studies are performed in a laboratory with conditions that may differ from the field. Inertial measurement units are a promising alternative to optoelectronic systems used in the laboratory, but they also present limitations requiring specific methodological developments that we propose to address in this PhD thesis.

Thus, the first study was focused on the sensor to segment calibration methods which makes it possible to give a functional significance to the angles obtained from IMU. The results highlight a dedicated calibration method for cycling application that allows an accurate and reproducible estimation of joint angle.

The pedaling motion is cyclic by definition and requires to identify specific events such as dead centers. The second study aimed to develop a methodology to detect dead centers based only on sensors fixed on the lower limbs.

Finally, the last study showed the feasibility of *in situ* measurement with the estimation of lower limbs joint angles during a time trial. This integrative measurement exhibits the evolution of kinematic parameters in relation with distance but also with the curvatures conditions (curved or straight sections) or laterality.

This manuscript proposes novel methods of analysis for future experimentations that could evaluate pedaling motion in ecological context.