



HAL
open science

Efficienc e énergétique et modifications du mouvement propulseur lors d'une tâche de locomotion aquatique d'intensité maximale et sous-maximale : le cas de la monopalme de surface

Guillaume Boitel

► **To cite this version:**

Guillaume Boitel. Efficienc e énergétique et modifications du mouvement propulseur lors d'une tâche de locomotion aquatique d'intensité maximale et sous-maximale : le cas de la monopalme de surface. Education. Université de Toulon, 2012. Français. NNT : 2012TOUL0001 . tel-00690416

HAL Id: tel-00690416

<https://theses.hal.science/tel-00690416>

Submitted on 23 Apr 2012

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.

Ecole doctorale sciences du mouvement humain

Laboratoire Handi-bio

THÈSE

Présentée par :

M.Boitel Guillaume

Soutenue le : **10 Janvier 2011**

Pour obtenir le grade de Docteur en Sciences et Techniques des Activités
Physiques et Sportives

Spécialité : Sciences du mouvement humain

Efficienc e énergétique et modifications du mouvement propulseur lors d'une tâche de locomotion aquatique d'intensité maximale et sous-maximale : le cas de la monopalme de surface

THÈSE dirigée par :

M. Bourdon Lionel
M. Vercruyssen Fabrice

Professeur, IMNSSA, Directeur de thèse
MCU, Université du Sud-Toulon-Va, Co-directeur
de thèse

JURY :

M. Laurent Bosquet
M. Patrick Pelayo
M. Jeanick Brisswalter

Professeur, Université de Poitier, Rapporteur
Professeur, Université de Lille 2, Rapporteur
Professeur, Université de Nice Sophia Antipolis,
Examineur

M. Philippe Gorce

Professeur, Université du Sud-Toulon-Var,
Examineur

Mr Bourdon Lionel
Mr Vercruyssen Fabrice

Professeur, IMNSSA, Directeur de thèse
MCU, Université du Sud-Toulon-Va, Co-directeur
de thèse

Université du Sud Toulon Var
Unité de Formation et de Recherche
Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

- THESE -

Présentée en vue de l'obtention du grade de Docteur d'Université
en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Soutenue publiquement par

Boitel Guillaume

Le 10 Janvier 2012

**Efficiéce énérgétique et modifications du mouvement
propulseur lors d'une tâche de locomotion aquatique d'intensité
maximale et sous-maximale : le cas de la monopalme de surface**

Devant le jury composé de :

M. Laurent BOSQUET Professeur, Faculté des Sciences du Sport, Université de Poitiers	Rapporteur
M. Patrick PELAYO Professeur, FSSEP, Université de Lille 2	Rapporteur
M. Lionel BOURDON Professeur, IMNSSA, Toulon	Directeur
M. Fabrice Vercruyssen Maître de conférence, UFR STAPS, Université du Sud Toulon-Var	Co-directeur
M. Jeanick BRISSWALTER Professeur, UFR STAPS, Université de Nice Sophia Antipolis	Examineur
M. Philippe Gorce Professeur, UFR STAPS, Université du Sud Toulon-Var	Examineur

Université du Sud Toulon Var
Unité de Formation et de Recherche
Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

- THESE -

Présentée en vue de l'obtention du grade de Docteur d'Université
en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Soutenue publiquement par

Boitel Guillaume

Le 10 Janvier 2012

**Efficiéce énérgétique et modifications du mouvement
propulseur lors d'une tâche de locomotion aquatique d'intensité
maximale et sous-maximale : le cas de la monopalme de surface**

Devant le jury composé de :

M. Laurent BOSQUET Professeur, Faculté des Sciences du Sport, Université de Poitiers	Rapporteur
M. Patrick PELAYO Professeur, FSSEP, Université de Lille 2	Rapporteur
M. Lionel BOURDON Professeur, IMNSSA, Toulon	Directeur
M. Fabrice Vercruyssen Maître de conférence, UFR STAPS, Université du Sud Toulon-Var	Co-directeur
M. Jeanick BRISSWALTER Professeur, UFR STAPS, Université de Nice Sophia Antipolis	Examineur
M. Philippe Gorce Professeur, UFR STAPS, Université du Sud Toulon-Var	Examineur

Remerciements

De Lille à Toulon, en passant par Nice et Liévin ces années de travail s'achèvent aujourd'hui par ma soutenance de thèse. À cette occasion, je tiens à remercier les personnes ayant contribué à cette thèse.

Monsieur le Professeur Lionel Bourdon, je vous remercie de m'avoir permis de concrétiser cet objectif universitaire, de votre soutien et vos de conseils apportés.

Monsieur Fabrice Verduyssen, je te remercie pour cette co-direction riche d'enseignements. Tu as vu et vécu toutes les étapes de cette thèse et nous avons finalement atteint notre objectif. Je te remercie d'avoir été présent et patient dans les périodes difficiles. Trouve ici toute ma reconnaissance et profonde sympathie.

Monsieur le Professeur Jeanick Brisswalter, je vous remercie de m'avoir laissé la chance de réaliser ce travail. Sans votre soutien il n'y aurait pas eu de thèse. Merci pour votre disponibilité constante, votre rigueur scientifique et votre regard éclairé sur ce travail. J'espère que ce mémoire répondra à toutes vos attentes et que nous poursuivrons notre collaboration dans les années à venir.

Monsieur le Professeur Philippe Gorce, Je vous remercie pour m'avoir accueilli au sein du laboratoire Handi-bio et d'avoir accepté de faire partie des membres du jury.

Messieurs les Professeurs Patrick Pelayo et Laurent Bosquet, je vous remercie pour avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail, et ainsi, par vos compétences et vos savoirs, de m'offrir votre vision éclairée sur ce travail.

À l'ensemble des nageurs du pôle, France nage avec palme du CREPS d'Antibes, Messieurs Michel Pou et Cyril Chatelet, merci pour votre disponibilité et motivation à participer aux expérimentations ainsi que votre engouement à promouvoir la nage avec palme.

Aux membres du laboratoire Handi-bio pour votre accueil, encouragement et soutien dans de nombreuses circonstances.

À Morgan Alberty et Xavier Nesi pour être à l'initiative de ce travail et de m'avoir accompagné et conseillé tout au long de cette aventure.

À mes amis les plus proches que je ne saurais oublier. Je leur suis profondément reconnaissant de l'attention et du soutien moral qu'ils m'ont témoigné tout au long de la préparation de ces travaux.

À ma famille, je leur sais gré de la discrétion attentionnée et du soutien moral qu'ils m'ont témoignés tout au long de la préparation de ces travaux.

À mes parents, rien ne revêt plus d'importance à mes yeux que de vous remercier. J'ai su apprécier tous vos sacrifices. Merci de m'avoir facilité la vie autant que faire se peut, vous avez été mes meilleurs professeurs, vous m'avez inculqué des vertus et des valeurs bien plus importantes que toutes les connaissances que j'ai acquises par ailleurs. Vous m'avez donné toute votre confiance et votre amour. Ce Doctorat et tous les diplômés qui ont précédé sont aussi un peu les vôtres.

À Sandra, pour avoir surmonté cet éloignement géographique et supporté ce qui était sans doute le plus dur à passer. Merci pour tout ce que tu représentes pour moi.

Qu'il me soit enfin permis d'avoir une pensée émue pour ma grand-mère ; son souvenir reste en moi à tout jamais.

Sommaire

Listes des figures et tableaux	9
Abréviations et symboles	11
Introduction générale	14
CHAPITRE I : Revue de littérature	17
I.1 La nage avec monopalme : une discipline en devenir	18
I.1.1 Repères historiques	19
I.1.1.1 La nage avec palmes durant la première partie du XXe siècle	19
I.1.1.2 La nage avec palmes durant la seconde partie du XXe siècle	23
I.1.1.3 La compétition comme outil de progrès	24
I.1.2 Repères techniques	26
I.1.2.1 La palme : outil de propulsion	26
I.1.2.2 Analyse du système monopalme	27
I.2 Approche biomécanique de la monopalme	30
I.2.1 Approche cinématique	31
I.2.1.1 Caractéristiques du mouvement ondulatoire du monopalmeur	31
I.2.1.2 Le cycle ondulatoire du monopalmeur	33
I.2.1.2.1 La phase de transition	33
I.2.1.2.2 La phase propulsive	34
I.2.1.3 Les paramètres spatio-temporels du cycle ondulatoire	36
I.2.2 Approche dynamique	37
I.2.2.1 Les principes mécaniques régissant le déplacement aquatique	37
I.2.2.1.1 Portance et traînées	39
I.2.2.1.2 Traînées passives et actives	41
I.2.2.2 Résistances à l'avancement et paramètres spatiotemporels	41
I.2.2.3 Evaluation de l'efficacité propulsive du monopalmeur	42
I.2.2.3.1 Le nombre de Froude	43
I.2.2.3.2 Le nombre de Strouhal	44
I.3 Approche physiologique de la monopalme	46

I.3.1 Efficience énergétique en nage avec monopalme	47
I.3.1.1 Le rendement global de la locomotion aquatique	47
I.3.1.2 Le coût énergétique de la locomotion aquatique	49
I.3.1.2.1 Coût énergétique et intensité sous-maximale	50
I.3.1.2.2 Coût énergétique et intensité maximale	52
I.3.1.3 La composante lente de VO ₂	53
I.3.1.4 Réponses cardiopulmonaires à l'immersion	54
I.3.1.5 Réponses ventilatoires et métaboliques à l'immersion	56
I.3.2 Méthodologie et évaluation bioénergétique - aquatique	57
CHAPITRE II : Problématiques de recherche	62
CHAPITRE III Méthodologie générale	66
III.1 Ergomètre	67
III.1.1 Ergocycle	67
III.2 Recueil des variables physiologiques	68
III.2.1 Analyse des échanges gazeux et respiratoires	68
III.2.1.1 Détermination de la consommation maximale d'oxygène	70
III.2.1.2 Détermination de la vitesse associée à VO ₂ max	71
III.2.2 Analyse de la fréquence cardiaque	71
III.2.3 Analyse de la lactatémie	72
III.2.4 Détermination du coût énergétique	73
III.2.4.1 Le coût énergétique en condition aérobie	73
III.2.4.2 Le coût énergétique en condition anaérobie	73
III.3 Recueil des variables cinématiques	74
III.3.1 Calcul de la vitesse, de la fréquence et de l'amplitude de nage	74
CHAPITRE IV : Contributions personnelles	76
Etude 1	77
Etude 2	86
Etude 3	94
CHAPITRE V : Conclusion et perspectives scientifiques	113
Bibliographie	123

Listes des figures et tableaux

Figure 1	19
Gravure de Léonard de Vinci vers 1500 représentant les précurseurs des palmes.	
Figure 2	20
Gravure représentant l'invention de Giovanni Borelli en 1680.	
Figure 3	21
Palmes mises au point par Louis de Corlieu.	
Figure 4	22
Palmes de Louis de Corlieu.	
Figure 5	23
Swim fins et masque (O.P.Churchill et L. de Corlieu).	
Tableau 1	25
Types (surface, apnée et immersion scaphandre : IS) et distances lors des compétitions de nage avec palmes.	
Figure 6	25
Différentes formes de voilures selon Kervinio (1985).	
Figure 7	27
Voilures à trou.	
Figure 8	27
Monopalme dont le contour de la voile est recouvert de matériaux augmentant la flottabilité et disposant d'une angulation de la partie chaussante.	
Figure 9	28
Dispositif de mesure des paramètres mécaniques d'une monopalme (Bideau et al. 2003).	
Figure 10	28
Évolution de la raideur de monopalme en fonction du pourcentage de carbone (a), de la distance de nage (b).	
Figure 11	32
Kinogramme représentant le déplacement ondulatoire du monopalmeur (Colobert et al. 2003).	
Figure 12	33
Position de nage des membres supérieurs adoptée par le monopalmeur.	
Figure 13	35
Kinogramme du cycle ondulatoire du monopalmeur.	
Figure 14	37
Problématique de la natation selon Sidney, 1991.	
Figure 15	38
Bilan des forces appliquées au monopalmeur.	

Figure 16	40
Représentation de la surface de maître couple pour un monopalmeur.	
Figure 17	40
Représentation schématique du coefficient de forme pour deux objets ayant la même surface de maître couple (adaptée de Baly 2003).	
Figure 18	40
Effet de la longueur du corps sur la traînée de vague (adaptée de Baly, 2003).	
Figure 19	41
Système ADES (Bideau et al. 2003).	
Figure 20	42
Évolution de la résistance active du palmeur en fonction de la vitesse de nage (Pendergast et al. 1996).	
Figure 21	48
Représentation schématique des étapes de conversion d'énergie en locomotion aquatique (adaptée de Daniel 1991).	
Figure 22	59
Snorkel développé par Keskinen et al. (2003) et relié au système portable Cosmed® K4b ² . 1 valves, 2 cintre frontal, 3 embout buccal, 4 tube inspiratoire, 5 tube expiratoire, 6 connecteur d'unité, 7 débit mètre à turbine, 8 unité de fréquence cardiaque, 9 cardiofréquence-mètre, 10 unité de mesure K4b ² , 11 batterie du K4, 12 tube d'échantillonnage.	
Figure 23	60
Représentation schématique : A du dispositif « Snorkel » développé par Keskinen et al. (2003) ; B du dispositif « Aquatrainer® » développé par Cosmed® Ltd (2005).	
Figure 24	68
Ergocycle à frein électromagnétique de type SRM.	
Figure 25	70
Système d'analyse télémétrique K4b ² (Cosmed®, Rome, Italie).	
Figure 26	70
LeK4b ² relié au dispositif « Aquatrainer® » (Cosmed®).	
Figure 27	72
Cardiofréquence-mètre (RS 800sd, Polar®).	
Figure 28	72
Lecteur Lactate Pro TM (Arkray LT 1710).	
Figure 29	75
Exemple de feuille Excel utilisée pour mesurer les paramètres de vitesse de nage, de fréquence et d'amplitude d'ondulation durant les tests. Cette feuille est modifiable pour permettre la mesure de ces mêmes paramètres lors des temps limites.	

Abréviations et symboles

Δ	Variation
A	Amplitude verticale
Amp	Amplitude d'ondulation
ADES	Active Drag Evaluation System
ATP	Adénosime Triphosphate
C	Centre géométrique du volume immergé du nageur
CE	Coût Energétique
C.I.O	Comité International Olympique
cm	Centimètre
CO ₂	Dioxyde de carbone
Dlim	Distance limite
\dot{E}	Équivalent énergétique
\dot{E}_{tot}	Équivalent énergétique totale
$[\dot{E}_{\text{la}}]$	Équivalent de la concentration en lactate sanguin veineux
$\dot{E}O_2$	Équivalents énergétiques de l'oxygène
EMG	Électromyographie
ex	Flux expiratoire
F	Fréquence
FC	Fréquence Cardiaque
FC _{max}	Fréquence Cardiaque Maximale
FEO ₂	Fraction expirée en oxygène
FECO ₂	Fraction expirée en dioxyde de carbone
F.F.E.S.S.M	Fédération Française d'Études et des Sports Sous-Marins
FO	Fréquence d'Ondulation
FOLC	Fréquence d'Ondulation Librement Choisie

G	Centre de gravité du nageur
Hz	Hertz
in	Flux inspiratoire
IS	Immersion Scaphandre
J	Joule
m	Mètre
N	Newton
η_F	Nombre de Froude
η_M	Rendement globale
QR	Quotient Respiratoire
Ra	Résistance à l'avancement
s	Seconde
St	Nombre de Strouhal
T_{cycle}	Temps de cycle ondulatoire
T_{lim}	Temps limite
U	Vitesse de l'écoulement
v	Vitesse
$\dot{V}O_2$	Consommation en oxygène
$\dot{V}O_{2\text{CL}}$	Composante lente en oxygène
$\dot{V}O_{2\text{max}}$	Consommation maximale en oxygène
\dot{V}_E	Ventilation minute expirée
\dot{W}_{tot}	Travail mécanique total
\dot{W}_{ext}	Travail externe
\dot{W}_{int}	Travail interne
\dot{W}_d	Force propulsive
\dot{W}_k	Énergie cinétique dissipée au contact de l'eau



Introduction générale

Dans les activités de locomotion humaine de type cyclique, terrestre ou aquatique, la performance dépend de la capacité du sujet à relier, de manière optimale, les paramètres physiologiques et biomécaniques et à les adapter aux contraintes de la tâche requise (Sparrow 1983). Dans ce cadre, la vitesse moyenne de déplacement en locomotion aquatique peut résulter de la distance parcourue au cours de chaque cycle de nage et de la fréquence gestuelle à laquelle ce cycle est répété par unité de temps et pour un niveau de dépense énergétique donné. Afin d'expliquer l'organisation du mouvement dans ce type d'activité, il est classiquement suggéré que la locomotion humaine est un système qui tend à réduire la dépense énergétique par rapport aux contraintes de la tâche (e.g. Sparrow 1983; Brisswalter & Mottet 1996). En effet, en marche et en course à pied, l'athlète choisit spontanément une combinaison optimale fréquence/longueur de pas/foulée correspondant à une réduction de la dépense énergétique (Hogberg 1952; Zarrugh & Radcliffe 1978; Cavanagh & Williams 1982; Powers et al. 1984; Holt et al. 1991; Hreljac & Martin 1993). Cette relation optimale entre les paramètres du mouvement et la dépense énergétique n'a été observée que pour les activités terrestres comme la marche athlétique et la course à pied.

En locomotion aquatique, cette tendance ne semble pas être confirmée. McLean et al. (2010) ont montré récemment lors d'un exercice réalisé à une intensité de nage sous-maximale, que la fréquence gestuelle librement choisie par le nageur n'était pas associée à la réduction de la dépense énergétique. La relation entre la dépense énergétique et les caractéristiques du geste peut donc varier en fonction du mode de locomotion et de ses contraintes environnementales. Par exemple, en locomotion aquatique, une grande part de l'énergie métabolique dépensée est destinée à vaincre les résistances hydrodynamiques (di Prampero 1986). Par conséquent, l'identification des paramètres influençant les résistances à l'avancement s'inscrit dans une perspective d'optimisation de la dépense énergétique. En monopalme de surface où la propulsion est réalisée par une oscillation du corps impliquant fortement les membres inférieurs, Nicolas et al. (2007) ont suggéré que le choix de la fréquence d'ondulation constituait un moyen efficace de

réduire les résistances hydrodynamiques et par conséquent, la dépense énergétique associée. À ce jour, l'analyse de la dépense énergétique en fonction des caractéristiques du geste n'a pas été envisagée expérimentalement dans le contexte de la monopalme de surface.

Situés dans une analyse descriptive et explicative de l'activité monopalme, nos travaux se sont intéressés à l'étude de la dépense énergétique induite par des modifications du mouvement propulseur au cours d'exercices de différentes intensités. L'objectif principal est d'analyser, dans le contexte réel de l'activité, les critères qui déterminent le choix de la fréquence d'ondulation lors d'une intensité sous-maximale et ses conséquences sur la performance réalisée en condition maximale. Dans cette perspective, la revue de littérature présente d'une part, l'activité monopalme dans sa dimension historique et d'autre part, les modalités d'adaptation biomécanique et physiologique lorsque le nageur est soumis à différentes tâches de déplacement.

CHAPITRE I

Revue de littérature

I.1

La nage avec monopalmes :
une discipline en devenir

I.1.1 Repères historiques

I.1.1.1 La nage avec palmes durant la première partie du XX^e siècle

Du XV^e au XIX^e siècle, les scientifiques effectuent de nombreuses expérimentations dans le domaine de la plongée sous-marine. Cependant, ces études portent davantage sur le concept de la respiration (i.e. scaphandre) que celui de la propulsion sous-marine. Néanmoins, au XVI^e siècle, Léonard de Vinci (1452 - 1519) en s'inspirant des palmipèdes songe à la création de gant palmé et de palme. Il laisse en témoignage deux gravures représentant des nageurs chaussés de ce qui peut avoir été les précurseurs des palmes actuelles (Bibliothèque centrale de Zurich) (Figure 1). Au XVII^e siècle, le physiologiste et mathématicien Giovanni Borelli (1608 - 1679), disciple de Galileo Galilée (1564 - 1642) expérimente un système de respiration et invente un chausson palmé que les plongeurs portent aux pieds (Figure 2).



Figure 1.
Gravure de Léonard de Vinci vers 1500
représentant les précurseurs des palmes.

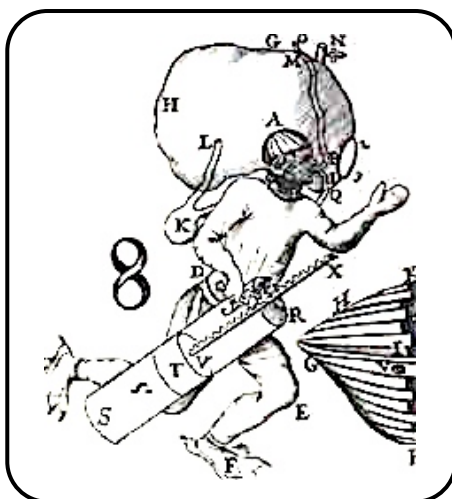


Figure 2.
Gravure représentant l'invention
de Giovanni Borelli en 1680.

Du XVII^e au XIX^e siècle, les progrès de la science et de la technique ont permis à l'homme de s'aventurer sous la mer avec une certaine sécurité. Différents prototypes permettant de marcher et de respirer, de manière subaquatique, sont expérimentés.

En 1927, inspiré des premières réalisations théoriques de Léonard de Vinci, le capitaine de corvette Louis de Corlieu entreprend des recherches sur l'élaboration des palmes. Le 6 avril 1933, il dépose le premier brevet des « propulseurs de natation et de sauvetage », une appellation de l'époque désignant les palmes (Figure 3). Elles sont conçues en rhodoïd recouvertes de crêpes. Le 12 juin de cette même année, des essais furent effectués dans la rade de Saint-Jean-de-Luz, en présence d'observateur de la marine nationale. Louis de Corlieu nagea pendant 6 heures et parcourra 8 km dans une eau à 12 °C. En dépit de cette démonstration réussie, la Marine nationale refusa d'adopter les « propulseurs de natation et de sauvetage ».



Figure 3.
Palmes mises au point par
Louis de Corlieu.

En réponse au refus de la marine française et de l'amirauté britannique, de 1934 à 1935 Louis de Corlieu étendit ses brevets à 7 pays. Par ailleurs, il comprit que pour augmenter la propulsion, il fallait profiter au maximum de ses appuis et éviter la discontinuité d'impulsion. Ainsi, en 1935, il met au point des additifs de sustentation et de vitesse destinés à faciliter la tâche des maîtres nageurs sauveteurs, leur permettant de se diriger plus rapidement vers les nageurs en difficulté et de pouvoir les maintenir plus facilement à la surface. Les plongeurs et chasseurs utilisèrent peu cette invention, car ces premières palmes lourdes et bruyantes faisaient fuir les poissons. Ce matériel fût essentiellement utilisé par les nageurs de combat et évolua peu jusqu'en 1940 (Figure 4).



Figure 4.
Palmes de Louis de Corlieu.

En 1937, M. Cazalis, directeur de la piscine de Pontoise, fonda l'école de la nage subaquatique. À sa demande, Louis de Corlieu réalisa un nouveau modèle de palme ayant la forme d'une queue de marsouin. La première monopalme venait d'être inventée. Au cours de cette même année, quatre palmeurs âgés de 17 à 18 ans traversèrent la manche en 8 heures 18 secondes. Les « propulseurs de natation et de sauvetage » furent présentés dans l'aquarium humain de l'exposition internationale des arts et techniques de Paris.

En 1939, Owen P. Churchill, homme d'affaires américain, fait l'acquisition à Tahiti d'une paire de palmes. De retour aux États-Unis, il signe un accord avec Louis de Corlieu et lance les « swim fins » qui seront adoptés dès 1940 par l'US NAVY, la marine canadienne et britannique (Figure 5). Améliorant la propulsion, les palmes deviennent rapidement un accessoire indispensable aux plongeurs (Fuchs 1997; Tailliez 1998) et pêcheurs sous-marins (Rodger 1998). La pratique et/ou l'utilisation de la palme s'intensifie et permet de développer le secteur de la glisse aquatique et subaquatique.



Figure 5.
Swim fins et masque (O.P.Churchill et L. de Corlieu).

I.1.1.2 La nage avec palmes durant la seconde partie du XX^e siècle

Entre 1940 et 1960, la palme connaît un essor sans précédent en tant qu'objet de loisirs. Par conséquent, la nage avec palmes se développe et devient une véritable discipline de compétition en Italie et en URSS. Néanmoins, les débuts de la palme sont difficiles en raison de la confrontation avec les deux disciplines aquatiques émergentes, la plongée avec bouteilles et la natation.

En 1960, les premiers championnats de France de nage avec palmes sont organisés. En 1962, en s'organisant au sein de la F.F.E.S.S.M (Fédération Française d'Études et des Sports Sous-Marins), la nage avec palmes devient une discipline sportive à part entière. Dès lors, la fédération développe son caractère sportif dans le cadre de compétition internationale.

En 1967, le premier Championnat d'Europe est organisé en Italie à Angera. Ce championnat comporte toutes les épreuves comprises du 100 m au mille marin. À cette époque, les palmes sont en caoutchouc. Afin d'améliorer leurs performances, certains nageurs font riveter des lames d'acier sur la voilure. Cependant, ces palmes trop lourdes manquant de nervosité et de surface de propulsion ne permettent pas aux nageurs d'atteindre les vitesses escomptées.

En 1968, le développement de la nage avec palmes se détache des techniques subaquatiques. Les disciplines utilisant les palmes se diversifient (e.g. apnée, plongée avec

bouteille, chasse sous-marine, nage compétitive, hockey subaquatique, nage en eau vive), provoquant une rapide évolution du matériel (Kervinio 1985; Colombier 1988). La spécificité motrice de chaque activité entraîne une différenciation du type de palme en fonction de la discipline pratiquée. L'évolution du matériel se réalise de manière empirique en fonction des besoins et des expérimentations de chacun.

I.1.1.3 La compétition comme outil de progrès

En 1970, lors du Championnat d'Europe de Barcelone, viennent s'ajouter les épreuves du 100 m et 400 m IS (immersion scaphandre; i.e. apport d'air fourni par un réservoir d'air comprimé). Lors de ce championnat, les Soviétiques concourent avec des palmes en fibre de verre (E.O.Y.A.A. 1987). Ce matériau apportant plus de flexibilité, résistance, légèreté et de nervosité ouvre de nouveaux horizons chronométriques. En 1972, ces matériaux servent de support technologique à la création de la monopalme et permettent aux nageurs de produire des vitesses de déplacement élevées ($> 12 \text{ km.h}^{-1}$). L'atteinte de vitesse de nage importante avec la monopalme a fait de cette dernière le substitut des bipalmes pour toutes les épreuves disputées en piscine.

L'utilisation de la fibre de verre, matériau très malléable, entraîne dès 1975, différentes formes et structures de monopalmes (e.g. renforcement latéral et/ou central, déclivité des couches). Les voilures se différencient en fonction de la distance et du type de déplacement (i.e. surface et immersion). Les monopalmes utilisées sur de longues distances deviennent longues et étroites, notamment celles utilisées en immersion courtes et larges (Figure 6). Désormais, seule la monopalme en fibre de verre est utilisée en compétition de nage avec palmes, toutes distances et tous types de déplacement confondus (Tableau 1). À partir de 1978, la codification de la pratique se met en place par l'élaboration d'un règlement. Celui-ci limite par exemple la longueur du tuba à 48 cm, exige qu'une partie du corps soit toujours émergée lors de l'ondulation et impose des

dimensions de palme en fonction des catégories d'âges. En 1981, la nage avec monopalme fait son apparition aux jeux mondiaux de Santa-Clara aux États-Unis d'Amérique. En 1986, l'évolution internationale de la nage monopalme voit son apogée au travers de sa reconnaissance par le comité international olympique (C.I.O). Le 7 juin 1997, la nage avec palmes est présente aux jeux méditerranéens de Bari.

Surface	50 m	100 m	200 m	400 m	800 m	1500 m	1850 m	Relais 4x100 m	Relais 4x200 m
Immersion	25 m apnée	50 m apnée	100 m IS	400 m IS	800 m IS				

Tableau 1.

Types (surface, apnée et immersion scaphandre : IS) et distances lors des compétitions de nage avec palmes.

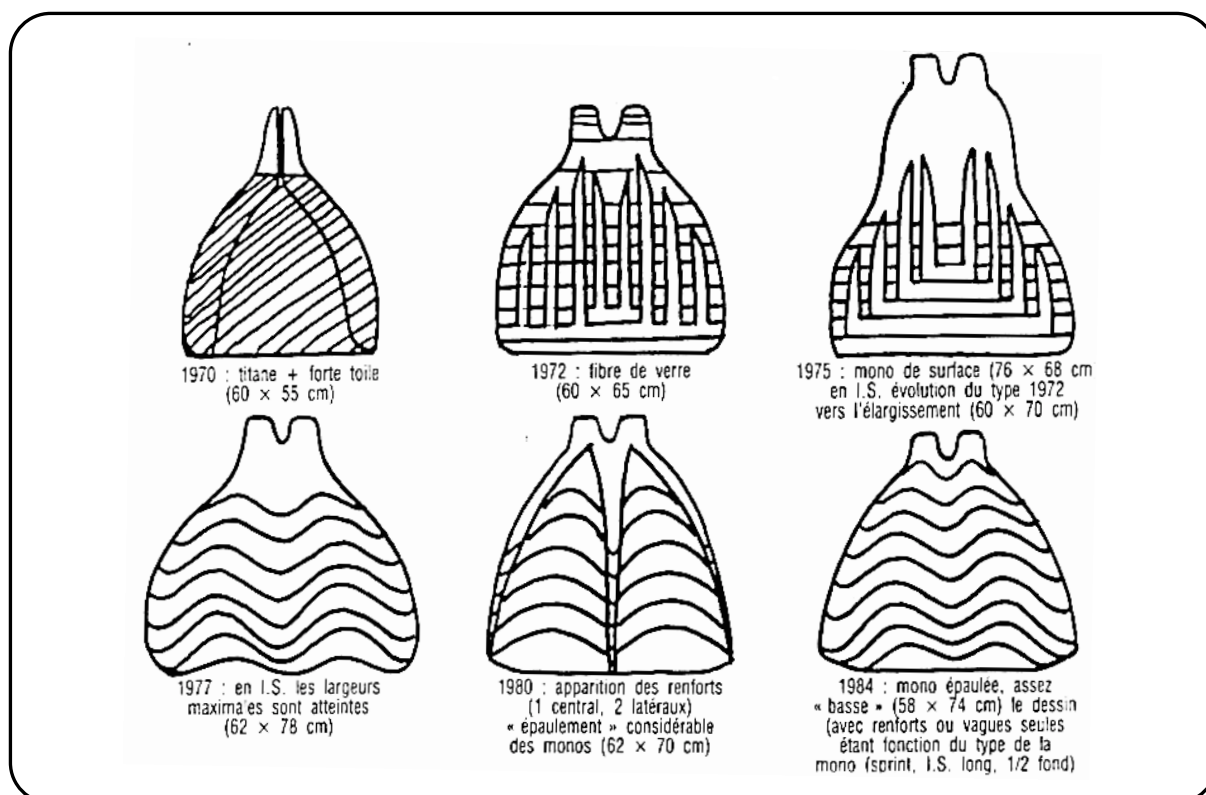


Figure 6.

Différentes formes de voilures selon Kervinio (1985).

I.1.2 Repères techniques

I.1.2.1 La palme : outil de propulsion

Depuis l'apparition des « propulseurs de natation et de sauvetage » réalisés par Louis De Corlieu, la palme est entrée dans une ère de développement massif. Les évolutions technologiques des bipalmes et des monopalmes souvent inspirées du modèle animal (Mc Neill 1977; Ungerechts 1981; Blake 1983; Ungerechts 1983; Cheng et al. 1996; Cheng & DeMont 1996; Vogel 1997; Colman et al. 1999) connaissent des évolutions différentes liées aux pratiques auxquelles elles sont destinées. Les recherches en biomécanique et mécanique des fluides ont permis d'optimiser les modèles de palme et de tester des matériaux novateurs, créant ainsi de nouvelles formes améliorant l'hydrodynamique (Tamura et al. 2002; Westneat & Walker 2003). Désormais, les voilures des monopalmes sont en fibre de verre, en carbone ou « carbone Kevlar » et parfois dans un moulage complexe de ces trois matériaux. La plus grande contribution dans le développement des hautes vitesses de déplacement, provient de la conception des monopalmes adaptées de manière proportionnelle à la compétition et aux programmes d'entraînements (e.g. Zamparo et al. 2002). Différents types de fibres de verre, de caoutchouc ou encore de formes et de rigidité sont utilisés pour différentes distances tout en considérant le facteur sexe (Pendergast et al. 2003b).

Afin d'accroître le rendement propulsif, de larges ouvertures sont apparues sur la voile (Figure 7). D'autres dispositifs tels que des tuyères, ouvertures à clapet, variation de l'épaisseur, de la souplesse ou encore des nervures canalisant des filets d'eau le long de la palme tentent de faciliter le mouvement et de diminuer l'effort musculaire. Pour améliorer le confort du palmage et réduire la résistance à l'avancement, la voile a été fendue dans le sens de la longueur. Désormais, les monopalmes utilisées en compétition disposent d'une angulation de la partie chaussante. Celle-ci permet de compenser l'amplitude articulaire de la cheville en alignant la voile avec les

membres inférieurs permettant ainsi, de favoriser la phase propulsive (i.e phase descendante). Les contours de la voileure se voient recouverts de matériaux néoprène, polyuréthane et mousse composite, augmentant la flottabilité de la palme et réduisant la durée de la phase de transition (i.e phase ascendante) (Figure 8).

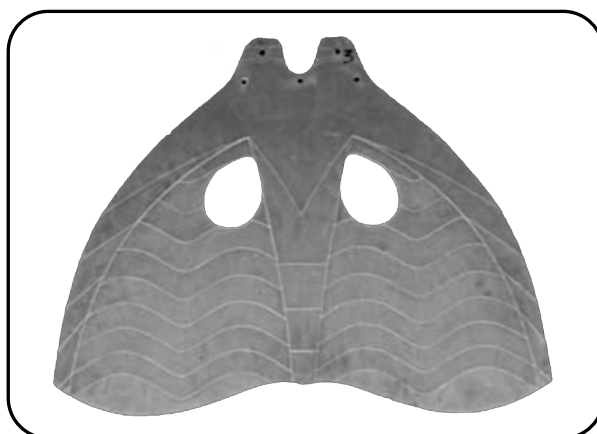


Figure 7.
Voilures à trou.

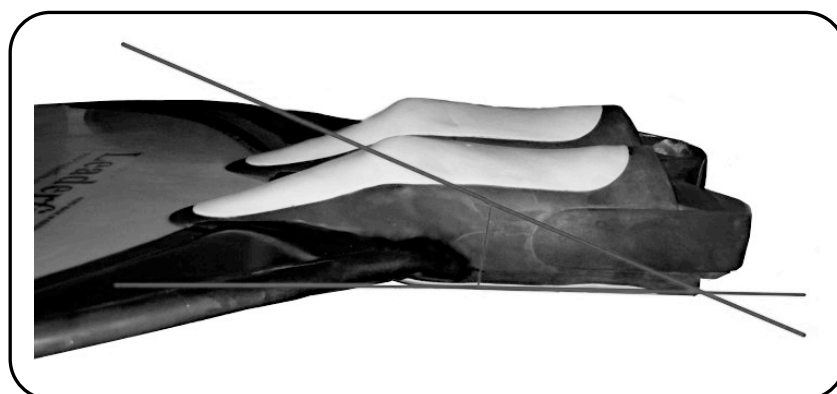


Figure 8.
Monopalme dont le contour de la voileure est recouvert de matériaux augmentant la flottabilité et disposant d'une angulation de la partie chaussante.

I.1.2.2 Analyse du système monopalme

Désormais, la palme bénéficie d'une recherche technologique avancée (Nicolas & Bideau 2009; Nicolas et al. 2010). Afin de différencier les modèles de palme, plusieurs approches ont été proposées. Ainsi, des analogies à des systèmes mécaniques ont fourni des indices utiles à l'industriel. Pendergast et al. (2003a) utilisent un modèle de poutre élastique afin d'évaluer la

raideur des palmes soumises à des charges croissantes, lors de déformations statiques. Bideau et al. (2003b) utilisent un modèle d'oscillateur harmonique amorti pour caractériser la raideur de coefficient d'amortissement de la palme (Figure 9).



Figure 9.
Dispositif de mesure des paramètres mécaniques d'une monopalme (Bideau et al. 2003).

Ainsi, Bideau et al. (2003a) décrivent l'augmentation de la raideur de la palme en fonction du pourcentage de carbone constituant la voileure (Figure 10). De même, selon cette approche expérimentale, les choix des raideurs de palme pour les meilleurs monopalmes français ont pu être objectivés selon la distance de nage.

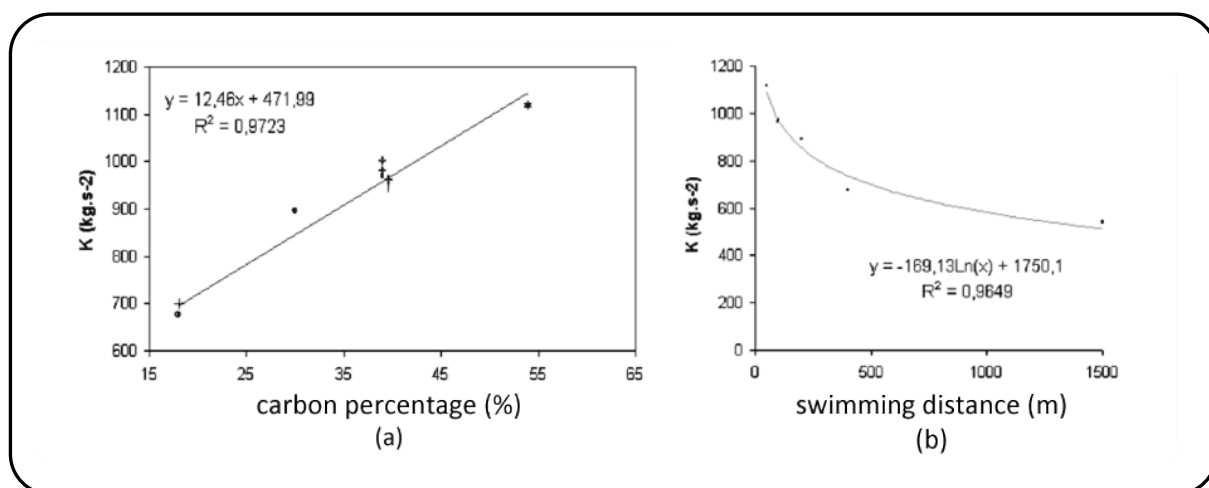


Figure 10.
Évolution de la raideur de monopalme en fonction du pourcentage de carbone (a), de la distance de nage (b).

Une autre approche consiste à évaluer les coefficients de portance et de traînée en soufflerie, pour des bipalmes (Colombier 1991) ou des monopalmes (Baly 2003). Ainsi, Baly (2003), dans des conditions quasi statiques (angulations similaires à celles mesurées sur un mouvement réel), obtient des courbes de traînées et de portance spécifiques pour 3 modèles de voilures.

Ainsi, de nouvelles approches apparaissent afin de mieux appréhender la discipline, et identifier les paramètres invariants d'une performance en nage avec palmes. Lueursen et al. (2006) ont testé à l'aide de simulation numérique, l'influence de la géométrie et du matériau (raideur) de la palme pour une cinématique donnée de nageur et en considérant la palme en équilibre dynamique avec le fluide. Rejman et al. (2005) utilisent une approche par réseau de neurones (i.e. modèle de calcul dont la conception est schématiquement inspirée du fonctionnement de vrais neurones et généralement optimisée par des méthodes d'apprentissage de type statistique) qui a permis de définir des critères pertinents afin de maximiser la vitesse de nage (e.g. limiter les accélérations de la monopalme de façon à éviter les changements d'angle d'attaque en chute de palme).

Ces approches issues du domaine de la biomécanique et de la mécanique des fluides offrent une base de connaissances sur les éléments de constitution d'une palme qui potentiellement, peuvent avoir un impact sur les réponses physiologiques et cinématiques du mouvement ondulatoire réalisé en condition réelle de pratique. Par ailleurs, l'influence du type de palme sur la performance réelle a rarement fait l'objet d'investigation (Christianson et al. 1965; Zamparo et al. 2002) et pose la problématique de l'analyse du mouvement ondulatoire du monopalmeur, déterminant dans la compréhension de la performance.



1.2 Approche biomécanique de la monopalme

L'approche biomécanique du monopalmeur sera décomposée en deux parties. La première traitera de l'approche cinématique, permettant l'analyse de la technique ondulatoire employée. La seconde abordera l'approche dynamique, permettant l'analyse des déterminants générant le déplacement.

I.2.1 Approche cinématique

I.2.1.1 Caractéristiques du mouvement ondulatoire du monopalmeur

La comparaison entre l'homme et les mammifères marins (e.g. dauphin) a souvent été utilisée afin d'appréhender le mouvement ondulatoire propulsif du monopalmeur (Ungerechts 1983; von Loebbecke et al. 2009). L'analogie avec le déplacement céphalo-caudal (Sanders et al. 1995; Gautier 2002) a naturellement conduit les scientifiques vers les études de la vie aquatique et des mouvements de l'eau (Videler & Kamermans 1985; Sfakiotakis et al. 1999; Walker & Westneat 2002). En s'appuyant sur les différentes théories des corps allongés développées par Lighthill (1971), Colobert et al. (2003) observent une analogie entre le déplacement du monopalmeur et le mode de propulsion « carangiforme », décrit pour certaines espèces de poissons et caractérisé par une propulsion majoritairement réalisée par le tiers inférieur (Figure 11). Néanmoins, à la différence du cétacé, l'ensemble musculo-squelettique du monopalmeur est moins adapté à la tâche. En effet, à l'image du dauphin, le monopalmeur ne peut pas continuellement faire évoluer l'angle d'attaque de la monopalme, lui permettant de maintenir une production de poussée constante (Fish 1993). Ainsi, comparativement au mouvement ondulatoire du cétacé, l'ondulation du monopalmeur est affectée par une dissymétrie engendrée par une inadaptation du squelette à la tâche et l'impossibilité de contrôler la propulsion produite par l'intermédiaire de l'articulation de la cheville.

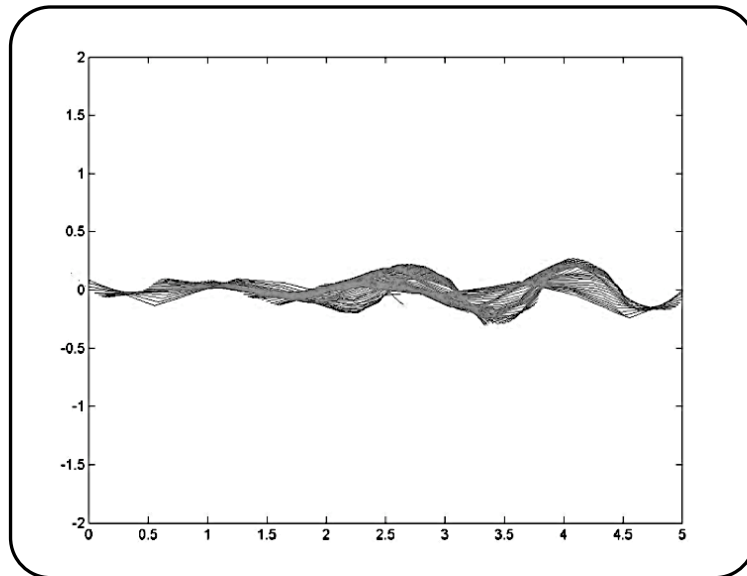


Figure 11.
Kinogramme représentant le déplacement ondulatoire du monopalmeur
(Colobert et al. 2003).

Lors du mouvement ondulatoire, les membres supérieurs du monopalmeur sont tendus vers l'avant, les mains sont positionnées à plat l'une sur l'autre, le visage est immergé entre les bras avec le regard dirigé vers le fond du bassin et la respiration s'effectue à l'aide d'un tuba frontal (Shuping & Sanders 2002) (Figure 12). Le mouvement propulsif produit par les membres inférieurs s'effectue selon un mouvement oscillatoire symétrique, dû au maintien solidaire des deux pieds dans un unique chausson. Bien que l'ondulation semble commencer au niveau des mains, son action apparaît très nettement au niveau de la hanche et se prolonge jusqu'au bout du corps suivant une vague pseudo-sinusoidale (Cacciatore et al. 2000). Dans ce cadre, le monopalmeur évolue globalement selon une trajectoire oscillatoire caractérisée par une amplitude de mouvement minimale pour les bras et maximale pour les jambes (Arellano & Gavilan 1999). Ainsi, la mise en action de la monopalme produit une accélération des masses d'eau, qui en retour, confère au monopalmeur l'énergie cinétique nécessaire au déplacement. La répétition de la structure motrice permettant le déplacement du monopalmeur est appelée cycle ondulatoire.

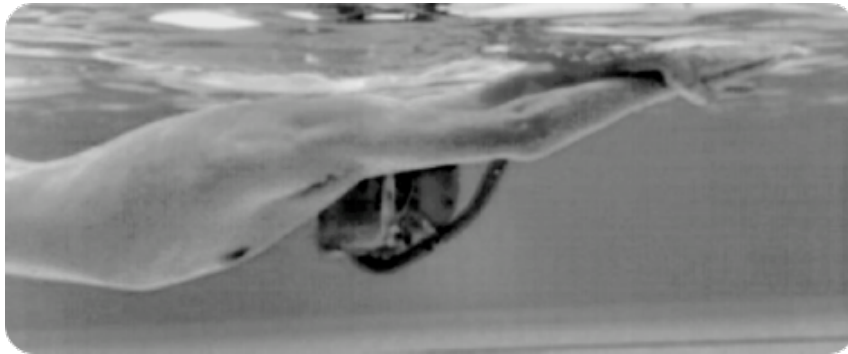


Figure 12.
Position de nage des membres supérieurs adoptée par le monopalméur.

I.2.1.2 Le cycle ondulatoire du monopalméur

Inspirée des études menées en natation sportive (Schleihauf et al. 1988), et particulièrement en papillon (Thornton 1984a, b; Sanders et al. 1995). Le cycle ondulatoire du monopalméur peut se décomposer en deux phases consécutives : descendante et ascendante (Kerll 1987; Gautier 2002). À cette différenciation de phase, les dénominations respectives de phase propulsive et phase de transition sont utilisées à cet effet.

I.2.1.2.1 La phase de transition

Faisant suite à la phase de propulsion, cette phase permet de placer l'ensemble du corps dans une position optimale à l'acte propulsif suivant (image 1 à 4, Figure 13). Cette phase se décompose en deux périodes identifiables par le mouvement des membres inférieurs.

Au cours de la première période (Image 1 à 3, Figure 13), les hanches effectuent un mouvement d'extension des membres inférieurs. Ce mouvement est rendu possible par l'action conjointe des muscles suivants : moyen et grand fessiers, long biceps, demi-membraneux, long tendineux et grands adducteurs. Durant cette période, les jambes sont tendues et la palme suit conjointement le mouvement des jambes.

La seconde période correspond à une antéversion des hanches (Image 4, Figure 13) mise en action par les muscles suivant : obturateur externe, psoas-iliaque, petit et moyen fessiers, couturier et tenseur du fascia-lata, ainsi qu'une flexion des genoux plus ou moins grande et active selon le niveau d'expertise (Gautier et al. 2004). L'antéversion des hanches provoque un abaissement des cuisses et une élévation de la ceinture pelvienne. La flexion des genoux permet l'élévation des jambes.

Une légère flexion des chevilles replace la monopalme dans une position horizontale haute, permettant ainsi une grande surface d'appui durant un temps d'action prolongé. La flexion des genoux permet un confort compensant l'antéversion des hanches.

I.2.1.2.2 La phase propulsive

Cette phase (Images 5 à 8, Figure 14) succède à la phase de transition. L'antéversion des hanches se prolonge. Au cours de cette phase, l'extension des genoux génère la propulsion. Les muscles sollicités sont les quadriceps et le deltoïde fessier. Les pieds sont en flexion plantaire, contraints par la réaction de la monopalme. Au moment de l'extension complète des jambes, la puissance générée par cette action propulsive est telle que la monopalme garde une position presque verticale dans l'eau (Image 7, Figure 14). À la fin de cette phase, le nageur se retrouve en position d'extension complète du corps.

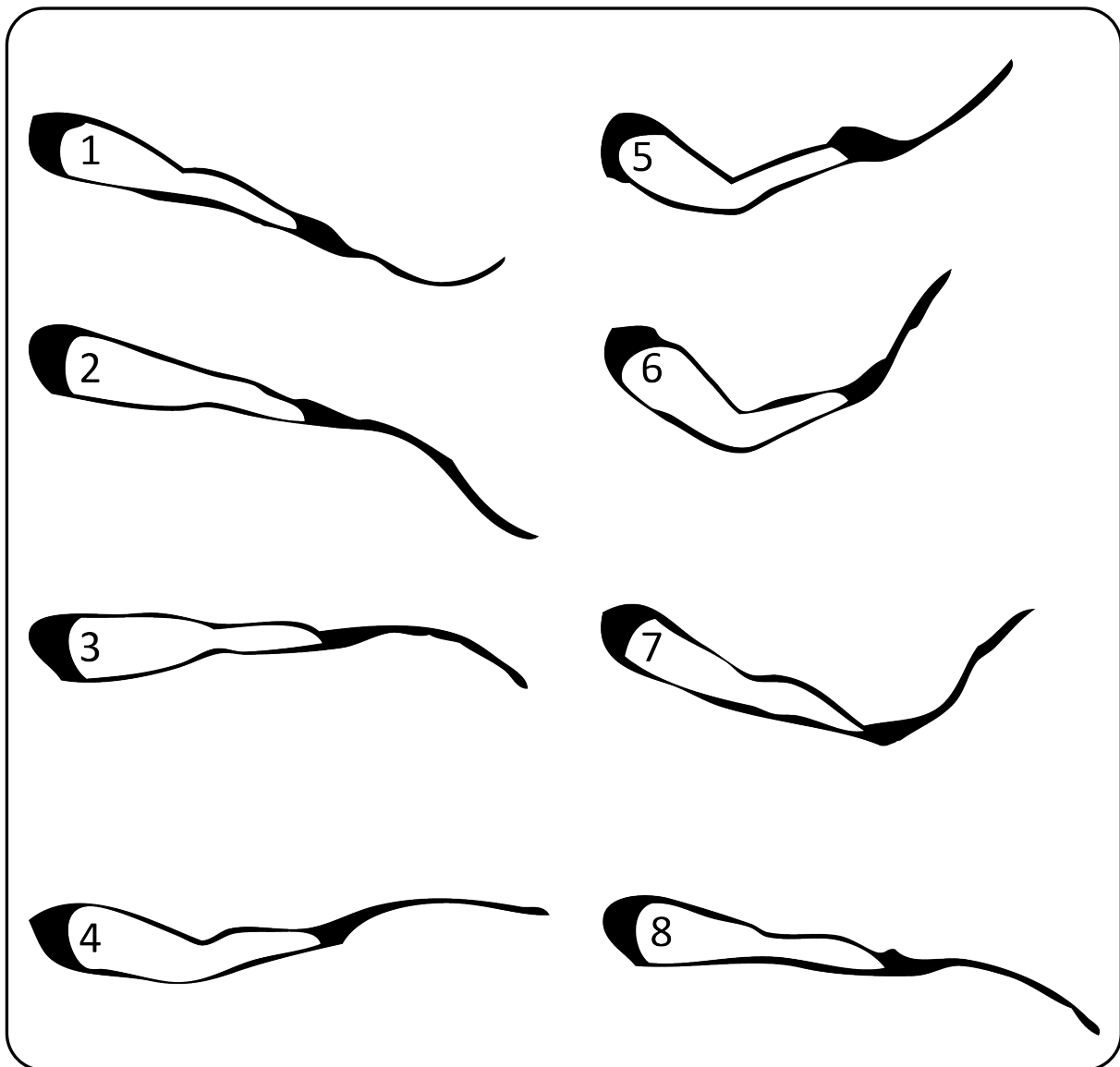


Figure 13
Kinogramme du cycle ondulatoire du monopalméur.

Dans ce contexte, le cycle ondulatoire consiste en un mouvement orienté verticalement, provenant d'une action simultanée des pieds à partir desquels des forces locales sont produites durant des mouvements ascendants et descendants (Rejman 1999). Ainsi, comme dans toute activité cyclique (e.g. natation, courses à pied) l'ondulation du monopalméur peut être étudiée à partir de l'évolution des paramètres spatio-temporels du cycle ondulatoire.

I.2.1.3 Les paramètres spatio-temporels du cycle ondulatoire

L'objectif principal du monopalméur de compétition est de parcourir une distance donnée en un temps le plus court possible. Par conséquent, la vitesse de nage moyenne (v , en $m \cdot s^{-1}$) qui est une combinaison entre l'amplitude et la fréquence d'ondulation apparaît comme étant le principal critère retenu dans l'analyse globale de la performance. En nage avec monopalmé, la fréquence d'ondulation (FO, en Hertz) correspond au nombre de cycles par unité de temps et sa détermination est obtenue à partir du franchissement des talons à la surface de l'eau. L'amplitude d'ondulation (Amp) correspond à la distance parcourue par cycle de nage, c'est-à-dire lors d'un cycle ondulatoire complet et s'exprime en mètre par cycle ($m \cdot cycle^{-1}$).

L'analyse cinématique du monopalméur a permis de caractériser spécifiquement le mouvement ondulatoire et de décrire la répétition de ses trajectoires sinusoïdales (Barthels 1979; Rejman 1999; Nicolas et al. 2007). À l'aide d'une analyse tridimensionnelle du mouvement, Baly (2003) a mis en évidence l'organisation segmentaire du monopalméur de haut niveau qui se traduit par une diminution du paramètre FO en fonction de la distance de nage (e.g. 2,1 Hz pour une épreuve de 50 m vs 1,2 Hz pour une épreuve de 800 m). En étudiant les amplitudes des déplacements verticaux des différents segments corporels, cet auteur montre également que pour une population experte, les amplitudes verticales du poignet, du coude et de l'épaule n'évoluent pas en fonction de la distance de nage. Lors du cycle ondulatoire, la première amplitude évoluant verticalement est la hanche, puis se succèdent le genou et la cheville, avec une amplitude maximale de 0,5 m relevée pour l'articulation de la cheville lors d'une épreuve de 800 m. En comparant deux niveaux de pratique (i.e. expert vs novice), Gautier (2002) a montré des valeurs de tangage des membres supérieurs et de flexion des genoux plus faibles chez les nageurs les plus rapides (120° vs 95°). Cependant, l'évaluation des paramètres cinématiques constituant en partie la

technique de nage du monopalmeur, doit être mise en rapport avec les contraintes inhérentes au milieu aquatique.

En effet, en s'appuyant sur un modèle issu de la natation sportive, le déplacement du monopalmeur est soumis à un certain nombre de contraintes définissant ses possibilités en terme de production de force, de propulsion et de limitation des résistances à l'avancement (Sidney 1991) (Figure 14). Le couplage de l'approche cinématique et dynamique, permettrait donc une compréhension plus objective des modalités locomotrices les plus adaptées aux contraintes de l'activité monopalme. Néanmoins, ce type d'approche nécessite l'application des lois de la mécanique des fluides telle que la création des forces de propulsion et des résistances hydrodynamiques.

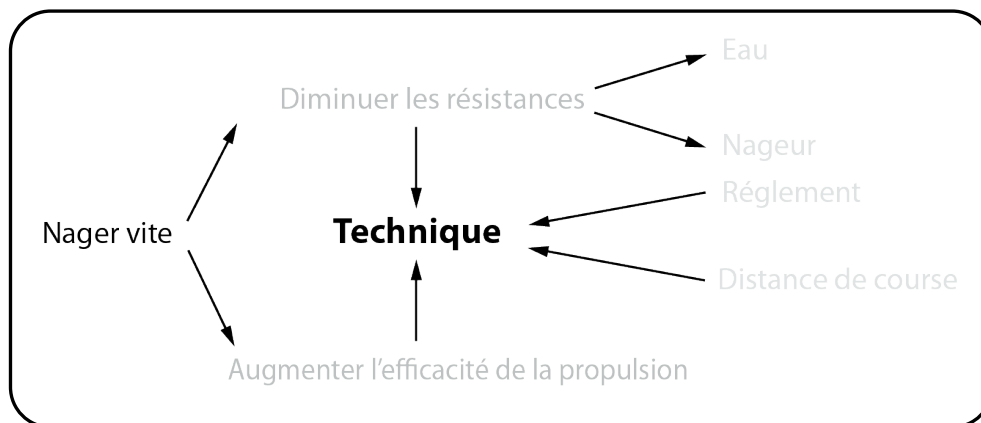


Figure 14.
Problématique de la natation selon Sidney, 1991.

I.2.2 Approche dynamique

I.2.2.1 Les principes mécaniques régissant le déplacement aquatique

L'analyse dynamique du système « nageur/palme » nécessite, dans un premier temps, la définition des paramètres hydrodynamiques intervenant dans la réalisation d'une performance aquatique. Lors de son déplacement, le monopalmeur est soumis à des forces qui s'exercent sur son

corps. Ainsi, lors de son mouvement, le nageur est soumis à deux types de forces qui sont classifiées en fonction des modalités d'avancement du nageur (forces de type propulsif ou résistif) ou de l'équilibre (poussée d'Archimède et poids) (Figure 15).

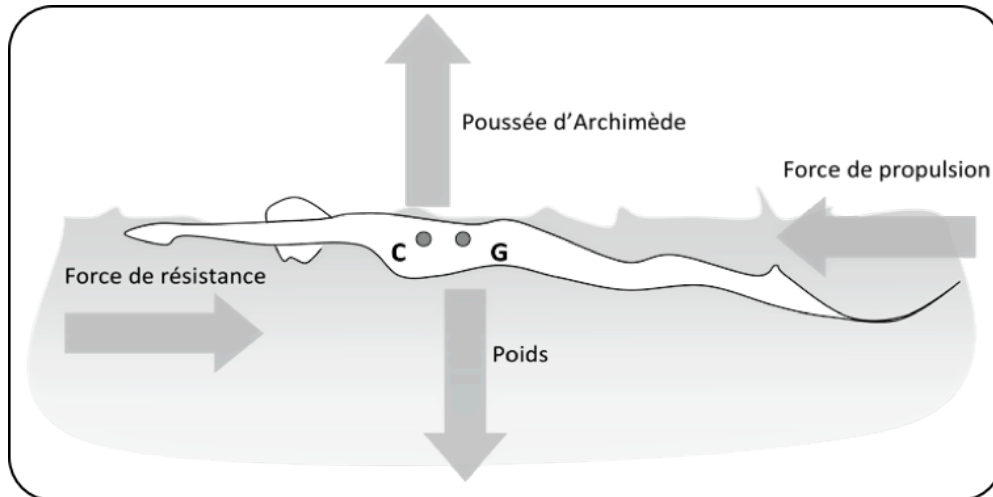


Figure 15.
Bilan des forces appliquées au monopalmier.

Du fait des points d'application différents de la poussée d'Archimède (C : centre géométrique du volume immergé du nageur) et du poids (G : centre de gravité du nageur), le nageur est soumis à un couple de redressement tendant à ramener G et C sur un même axe vertical. Quelques études ont permis d'identifier ce couple de redressement en natation, mais à ce jour, l'effet de l'adjonction des palmes sur ce couple n'a pu être clairement identifié. Néanmoins, si l'objectif de l'apprentissage est bien de maîtriser le couple de redressement (compromis entre C et G, Figure 15), celui du nageur confirmé consiste principalement à réduire les résistances à l'avancement ou à produire une force propulsive efficace.

En nage avec monopalme, les résistances à l'avancement représentent donc l'écueil à vaincre pour réaliser une performance. Celles-ci sont identiques à celles du nageur non appareillé lors de son déplacement et se divisent en deux composantes qui sont la portance et la traînée.

I.2.2.1.1 Portance et traînées

La portance est la composante agissant perpendiculairement au mouvement relatif du monopalmé. Son action n'a pas pour conséquence de s'opposer au mouvement, mais entraîne une modification de sa trajectoire.

À l'inverse de la portance, la traînée est la composante s'opposant au déplacement du monopalmé. Ces forces, appelées aussi résistances hydrodynamiques (Karpovich 1933) sont associées à trois formes distinctes de traînées : la traînée de frottement, la traînée de forme et la traînée de vague (Counsilmann 1968; McGinnis 2005).

La **traînée de frottement** est liée au caractère visqueux des molécules d'eau présentes à l'intérieur de la couche limite, se situant entre la surface de la peau et le reste du fluide (Toussaint & Truijens 2005). L'intensité de cette résistance dépend de la surface corporelle immergée et des conditions d'écoulement de l'eau autour du monopalmé (laminaire ou turbulent). Cependant, l'importance relative de la traînée de frottement reste globalement faible au regard des autres résistances (Toussaint et al. 2002).

La **traînée de forme** est liée à la distorsion des couches d'eau entourant le nageur (Toussaint & Truijens 2005). La façon dont ces couches se séparent à l'avant du nageur dépend de la forme, de la taille et de la vitesse de déplacement du nageur (Costill et al. 1992; McGinnis 2005). Elle dépend principalement du maître couple (surface du corps projetée sur un plan perpendiculaire à l'axe de déplacement, Figure 16), du coefficient de forme (Figure 17) et de la longueur du corps (Figure 18).

La **traînée de vague** est liée au déplacement du nageur à l'interface air/eau. Elle correspond au système de vague se formant autour du nageur. Celle-ci dépend essentiellement de la forme du nageur, de la profondeur et de la vitesse de déplacement (Comolet 1994). La réduction de ce type de traînée apparaît essentielle à la diminution des résistances hydrodynamiques.

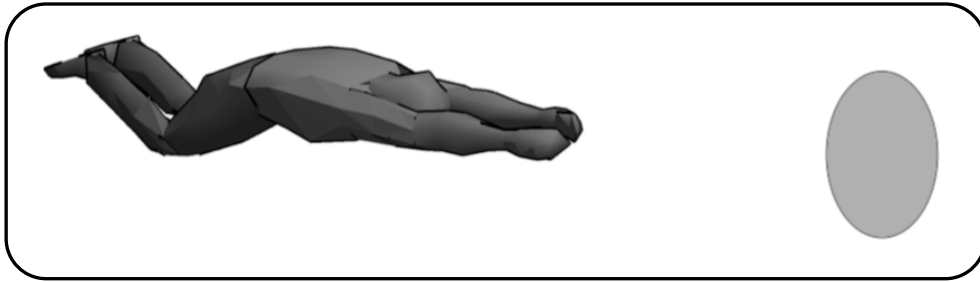


Figure 16.
Représentation de la surface de maître couple pour un monopalmeur.

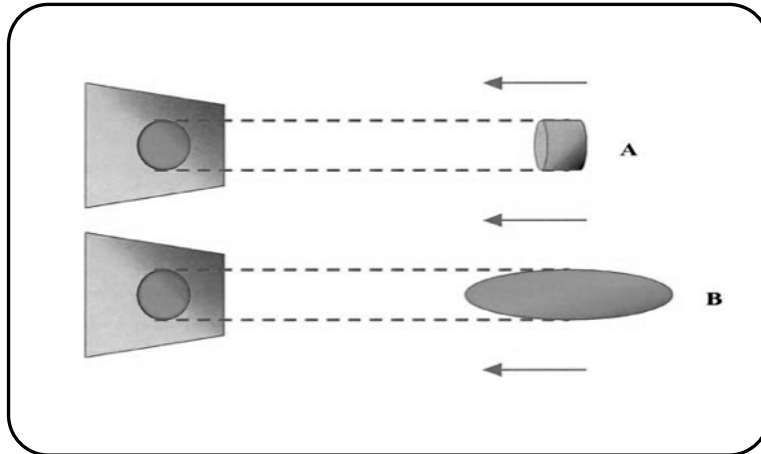


Figure 17.
Représentation schématique du coefficient de forme pour deux objets ayant la même surface de maître couple (adaptée de Baly 2003).

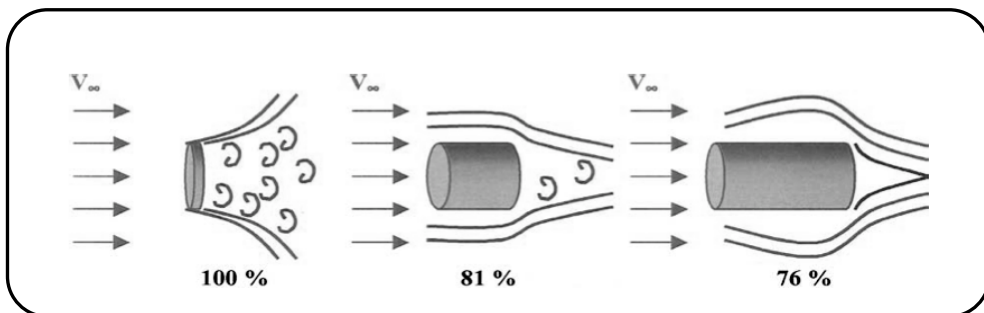


Figure 18.
Effet de la longueur du corps sur la traînée de vague (adaptée de Baly, 2003).

Les résistances hydrodynamiques, qu'elles soient de frottement, de forme ou de vague, peuvent être classées parmi deux types de traînées nommées passives et actives.

I.2.2.1.2 Trainées passives et actives

Les traînées passives regroupent l'ensemble des résistances hydrodynamiques créées par un corps rigide et indéformable en mouvement dans l'eau. À l'inverse, les traînées actives englobent l'ensemble des résistances hydrodynamiques issues des mouvements et des changements d'orientation associés à un élément spécifique ou à l'ensemble du nageur.

Des méthodes d'obtention de la résistance active et/ou forces propulsives ont été réalisées de manière spécifique à la nage avec palmes. Bideau et al. (2003b) ont développé un système de mesure basé sur la méthode de Kolmogorov. Ce système appelé ADES (Active Drag Evaluation System) (Figure 19) permet la mesure de la résistance active du nageur avec palmes à partir de 2 passages (avec et sans charge ajoutée). Couplée à la cinématique de nage, cette méthode permet de mieux appréhender la spécificité technique de la nage avec palmes.

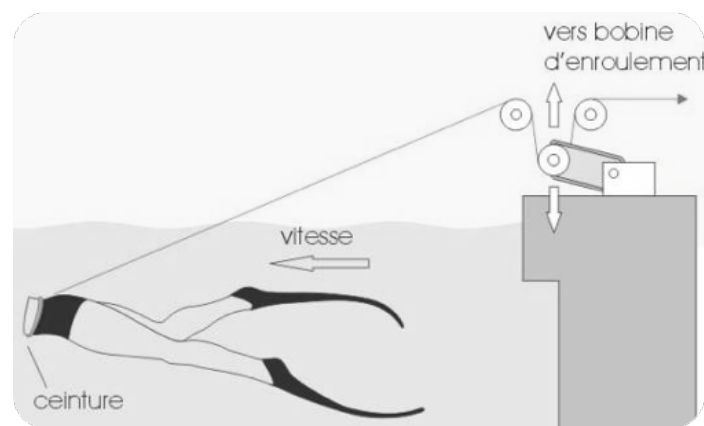


Figure 19.
Système ADES (Bideau et al. 2003).

I.2.2.2 Résistances à l'avancement et paramètres spatiotemporels

Pendergast et al. (1996) indiquent qu'à faible vitesse, la résistance à l'avancement (R_a) est toujours élevée, puis diminue à vitesse intermédiaire et augmente à vitesse élevée. Les valeurs de R_a mises en rapport avec la combinaison des paramètres spatio-temporels nous renseignent sur la

combinaison choisie par le palmeur en fonction de la vitesse de nage (Figure 20). Par conséquent, à faible vitesse, le palmeur utilise de larges battements (élévation du paramètre A), une fréquence faible, induisant des valeurs de R_a élevées. À vitesse intermédiaire, le nageur augmente la fréquence (F en Hertz) et diminue le paramètre A induisant des valeurs de R_a plus faibles. Enfin, à vitesse élevée, le nageur augmente la vitesse par une augmentation concomitante des paramètres F et A, induisant une augmentation des valeurs de R_a (Nicolas et al. 2003b; Zamparo et al. 2006; Nicolas et al. 2007). Au regard de ces informations, le paramètre F est considéré comme étant le paramètre d'influence principal de l'efficacité propulsive.

Lorsque l'ensemble de ces paramètres cinématiques est exprimé de manière adimensionnelle, l'efficacité propulsive du monopalmé peut être appréhendée.

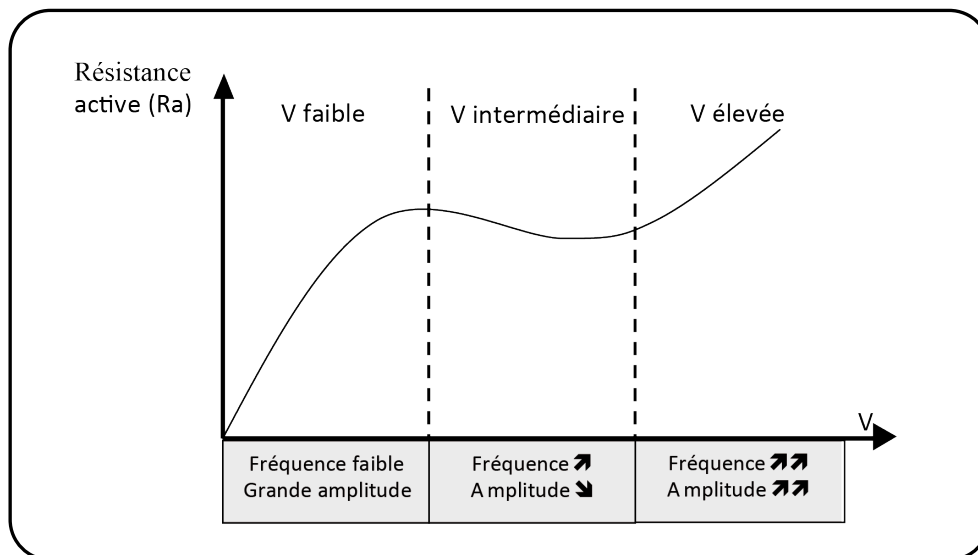


Figure 20.
Évolution de la résistance active du palmeur en fonction de la vitesse de nage (Pendergast et al. 1996).

I.2.2.3 Evaluation de l'efficacité propulsive du monopalmé

Récemment, différentes méthodes issues de la cinématique et de la mécanique des fluides permettent d'appréhender le mécanisme propulsif du monopalmé (Zamparo et al. 2006; Nicolas et al. 2007). Basés sur les lois de similitude, les nombres adimensionnels tels que le nombre de

Froude (η_F) ou de Strouhal (St) permettent de normaliser, comparer et d'établir un intervalle pour lequel l'efficacité propulsive est la plus élevée (Nicolas et al. 2003a; Nicolas et al. 2003b).

I.2.2.3.1 Le nombre de Froude

Cet indice adimensionnel est exprimé par l'équation 1 où c représente la vitesse de vague d'ondulation (s^{-1}) et v la vitesse de déplacement ($m.s^{-1}$) (e.g. Lighthill 1975). Cet indice validé expérimentalement pour la locomotion aquatique humaine (e.g. Zamparo et al. 2002; Mollendorf et al. 2003), permet d'estimer l'énergie cinétique dissipée au contact de l'eau. Ainsi, lorsque $\eta_F = 1$ la puissance totale est égale à la poussée et lorsque $\eta_F < 1$, une partie de la puissance est perdue en donnant un changement d'énergie cinétique aux masses d'eau mises en action.

En comparant les valeurs de η_F entre la nage avec bipalmes et la nage traditionnelle, les scientifiques ont clairement démontré l'augmentation du rendement propulsif (i.e. rapport entre l'énergie cinétique du nageur et l'énergie métabolique dépensée dans le but de se déplacer) lorsque l'individu est chaussé de palmes. En effet, les valeurs de η_F sont d'environ 15 à 20 % supérieures à la nage traditionnelle (e.g. Toussaint et al. 2000; Zamparo et al. 2002). L'utilisation de la monopalme permet grâce à sa plus importante surface propulsive d'obtenir une valeur de η_F plus grande (jusque 0,76) (Zamparo et al. 2006). Cependant, d'autres facteurs tels que les caractéristiques physiques des palmes, la vitesse de nage et le niveau d'expertise ont été également identifiés pour affecter l'efficacité propulsive (Toussaint et al. 2000; Zamparo et al. 2006).

$$\eta_F = \frac{c + v}{2c} \quad (1)$$

I.2.2.3.2 Le nombre de Strouhal

Le nombre de Strouhal (St) est issu de la mécanique des fluides et exprime le rapport des écoulements instationnaires et stationnaires (Vogel 1994). St est classiquement défini par l'équation 2, où A est une longueur caractéristique (m), généralement la distance perpendiculaire à l'écoulement et au plus grand axe du solide, F est la fréquence de variation périodique de l'écoulement (Hz) et U représente la vitesse de l'écoulement ($m.s^{-1}$). Ainsi, au travers de données cinématiques, St permet de caractériser l'efficacité de propulsion d'un corps dans un fluide (Triantafyllou et al. 1993; Anderson et al. 1998; Graham et al. 2003; Read et al. 2003).

$$St = \frac{A \times F}{U} \quad (2)$$

En nage avec monopalme, Nicolas et al. (2007), adaptent le paramètre St à l'évaluation dynamique de la monopalme comme suit : A correspondant à l'amplitude verticale maximale de la chute de la palme entre les mouvements ascendants et descendants, F à la fréquence d'ondulation ($FO = 1/T$, en Hz) et U à la vitesse de nage (v en $m.s^{-1}$). Ces auteurs ont identifié une valeur moyenne de St de 0,46 chez des monopalmes de haut niveau. Ces valeurs sont proches de celles relevées chez l'animal (i.e. 0,25 et 0,4 ; Rohr & Fish 2004), indiquant une efficacité propulsive optimale. Dans ce contexte d'analyse, les valeurs les plus faibles de St (i.e. 0,35) correspondent aux valeurs de Ra les plus basses ($Ra = 60N$) (Nicolas et al. 2003a). Ainsi, les valeurs de St les plus élevées (i.e. 0,68), observées chez des individus effectuant une coulée en papillon (Arellano et al. 2001), tendent à démontrer que le compromis entre les paramètres A, FO et v n'est probablement pas optimal. Par conséquent, en s'appuyant sur les paramètres cinématiques du monopalmeur, le paramètre St semble être un bon indice de nage, pouvant aider l'entraîneur à trouver un compromis entre les paramètres spatio-temporels et permettant l'amélioration de l'efficacité propulsive.

Par ailleurs, Nicolas et al. (2003a) ont montré que les valeurs de St les plus élevées sont généralement obtenues avec les amplitudes verticales les plus grandes, pouvant être mis en rapport avec l'augmentation du maître couple au cours du cycle de nage. Récemment, Nicolas et al. (2007) ont montré que le paramètre Ra était fortement dépendant de l'amplitude verticale ou d'ondulation produite par le monopalmeur. Dans ce cadre, FO apparaît comme un des paramètres pouvant être manipulé par le monopalmeur afin de modifier Ra .

En effet, le choix d'une fréquence d'ondulation élevée permet au monopalmeur de réduire A et par conséquent, de diminuer Ra . Ainsi, une des stratégies pouvant être adoptées par le monopalmeur afin d'optimiser son efficacité propulsive, peut résulter d'une modulation de la combinaison FO - Amp pour une vitesse donnée. En monopalme, très peu de travaux se sont intéressés à l'analyse des paramètres physiologiques chez le monopalmeur à la surface (Zamparo et al. 2006). À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'influence de la manipulation des paramètres spatio-temporels de l'ondulation (déterminant la vitesse de nage) sur les réponses physiologiques chez des monopalmeurs de haut niveau.

1.3

Approche physiologique de la monopalme

I.3.1 Efficience énergétique en nage avec monopalmé

Au niveau de l'organisme entier, deux prises d'option théorique peuvent être envisagées pour quantifier l'efficience énergétique de la locomotion aquatique en monopalmé de surface. La première consiste à calculer un rendement global aquatique et la seconde d'évaluer le coût énergétique de la locomotion aquatique. Le choix de ces indices dans l'évaluation bioénergétique du monopalmé est fortement lié aux méthodes de quantification qui reposent sur l'intégration ou l'absence d'analyse cinématique et/ou dynamique du mouvement ondulatoire. À ce jour, peu d'études se sont intéressées à la bioénergétique du monopalmé en condition d'exercice sous-maximale et maximale (e.g. Zamparo et al. 2006). Les variations de l'efficience énergétique en monopalmé de surface n'ont été abordées qu'à partir du calcul du rendement aquatique et les paramètres d'influence ont souvent été envisagés d'un point de vue technologique (i.e. caractéristiques des palmes).

I.3.1.1 Le rendement global de la locomotion aquatique

En se basant sur le modèle de Daniel (1991) (Figure 21), Zamparo et al. (2002; 2006) envisagent l'efficience énergétique de la locomotion aquatique à partir de la notion de rendement globale (η_M). Celui-ci repose sur le rapport entre le travail mécanique total (\dot{W}_{tot}) correspondant au travail musculaire produit pour maintenir une vitesse donnée et la dépense énergétique associée (\dot{E}), soit $\eta_M = \dot{W}_{tot} / \dot{E}$. Le paramètre \dot{E} est mesuré à l'aide d'un dispositif collectant et analysant les échanges gazeux respiratoires. Sur la base du travail de Cavagna & Kaneko (1977), le paramètre \dot{W}_{tot} peut être divisé en deux composantes qui sont le travail externe (\dot{W}_{ext}), i.e. le travail nécessaire pour vaincre les forces externes telles que les résistances hydrodynamiques et le travail interne (\dot{W}_{int}) correspondant à l'énergie nécessaire au déplacement des segments par rapport au centre de

masses. Dans ce contexte, la part du \dot{W}_{int} dans la production de la propulsion est très faible et n'est donc pas considérée comme une source importante de dépense énergétique dans la production de \dot{W}_{tot} (e.g. di Prampero 1986; Pendergast et al. 2003a; Zamparo et al. 2011). En locomotion aquatique, le paramètre \dot{W}_{ext} est divisé en deux composantes : la première correspondant à la force propulsive générée par le monopalméur (\dot{W}_d) et la seconde correspondant à l'énergie cinétique dissipée au contact de l'eau (\dot{W}_k). En nage avec palmes, la dépense d'énergie métabolique est liée pour une grande partie à l'évolution des paramètres \dot{W}_d (notamment pour s'opposer aux Ra) et \dot{W}_k . \dot{W}_k peut être estimée par la variable η_F (paragraphe I.2.2.3.1), ou $\eta_F = \dot{W}_d / \dot{W}_{ext}$. Dans ce cadre, les variations de \dot{W}_k exercent un effet négligeable dans la variabilité de l'efficacité de la propulsion. Seul le paramètre \dot{W}_d contribue de manière substantielle dans l'amplitude du \dot{W}_{ext} et par conséquent, à l'efficacité de la propulsion aquatique (Alexander 1977; Daniel 1991; Daniel et al. 1992).

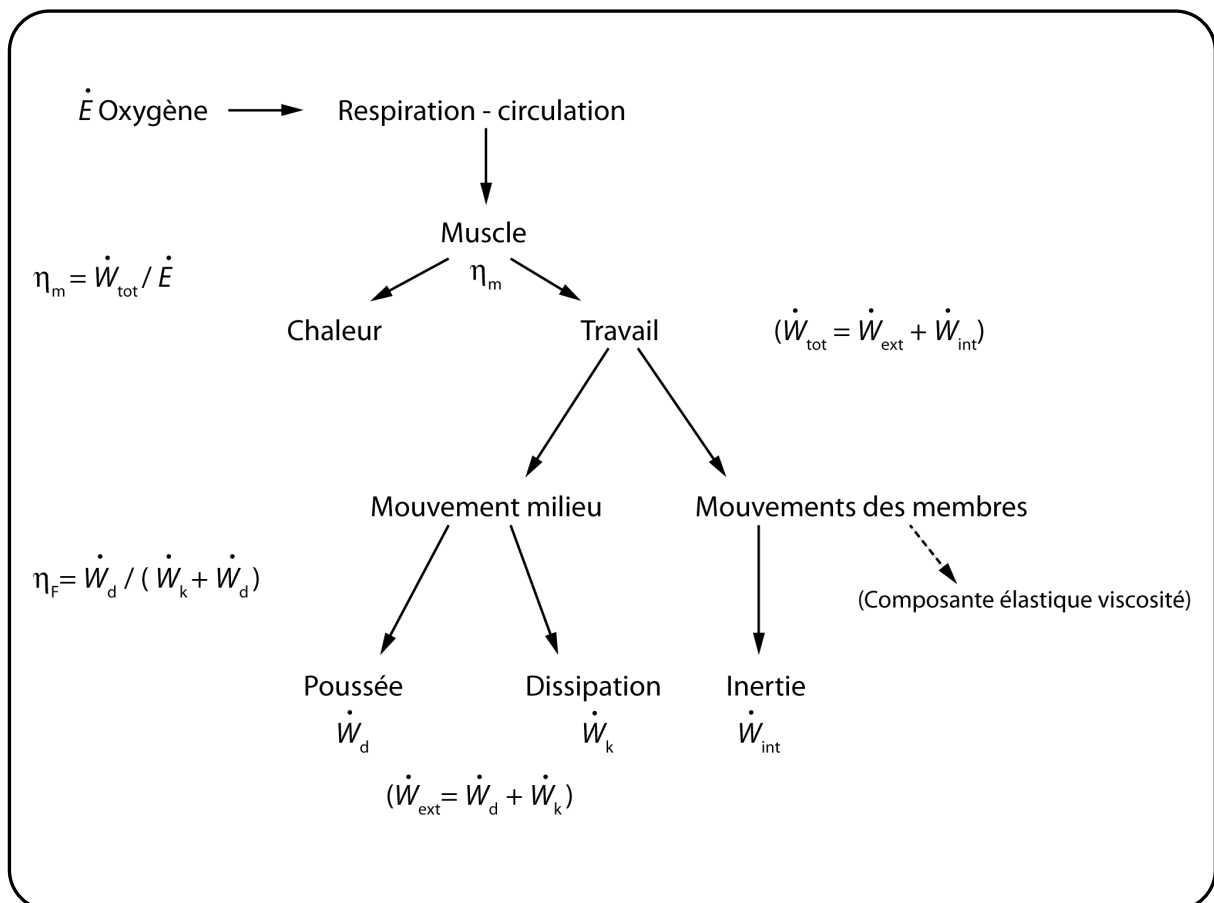


Figure 21. Représentation schématique des étapes de conversion d'énergie en locomotion aquatique (Daniel 1991).

Cependant, en s'appuyant sur l'analyse de la locomotion humaine terrestre, le calcul du paramètre (\dot{W}_{tot}), à partir de différentes méthodes de quantification de l'énergie mécanique, pose de nombreux problèmes méthodologiques. Cette complexité d'analyse limite ainsi les interprétations du rendement de l'activité aquatique et rend difficile l'étude de la variation de l'efficacité du mouvement basée sur une mesure de l'énergie mécanique produite (Pierrynowski et al. 1980; Martin et al. 1993). Dans le domaine de la physiologie de l'exercice, ces limites méthodologiques amènent souvent les expérimentateurs à privilégier l'utilisation du coût énergétique (CE) dans l'analyse de la locomotion terrestre et aquatique, considéré comme un indice macroscopique de l'efficacité énergétique.

I.3.1.2 Le coût énergétique de la locomotion aquatique

Le CE de la locomotion aquatique peut être considéré comme étant la quantité d'énergie métabolique dépensée par unité de distance parcourue (di Prampero 1986). Ainsi, la validité du CE dépend de la méthode mise en oeuvre pour mesurer la dépense énergétique. Pour être valide, le calcul du CE repose sur des mesures obtenues dans des conditions métaboliques stables, d'intensités sous-maximales, où la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) est représentative de la dépense d'énergie par unité de temps. La valeur du CE est généralement exprimée en fonction de la masse corporelle du sujet, en $J.m^{-1}$ (unité internationale) ou en $mlO_2.m^{-1}.Kg^{-1}$ (di Prampero 1986). Cette expression permet de faire ressortir les différences interindividuelles de CE dues aux différences d'efficacité dans la locomotion (i.e. facteurs techniques) indépendamment des différences anthropométriques.

En raison de son mode de calcul et de sa relation étroite avec la performance, le CE est un paramètre souvent utilisé dans les activités cycliques où la mesure précise de la vitesse de déplacement peut être effectuée quelle que soit la condition expérimentale (Brisswalter et al. 1996;

Zamparo et al. 2006). En effet, Le calcul du CE peut être envisagé aussi bien en condition sous-maximale (Équation 3) que lors d'intensités maximales où la contribution anaérobie (Équation 4) est évaluée dans la fourniture énergétique (e.g. di Prampero et al. 1974; di Prampero 1986; Zamparo et al. 2011). Dans cette dernière situation, la quantification de la composante anaérobie dans la dépense énergétique totale détermine le calcul d'un coût en O₂. Les paragraphes I.3.1.2.1 et I.3.1.2.2 traitent les bases théoriques du CE et du coût en O₂ dont les modes de calcul dépendent essentiellement des caractéristiques de l'intensité de l'exercice.

I.3.1.2.1 Coût énergétique et intensité sous-maximale

En condition sous-maximale, le calcul du CE repose sur le concept de la linéarité parfaite de la relation $\dot{V}O_2$ - vitesse. Ce modèle linéaire est valide lorsque l'étendue des vitesses se limite aux intensités pour lesquelles l'énergie dépensée provient uniquement des mécanismes du métabolisme aérobie. Pour une gamme de vitesse sous-maximale (i.e. entre 50 et 90% de la consommation d'oxygène maximale ($\dot{V}O_{2max}$)), la valeur du CE semble être stable indépendamment de la vitesse de course (Daniels 1985). Dans ces conditions, l'état stable métabolique à chaque niveau de vitesse peut traduire un équilibre du rapport entre le débit d'hydrolyse de l'adénosine triphosphate (ATP) et le débit de resynthèse de l'ATP (di Prampero 1981). Ainsi, pour une gamme de vitesses sous-maximales particulières, la mesure du CE peut être considérée comme un bon indicateur des variations de l'efficacité énergétique.

Au regard de la littérature, la valeur du CE du monopalmier élite n'a jamais été quantifiée en condition réelle de pratique et à différentes vitesses de déplacement. En monopalmie de surface, la plupart des données reposent sur l'effet d'un type de matériel technologique sur les paramètres de l'efficacité énergétique (e.g. Pendergast et al. 2003a; Zamparo et al. 2006). À l'inverse, en natation sportive, l'analyse de l'efficacité énergétique à partir du calcul du CE a fait l'objet de

nombreuses études présentant des résultats contradictoires (Astrand et al. 1963; Holmer & Bergh 1974; Bonen et al. 1980; Wakayoshi et al. 1995; Hauber et al. 1997; Demarie et al. 2001; Zamparo et al. 2005; Almeling et al. 2006).

Lors d'un exercice de locomotion aquatique, Pendergast et al. (1996) ont montré que la valeur de $\dot{V}O_2$ était inversement proportionnelle à la surface de la voile et d'autre part, que la vitesse maximale était directement liée à la raideur de la palme. L'impact de différentes caractéristiques physiques de palme sur la valeur du CE a été mis en évidence par Zamparo et al. (2006). Dans cette étude, la valeur du CE la plus importante a été relevée lorsque le nageur se déplaçait sans matériel (i.e. absence de palmes). Plus précisément, une diminution du CE de l'ordre de 50%, 55% et de 60% a été observée respectivement lors du déplacement en bipalmes large et rigide, avec des petites palmes flexibles et avec une monopalme, comparativement à la condition sans matériel.

En locomotion aquatique le CE semble être influencé par divers paramètres tels que la morphologie (Chatard et al. 1990), le sexe et l'âge (Pendergast et al. 1977), la technique de nage (Holmer 1974; di Prampero 1986) ou encore du niveau d'expertise (di Prampero 1986; Montpetit et al. 1988).

$$CE \text{ (mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}) = \frac{(\dot{V}O_2 - \dot{V}O_{2 \text{ de repos}})}{v} \quad (3)$$

Où $\dot{V}O_2$ (ml.O₂.min⁻¹.Kg⁻¹) représente la consommation d'oxygène et v (m.s⁻¹) la vitesse de déplacement.

I.3.1.2.2 Coût énergétique et intensité maximale

Dans les exercices plus intenses (i.e. au-dessus du seuil d'accumulation du lactate sanguin ou du seuil ventilatoire), une partie de l'énergie fournie provient de la glycolyse anaérobie. Dans ces conditions, l'utilisation de l'équation 3 entraîne une sous-estimation du CE (Bransford & Howley 1977). Il est donc nécessaire de prendre en compte la part du travail anaérobie lors de la mesure de la dépense énergétique totale en condition maximale et de considérer le calcul d'un CE partiellement anaérobie ou encore d'un coût en O₂. En effet, lorsqu'un exercice est réalisé dans des conditions partiellement anaérobies, la mesure de $\dot{V}O_2$ ne représente plus la dépense énergétique associée au travail utile produit (i.e. vitesse de déplacement). Dans cette condition, l'estimation de la dépense d'énergie totale s'effectue alors à partir des équivalents énergétiques de l'oxygène ($\dot{E}O_2$) et du lactate sanguin veineux [\dot{E}_{la}] (2,7 mlO₂.kg⁻¹.mmol⁻¹) (di Prampero et al. 1978; di Prampero 1981; Fernandes et al. 2006; Barbosa et al. 2010; Zamparo et al. 2011) (Équation 4). L'évaluation de la contribution anaérobie est incomplète compte tenu de la difficulté à mesurer les variations des concentrations en molécules d'ATP, en phosphocréatine, en glycogène et lactate musculaire, mais également de l'imprécision dans l'évaluation de la masse musculaire mise en jeu lors de l'exercice.

Parmi les indicateurs caractérisant la contribution anaérobie dans la fourniture énergétique totale, la lactatémie reste le marqueur le plus utilisé dans la communauté scientifique (Margarita et al. 1963; di Prampero 1981; Scheen et al. 1981).

$$\dot{E}_{tot} = \dot{V}O_2 net + 2,7 [La^-] net \quad (4)$$

$$CE = \frac{\dot{E}_{tot}}{\text{temps}}$$

Où \dot{E}_{tot} ($\text{mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) représente la dépense énergétique totale, $\dot{V}\text{O}_2_{net}$ ($\text{mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) la différence entre la valeur mesurée à la fin de l'exercice et la valeur de repos et $[\text{La}^-]_{net}$ ($\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$) la différence entre la valeur mesurée à la fin de l'exercice et la valeur de repos, convertie en équivalent de $\dot{V}\text{O}_2$ en utilisant la constante 2,7 ($\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{mmol}^{-1}$). Dans ce contexte, la valeur du CE pour les intensités maximales est représentée par le rapport entre \dot{E}_{tot} et le temps (en min) correspondant à la durée de l'exercice.

I.3.1.3 La composante lente de $\dot{V}\text{O}_2$

La mesure de chaque cycle ventilatoire (en cycle à cycle) permet de décrire une cinétique de $\dot{V}\text{O}_2$. La modélisation de la cinétique de $\dot{V}\text{O}_2$ au cours d'exercices d'intensité constante est caractérisée par trois phases.

La première phase ou phase cardiodynamique est définie par un accroissement rapide de $\dot{V}\text{O}_2$. Cette évolution est largement dépendante de l'augmentation rapide du débit cardiaque ainsi que de la capacité du système cardiovasculaire à accroître de manière abrupte le débit sanguin pulmonaire. La deuxième phase de la cinétique de $\dot{V}\text{O}_2$ est définie dans la littérature comme la composante rapide (Xu & Rhodes 1999). Elle correspond à l'élévation exponentielle de $\dot{V}\text{O}_2$, cette phase est révélatrice de la consommation d' O_2 par les tissus (Whipp 1987; Barstow et al. 1993). Les caractéristiques de la troisième phase de la cinétique de $\dot{V}\text{O}_2$ diffèrent en fonction de l'intensité d'exercice (Whipp 1987; Barstow et al. 1993; Gaesser & Poole 1996). Pour les exercices d'intensité constante modérée, la cinétique de $\dot{V}\text{O}_2$ est caractérisée par une évolution exponentielle de $\dot{V}\text{O}_2$ atteignant un état stable. Pour les exercices intensités élevées et sévères (supérieures au seuil anaérobie), la troisième phase est caractérisée par une élévation de $\dot{V}\text{O}_2$ appelée composante lente de $\dot{V}\text{O}_2$ ($\dot{V}\text{O}_{2CL}$). Outre la modélisation mathématique, $\dot{V}\text{O}_{2CL}$ peut être quantifiée par la différence entre la dernière mesure de $\dot{V}\text{O}_2$ du test effectué et la valeur moyenne mesurée au cours de la

deuxième minute d'exercice ($\Delta\dot{V}O_{2[\text{end-2}]}$) (Koppo & Bouckaert 2002; Fernandes et al. 2003). L'apparition de $\dot{V}O_{2\text{CL}}$ pour les exercices d'intensité supérieure au seuil anaérobie soulève plusieurs interrogations concernant d'une part, l'origine anatomique du phénomène, d'autre part, l'identification des mécanismes physiologiques qui en sont responsables. Plusieurs hypothèses ont été relevées dans la littérature sans qu'il y ait réellement un consensus sur la prévalence d'une origine (i.e. origine anatomique, musculaire, ventilatoire, mode de locomotion).

I.3.1.4 Réponses cardiopulmonaires à l'immersion

La plupart des études mesurant l'adaptation cardiorespiratoire lors d'un exercice en immersion sont effectuées lors d'un effort endurant dont la quantification reste aléatoire et où $\dot{V}O_2$ est évaluée de façon discontinue par l'intermédiaire d'un sac de Douglas (Morrison 1973; Pendergast et al. 1996; Zamparo et al. 2002; Zamparo et al. 2006). Les protocoles permettant d'effectuer un effort triangulaire maximal en immersion se limitent à des tests sur bicyclettes ergométriques (Sogabe et al. 1987) ou sur tapis roulant immergé (Shono et al. 2001). Certains auteurs proposent toutefois de faire nager dans une piscine circulaire des sujets dont la vitesse est évaluée grâce à un système placé sur le front et connecté à un tachymètre (Zamparo et al. 2002; Zamparo et al. 2006). Par ailleurs, Yamaguchi et al. (1995) évaluent les limites d'un palmage grâce à un dispositif ergométrique permettant d'effectuer un effort à différentes puissances tout en mesurant la fréquence cardiaque (FC), le débit ventilatoire (\dot{V}_E) et le $\dot{V}O_2$. Pour cela, le sujet est immergé totalement et effectue une poussée horizontale contre une barre reliée à un contre poids qu'il doit maintenir à une certaine hauteur et dont la valeur peut être modifiée manuellement. Un rétrocontrôle visuel lui permet de quantifier son effort. Récemment, Jammes et al. (2009) ont utilisés une méthodologie semblable. La force maximale volontaire développée au cours d'un effort de palmage est mesurée grâce à une jauge de contrainte linéaire. La jauge est placée au

dessus de l'eau et connectée sur un bras vertical. La partie inférieure de ce levier est immergée et actionnée par l'intermédiaire d'un guidon sur lequel le plongeur effectue avec les bras tendus une poussée horizontale. Bien que ce dispositif permette d'effectuer une épreuve d'effort maximale, la quantification énergétique de l'effort aquatique reste aléatoire et la cinétique de mouvement éloignée de la réalité.

Ainsi, en nage avec palmes, aucun dispositif ne permet d'effectuer une épreuve triangulaire maximale, mesurant en continu le $\dot{V}O_2$ dans les conditions réelles de pratique. Ainsi, les variables physiologiques à l'immersion rapportées dans la littérature sont relativement contradictoires.

En immersion, certains auteurs montrent une diminution de la FC comparativement à un effort de course à pied réalisé à la même intensité métabolique (Astrand et al. 1963; Magel et al. 1969; Holmer & Astrand 1972; Holmer et al. 1974) alors que d'autres auteurs ne trouvent aucune différence significative (Christie et al. 1990; Spinnewijn et al. 1996; Hauber et al. 1997). Cette réduction de la FC peut être expliquée par la stimulation vagale secondaire à l'immersion de la face dans une eau dont la température est généralement inférieure à 35 °C (Khurana et al. 1980; Lin et al. 1983; Park et al. 1999). À neutralité thermique, Nakanishi et al. (1999a) observent le même phénomène et concluent que le rôle de la pression hydrostatique sur la redistribution des volumes sanguins est prépondérant par rapport aux effets directs du froid et de l'exercice (Christie et al. 1990; Connelly et al. 1990; Nakanishi et al. 1999a).

À contrario, Almeling et al. (2006) observent une tachycardie prononcée par rapport à la surface, pouvant se traduire par une diminution de la précharge ventriculaire en conséquence du travail ventilatoire accru mais également par une vasodilatation due au réchauffement corporel (Choukroun & Varene 1990; Almeling et al. 2006).

La discordance de ces résultats est probablement liée aux différences de charges de travail, de durées d'exercice et de températures d'immersion. En immersion, d'autres facteurs comme la position du sujet, la pression partielle en oxygène pourraient également modifier la FC. Par

conséquent, ce paramètre n'est pas adapté à l'évaluation de la charge de travail et mérite d'être réévalué (Dwyer 1983).

I.3.1.5 Réponses ventilatoires et métaboliques à l'immersion

Certains auteurs considèrent le \dot{V}_E et le $\dot{V}O_2$ comme des paramètres fiables et/ou pertinents pour estimer l'intensité du travail en immersion (Moore et al. 1970). Toutefois, lors d'un exercice maximal en immersion, l'augmentation de \dot{V}_E est atténuée par l'afflux sanguin pulmonaire, l'élévation diaphragmatique et la contention hydrostatique thoracique (Agostoni et al. 1966; Dahlback et al. 1978; Butts et al. 1991; Nakanishi et al. 1999b). Lors de l'immersion, la contention hydrostatique des tissus mous provoque une redistribution des volumes sanguins périphériques vers le thorax et une élévation de la coupole diaphragmatique (Agostoni et al. 1966). La position allongée amplifie la congestion pulmonaire en facilitant le retour veineux. La capacité vitale est ainsi réduite et la compliance parenchymateuse pulmonaire diminuée par la compression hydrostatique thoracique (Agostoni et al. 1966; Dahlback et al. 1978; Butts et al. 1991; Nakanishi et al. 1999b). Le volume expiratoire de réserve décroît d'environ 30% (Craig & Dvorak 1975) et l'espace mort augmente. La résistance inspiratoire est accrue par l'immersion d'au moins 30%, en particulier en raison de la résistance de l'eau aux mouvements respiratoires. L'utilisation d'un tuba et la position du palmeur, potentialisent le travail ventilatoire du monopalmeur. En position ventrale, le centre de gravité des poumons se situe à environ 11 cm de la surface (Hong et al. 1960).

Par ailleurs, l'adaptation cardiovasculaire à la pression hydrostatique et la limitation du mouvement par la résistance de l'eau expliquent la baisse de $\dot{V}O_2$ en immersion à neutralité thermique (Nakanishi et al. 1999a; Almeling et al. 2006). La diminution de la pesanteur ayant pour conséquence une moindre participation des muscles antigravitationnels, pourrait par extension réduire la valeur du CE. Lors d'une immersion en eau chaude, le $\dot{V}O_2$ est légèrement augmenté par

le processus de vasodilatation (Choukroun & Varene 1990). Hall et al. (1998) n'observent pas d'effet de la température ambiante, mais considèrent que l'augmentation de $\dot{V}O_2$ est consécutive à la modification du mouvement par la viscosité de l'eau. L'augmentation du débit cardiaque serait également responsable d'une hyperperfusion relative des tissus qui améliorerait l'apport périphérique en O_2 (Park et al. 1999).

I.3.2 Méthodologie et évaluation bioénergétique - aquatique

L'évaluation des paramètres énergétiques dans l'environnement aquatique pose systématiquement la problématique de l'utilisation des outils nécessaires à la quantification des variables physiologiques *in situ*. Classiquement, le $\dot{V}O_2$ constitue le paramètre le plus évalué pour caractériser l'évolution du niveau d'efficacité énergétique dans le cadre de la locomotion aquatique (Holmer 1972; di Prampero et al. 1974; Lavoie & Montpetit 1986; Fernandes et al. 2003; Libicz et al. 2005; Fernandes et al. 2006; Roels et al. 2006). Dans les années 1990, l'évaluation de $\dot{V}O_2$ de manière directe est réalisée à partir d'analyseurs d'échanges gazeux et respiratoires utilisés dans un bassin à contre-courant (« swim flume » selon la terminaison anglo-saxonne), ou à partir d'un câble empruntant un système de poulies et de charges reliés au bassin du nageur. Pour ces deux systèmes simulant des résistances différentes dans l'eau, la mesure des échanges gazeux et respiratoires est effectuée par la technique des sacs de Douglas, avec ou sans chambre de mélange (Holmer 1972; Holmer & Astrand 1972; di Prampero et al. 1974) ou en utilisant la méthode de rétroextrapolation (Lavoie & Montpetit 1986). En 1987, Toussaint et al. (1987) développent un système de valve respiratoire doté d'une faible résistance, permettant la mesure en continu de $\dot{V}O_2$ des nageurs. Au cours de la dernière décennie, la société Cosmed® a développé un analyseur télémétrique d'échanges gazeux et respiratoires pouvant être utilisé dans les activités de

locomotion terrestre mais également aquatique (Cosmed® K4b²) (Figure 25). Désormais, le K4b² est doté d'un analyseur de CO₂ et permet la mesure des variables physiologiques en cycle à cycle respiratoire.

En se basant sur la valve élaborée par Toussaint et al. (1987), Keskinen et al. (2003) ont développé un système respiratoire (tube + valves inspiratoire et expiratoire) de type « Snorkel » adaptable au dispositif portatif K4b² (Figure 22). Ce dispositif a été validé lors de la comparaison des mesures de $\dot{V}O_2$ obtenues à partir de l'utilisation d'un masque au cours d'exercices d'intensité sous-maximales effectuées sur ergocycle (Keskinen et al. 2003). Le dispositif « Snorkel » permet la mesure de $\dot{V}O_2$ à partir des flux inspiratoires (in) et expiratoires (ex) à partir de deux tubes (in/ex) reliés avant la turbine (Figure 23 A). Lors de l'utilisation de ce dispositif, Keskinen et al. (2003) observent lors d'exercices intenses réalisés sur ergocycle, une sous estimation approximative de 5 % des valeurs de $\dot{V}O_2$ et de $\dot{V}CO_2$ par rapport à celles mesurées à partir d'un masque traditionnel.

En 2005, la société Cosmed® a mis en place un dispositif respiratoire équivalent de type « Aquatrainer® » (Figure 26) afin de caractériser les réponses physiologiques induites en milieu aquatique. Cependant, « l'Aquatrainer® » diffère du dispositif « Snorkel » dans l'évaluation des échanges gazeux. En effet, ce dernier ne permet que la mesure des flux expiratoires (i.e. seul le tube expiratoire est relié avant la turbine) (Figure 23 B) à partir d'un algorithme développé par Cosmed® LTD (2005) dans l'unité portable (Configuration matérielle : logiciel in/ex). Ces différences de dispositif d'analyse des échanges gazeux et respiratoires peuvent parfois expliquer les différences de résultats obtenus dans la littérature scientifique. Différentes études ont évalué les paramètres gazeux (e.g. $\dot{V}O_2$) chez des nageurs en condition sous-maximale et maximale à l'aide du dispositif « Snorkel » (Barbosa et al. 2005; Libicz et al. 2005; Barbosa et al. 2006) alors que d'autres études ont privilégié l'utilisation de « l'Aquatrainer® » lors d'évaluation *in situ* (Roels et al. 2005; Roels et al. 2006). Récemment, Gayda et al. (2010), ont comparé les réponses cardiorespiratoires obtenues en condition sous-maximale d'exercice à l'aide du dispositif « Aquatrainer® » vs masque. Ces auteurs

montrent d'une part, que le dispositif « Aquatrainer® » sous-estime de manière substantielle les réponses cardiorespiratoires comparativement à l'analyse réalisée à partir d'un masque et d'autre part, mettent en évidence des limites potentielles d'utilisation.



Figure 22.

Snorkel développé par Keskinen et al. (2003) et relié au système portable Cosmed® K4b².

1 valves, 2 cintre frontal, 3 embout buccal, 4 tube inspiratoire, 5 tube expiratoire, 6 connecteur d'unité, 7 débit mètre à turbine, 8 unité de fréquence cardiaque, 9 cardiofréquence mètre, 10 unité de mesure K4b², 11 batterie du K4, 12 tubes d'échantillonnage.

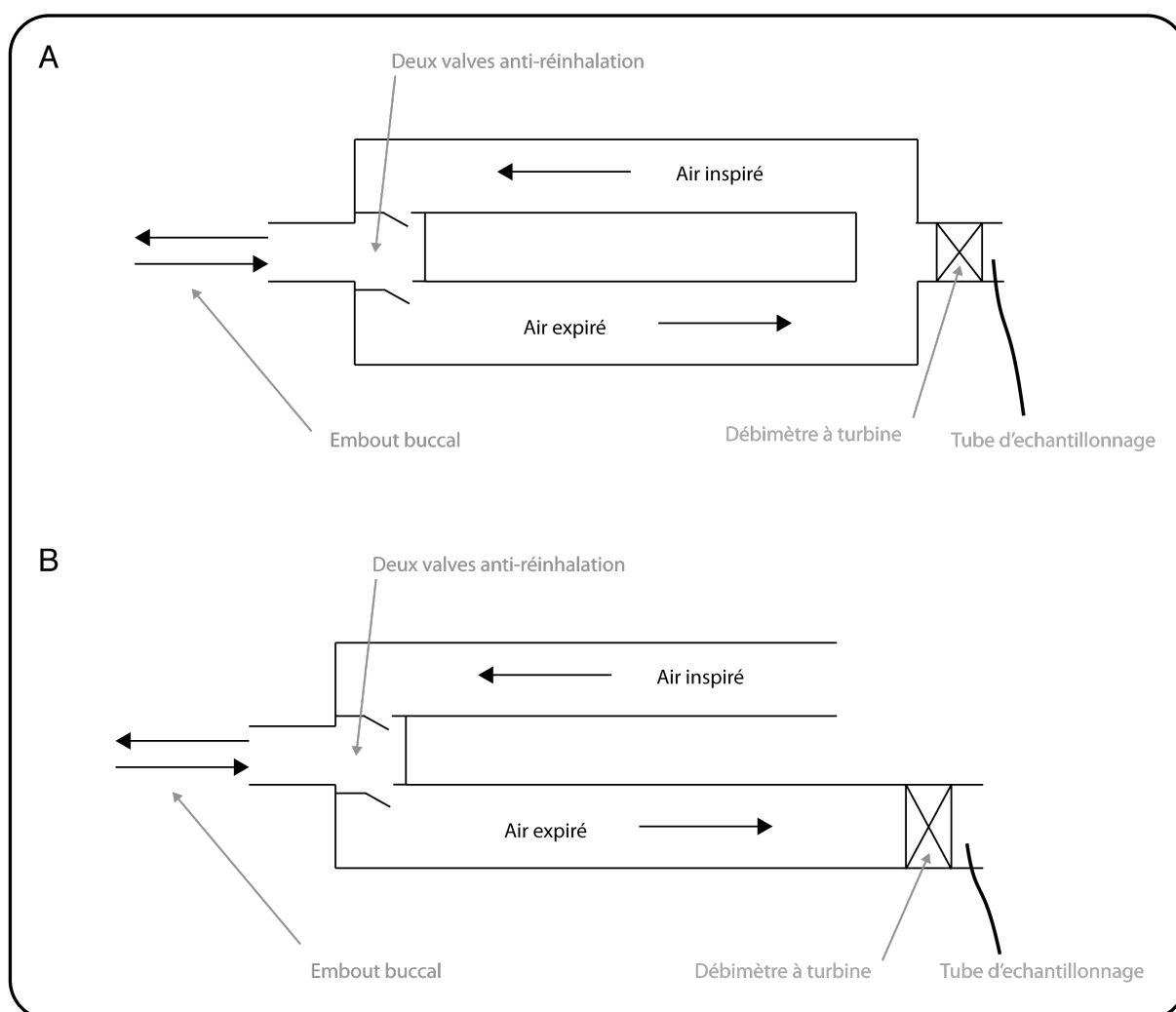


Figure 23. Représentation schématique : A du dispositif « Snorkel » développé par Keskinen et al. (2003) ; B du dispositif « Aquatrainier® » développé par Cosmed® Ltd (2005).

Parmi celles-ci, l'algorithme de « l'Aquatrainier® » (i.e. configuration logiciel), la longueur du tube pouvant entraîner un prolongement temporel de mélange des gaz et une élévation de la résistance entraînant des effets physiologiques inattendus sont autant de paramètres pouvant affecter la mesure du signal. En réponse à l'étude Gayda et al. (2010), Brugnioli (2010), responsable de la recherche et du développement de la société Cosmed®, précise le mode opératoire de « l'Aquatrainier® » en indiquant que l'utilisation de ce dernier avec le système K4b² requiert de la part de l'expérimentateur quelques réglages techniques qui diffèrent du mode opératoire standard (i.e. masque). Dans le dispositif « Aquatrainier® », le débitmètre est positionné à l'extrémité du tube

et par conséquent, la température des gaz expirés avant d'être mesurés est supposée être identique à celle de l'environnement (i.e. température ambiante). Le débitmètre à turbine ne disposant pas de capteur de température, l'expérimentateur doit donc valider dans les champs appropriés (i.e. température à débitmètre), la température ambiante mesurée. Par ailleurs, Reis (2011) confirme que la différence de \dot{V}_E relevée par Gayda et al. (2010) entre les deux dispositifs (13,6 % à 100W et 9,3 % à l'exercice maximal) peut résulter de la non-intégration de la température ambiante lors de l'utilisation de « l'Aquatrainner® ». Les grandes différences de \dot{V}_E relevées entre les deux dispositifs (i.e. masque et « Aquatrainner® ») peuvent partiellement expliquer une grande partie de la variabilité de $\dot{V}O_2$. Ainsi, Reis (2011) a récemment révisé les données rapportées par Gayda et al. (2010), en supposant un \dot{V}_E identique dans les deux conditions (i.e. masque et « Aquatrainner® ») et rapportant $[\dot{E}O_2]$ en pourcentage. Ainsi, il obtient respectivement pour « l'Aquatrainner® » et le masque, des valeurs de $\dot{V}O_2$ de 1,717 L.min⁻¹ et 1,876 L.min⁻¹, soit une sous-estimation proche de 8,5 % par rapport aux valeurs initiales.

Ainsi, lorsque l'erreur de mesure de $\dot{V}O_2$ est corrigé par \dot{V}_E , les résultats obtenus sont en conformité avec la variabilité biologique (reproductibilité des mesures) et permettrait ainsi aux expérimentateurs d'utiliser le système « Aquatrainner® » dans le cadre de l'évaluation bioénergétique des activités aquatiques.

CHAPITRE II

Problématiques de recherche

Comme dans toutes les activités de locomotion terrestre et aquatique de longue durée, la performance en monopalme de surface dépend de la capacité du nageur à adopter la vitesse de déplacement la plus importante sur une distance donnée tout en dépensant la plus petite quantité d'énergie métabolique (e.g. di Prampero 1986). Dans ce contexte, le coût énergétique du déplacement apparaît comme étant un paramètre déterminant de la performance en monopalme de surface. La locomotion aquatique est associée à des niveaux de dépense énergétique qui évoluent principalement en fonction des contraintes environnementales, i.e. les résistances hydrodynamiques à l'avancement (R_a). En effet, Daniels (1991) relate dans son modèle (paragraphe I.3.1.1) qu'une grande part de l'énergie métabolique dépensée repose sur la capacité du nageur à vaincre le paramètre R_a par unité de distance parcourue. La vitesse de nage, les caractéristiques de la monopalme mais également les modifications du mouvement propulseur peuvent influencer l'amplitude du paramètre R_a et par conséquent, la dépense énergétique associée.

Les études empruntées à la mécanique des fluides et/ou à la modélisation biomécanique du geste en monopalme de surface suggèrent que l'une des stratégies permettant de réduire le paramètre R_a est de manipuler la combinaison fréquence d'ondulation (FO)-amplitude verticale (Nicolas et al. 2007; Nicolas & Bideau 2009). En monopalme de surface Nicolas et al. (2007) ont montré que l'adoption d'une FO élevée (et donc d'une valeur d'amplitude verticale basse) constituait une stratégie de mouvement pouvant induire une réduction du paramètre R_a , comparativement au choix d'une FO basse (et donc d'une valeur d'amplitude verticale élevée). Ces données biomécaniques ont été complétées par celles publiées par Arellano et al. (2003b) indiquant que des nageurs privilégiant « l'ondulation de dauphin » (« dolphin kick » selon la terminaison anglo-saxonne) sur une distance donnée, augmentaient leur FO (amplitude verticale basse) pour lutter contre le paramètre R_a et améliorer leur vitesse de déplacement. Ces informations posent la problématique concernant l'impact du choix des paramètres spatio-temporels de nage sur le paramètre R_a et par conséquent, le coût énergétique du déplacement en

condition sous-maximale et maximale (proche du contexte de compétition). À ce jour, aucune donnée scientifique n'existe sur l'identification d'une combinaison optimale FO-amplitude de cycle (Amp) permettant d'améliorer le coût énergétique du déplacement et par extension, le niveau de performance en nage avec monopalme. Notre travail de recherche repose sur la réalisation de 3 études réalisées dans des conditions d'exercices sous-maximales et maximales *in situ*.

Si l'évaluation des réponses bioénergétiques au cours d'épreuves progressives maximales est bien établie dans le domaine de la natation, la caractérisation du profil aérobie chez des monopalmes (de surface) de haut niveau reste inconnue dans la littérature scientifique. **L'étude 1** s'intéresse d'une part, à l'évaluation *in situ* des réponses physiologiques maximales induites lors d'une épreuve incrémentée et d'autre part, à la comparaison avec les réponses obtenues sur un ergocycle en laboratoire. Cette première étude constitue un préambule permettant de déterminer et de fixer les intensités d'exercices utilisées dans les études 2 et 3.

Après avoir caractérisé le niveau d'aptitude aérobie de nos monopalmes, la seconde partie expérimentale s'est inscrite dans une perspective d'identification des paramètres d'influence des indicateurs de l'efficacité énergétique lors de performances réalisées en condition sous-maximale et maximale. Par conséquent **l'étude 2** s'est intéressée à l'influence de différentes FO sur la valeur du coût énergétique (CE) dans des conditions sous-maximales réalisées *in situ*. Sur la base des données issues de la cinématique et de la mécanique des fluides, nous émettons l'hypothèse selon laquelle le choix d'une FO élevée comparativement à une FO basse, réduit d'une part l'amplitude verticale et donc le paramètre Ra et d'autre part, permet d'optimiser le CE du déplacement.

Les résultats de l'étude 2 posent la problématique s'intéressant à l'influence de la combinaison FO-Amp dans le domaine des intensités maximales proches de celles sollicitées en compétition par les monopalmes. Dans ce cadre, **l'étude 3** s'est focalisée sur l'évaluation des réponses physiologiques du monopalme induites lors d'exercices d'intensité « sévère ». Dans ce

travail, la réalisation d'un temps limite, i.e. la capacité du monopalmeur à nager le plus longtemps possible à une vitesse de nage donnée, représentait l'indicateur de la performance. L'évolution de ces indicateurs, en fonction de la manipulation de FO, constitue des informations pertinentes pour l'entraîneur et l'athlète dans le cadre de la prescription des séances d'entraînements et dans l'élaboration des stratégies de courses. Sur la base des résultats obtenus sur l'étude de la relation entre la performance et la fréquence gestuelle en locomotion terrestre, nous émettons l'hypothèse selon laquelle le choix d'une FO libre améliore la performance réalisée indépendamment des réponses physiologiques induites, comparativement à l'effet de FO imposées par l'expérimentateur.

Méthodologie générale

Cette partie présente les matériels et les méthodes de mesure des variables étudiées au cours des conditions expérimentales réalisées en laboratoire (étude 1) et dans le contexte réel de l'activité (études 1, 2 et 3). L'ensemble de ces travaux a fait l'objet d'une collaboration entre le laboratoire Handibio - groupe «Efficience Energétique et Locomotion Humaine» de l'université de Toulon-Var et l'institut de médecine navale du service de santé des armées de Toulon (IMN SSA).

III.1 Ergomètre

III.1.1 Ergocycle

Lors de l'étude 1, l'exercice maximal (i.e. test incrémenté) a été réalisé sur un ergocycle à frein électromagnétique de type SRM (Schroberer Rad MetBtechick, jülich, welldorf, Germany, (Figure 24). Cet ergocycle permet de mesurer la puissance de sortie développée par le sujet à partir de jauges de contraintes qui enregistrent les déformations au niveau des bandes situées dans le pédalier. L'ergomètre SRM utilisé dans le cadre de notre expérimentation est un modèle constitué de 20 jauges de contraintes validé par Balmer et al. (2000) et Jones & Passfield (1998). Les bandes de jauges de contraintes sont fixées entre les 4 bras d'aluminium du pédalier. Le signal reçu et envoyé de ces bandes varie en fonction de la contrainte appliquée sur les bras d'aluminium puis converti en fréquence-voltage par les éléments électroniques du pédalier. Cette fréquence, proportionnelle aux forces résultantes appliquées sur les manivelles et à la cadence de pédalage, est transmise par induction (sans friction) à une fréquence d'échantillonnage de 500 kHz au capteur fixé dans la boîte de pédalier. Une calibration du pédalier est réalisée avant chaque test (sans exercer de tension sur la chaîne). La puissance qui peut être visualisée sur le powercontrol de l'ergocycle SRM est obtenue à partir de l'équation 5.

$$\text{Puissance (W)} = \text{Moment de Force (Nm)} \times \text{Vitesse angulaire (rad.s}^{-1}\text{)} \quad (5)$$

W=Watt ; Nm : newtonmètre ; rad.s⁻¹: radians par seconde

Les réglages disponibles au niveau de l'ergomètre (e.g. manivelles, potence, hauteur de selle) permettent au sujet un confort optimal. Au cours de notre étude, le système SRM a été utilisé à partir du mode hyperbolique. Ce mode d'asservissement du système en puissance permet au sujet de choisir sa cadence de pédalage ou à l'expérimentateur d'imposer une cadence pour une puissance de sortie moyenne constante au cours de l'exercice.



Figure 24.
Ergocycle à frein électromagnétique de type SRM.

III.2 Recueil des variables physiologiques

III.2.1 Analyse des échanges gazeux et respiratoires

Lors de nos trois études, les échanges gazeux et respiratoires ont été mesurés en cycle à cycle à l'aide d'un système d'analyse télémétrique de K4b² (Cosmed®, Rome, Italie, Figure 25)

validé par Mc Laughlin et al. (2001). Le K4b² est un analyseur portatif de 800 grammes dont le système de transmission-réception peut couvrir une distance proche de 3 km (sur un espace

ouvert). Ce système est constitué de différents capteurs permettant la mesure de \dot{V}_E et les concentrations d'O₂ et de CO₂ dans l'air expiré (respectivement FEO₂ et FECO₂), permettant ainsi le calcul du quotient respiratoire (QR). L'air expiré est transporté jusqu'à l'unité portable par l'intermédiaire d'un tube capillaire (permapure) pour être ensuite analysé par une sonde polarographique (déterminant FEO₂). L'analyseur de CO₂ est de type infrarouge. La valeur de \dot{V}_E est mesurée à partir d'un « débitmètre » à turbine (diamètre de 28 millimètres) assurant une grande précision à l'intérieur d'une large plage de débit (jusqu'à 20 L.s⁻¹). À l'intérieur de cette turbine, le mouvement d'une lame rotatrice est mesuré par un système optoélectronique qui comptabilise le nombre de rotations par minute (déterminant la valeur de \dot{V}_E). La calibration du débit mètre est réalisée avant chaque test à partir d'une seringue de 3 litres (Hans-Rudolph Inc. Kansas City, MO). Les analyseurs d'O₂ et CO₂ également calibrés avant chaque expérimentation en fonction des concentrations d'O₂ et de CO₂ de l'air ambiant (respectivement 20,93 % et 0,003 %) et celles des bouteilles de gaz étalon (respectivement 15 et 5 %). Dans nos études, la calibration globale du K4b² (gaz de l'air ambiant, gaz de référence, délai et volume) a systématiquement été effectuée sur le lieu d'analyse et cela pour chaque sujet. La turbine du débit mètre et le tube capillaire pouvant être sensibles à l'environnement aquatique ont été changés pour chaque sujet. La température ambiante et le taux d'hydrométrie ont systématiquement été renseignés pour chaque test.

Lors des mesures effectuées dans le milieu aquatique, le LeK4b² a été relié au dispositif « Aquatrainer® » (Cosmed®) (Figure 26) préalablement utilisé au cours des évaluations réalisées dans le domaine de la natation et permettant aux athlètes d'effectuer l'activité aquatique sans contrainte de mouvement (Roels et al. 2005; Roels et al. 2006). Ce système utilise l'écoulement du flux respiratoire et mesure différemment les échanges gazeux que le système préalablement validé par Keskinen et al. (2003). Dans nos études, les paramètres ventilatoires ont été d'une part, lissés à l'aide d'une moyenne mobile effectuée sur cinq cycles respiratoires afin de réduire les artefacts et la

variabilité du signal et d'autre part, analysés durant les deux dernières minutes de chaque session expérimentale (étude 1, 2, 3).



Figure 25.
Système d'analyse télémétrique K4b² (Cosmed®, Rome, Italie).

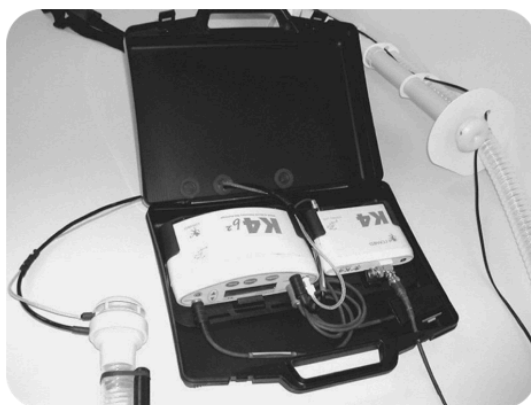


Figure 26.
LeK4b² relié au dispositif « Aquatrainer® » (Cosmed®).

III.2.1.1 Détermination de la consommation maximale d'oxygène

La détermination de $\dot{V}O_{2\max}$ a été établie selon les critères physiologiques classiquement utilisés dans la littérature et adaptée à la spécificité de l'activité (Howley et al. 1995) : la présence d'un plateau de $\dot{V}O_2$ en dépit d'une augmentation de la vitesse de nage, une valeur élevée du

quotient respiratoire ($QR \geq 1,0$) ou une $FC \geq 90\%$ de la FC_{max} théorique. Les valeurs de $\dot{V}O_2$ mesurées en cycle à cycle respiratoires sont lissées sur un intervalle de 10 secondes et les quatre valeurs consécutives les plus élevées de $\dot{V}O_2$ lors du dernier palier sont moyennées afin de déterminer la valeur de $\dot{V}O_{2max}$ pour chaque sujet lors de chaque étude.

III.2.1.2 Détermination de la vitesse associée à $\dot{V}O_{2max}$

Lors du test incrémenté en piscine, la vitesse associée à $\dot{V}O_{2max}$ ($v\dot{V}O_{2max}$) est considérée comme la vitesse minimale correspondant à l'atteinte de $\dot{V}O_{2max}$. Si un plateau inférieur à $2,1 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ ne peut pas être démontré, la $v\dot{V}O_{2max}$ est calculée en utilisant l'équation de Kuipers et al. (1985) (Équation 6) :

$$v\dot{V}O_{2max} = v + \Delta v \cdot (n/N) \quad (6)$$

Où v est la vitesse correspondant au dernier palier accompli, Δv est la vitesse de l'incrément, n est le nombre de secondes effectuées par le nageur au dernier palier et N le nombre théorique de secondes de ce palier.

III.2.2 Analyse de la fréquence cardiaque

Les valeurs de FC sont enregistrées par intervalle de 5 s à partir d'un cardiofréquencemètre (RS800sd, Polar®, Kemple, Finland) (Figure 27).



Figure 27.
Cardiofréquencemètre (RS 800sd, Polar®).

III.2.3 Analyse de la lactatémie

Les valeurs de lactatémie sont obtenues à partir du système *Lactate Pro*TM(Arkray LT 1710), validé par Pyne et al. (2000). Après une petite incision réalisée au lobe de l'oreille à l'aide d'une microlance, plusieurs prélèvements sanguins ont été effectués avant et après chaque épreuve. Pour chaque prélèvement, 5 μ L de sang sont déposés sur une bandelette *Lactate Pro* et directement analysés (en 60 s) par le lecteur du *Lactate Pro* (Figure 28).



Figure 28.
Lecteur Lactate ProTM(Arkray LT 1710).

III.2.4 Détermination du coût énergétique

III.2.4.1 Le coût énergétique en condition aérobie

La valeur du CE en condition aérobie a été calculée dans l'étude 2 à partir de l'équation proposée par di Prampero (1986) (Équation 7). Dans ce contexte, la valeur du CE, exprimée en $\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$, représente une quantité d'énergie métabolique dépensée par unité de distance parcourue.

$$\text{CE} = \frac{(\dot{V}\text{O}_2 - \dot{V}\text{O}_{2\text{repos}})}{v} \quad (7)$$

Où $\dot{V}\text{O}_2$ ($\text{mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) représente la consommation d'oxygène et reflète la dépense énergétique dans des conditions aérobies strictes et v (en $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) la vitesse de déplacement.

CE est exprimé en $\text{J} \cdot \text{m}^{-1}$ en prenant en compte l'équivalent énergétique d'1 $\text{ml} \cdot \text{O}_2$ pour 20,1J (Barbosa et al. 2008).

III.2.4.2 Le coût énergétique en condition anaérobie

La valeur du CE en condition anaérobie a été calculée dans l'étude 3 à partir de la formule utilisée par Zamparo et al. (2011) pour les intensités sévères (Équation 8).

$$\text{CE} = \frac{\dot{E}_{\text{tot}}}{\text{temps}} \quad (8)$$

Où \dot{E}_{tot} ($\text{mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) correspond à la dépense d'énergie totale calculée en utilisant le $\dot{V}\text{O}_2_{\text{net}}$ et $[\text{La}^-]_{\text{net}}$ multipliée par l'équivalent énergétique du lactate sanguin veineux ($2,7 \text{ mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{mmol}^{-1}$)

divisé par le temps (en min) correspondant à la durée d'exercice. CE est exprimé en $J.m^{-1}$ en prenant en compte l'équivalent énergétique d'1 ml.O₂ pour 20,1J (Barbosa et al. 2008).

III.3 Recueil des variables cinématiques

III.3.1 Calcul de la vitesse, de la fréquence et de l'amplitude de nage

Une feuille Excel a été créée afin d'établir un chronométrage précis des différents tests réalisés en piscine. Ainsi, les valeurs de temps utilisées pour le calcul de la vitesse et de la fréquence d'ondulation proviennent de la fonction timer du logiciel informatique Excel (Erreur : source de référence non trouvée) (Figure 29).

La **vitesse de nage** (v en $m.s^{-1}$) est obtenue en effectuant le rapport entre la distance parcourue (en m) et le temps (en s) écoulé pour parcourir cette distance (Équation 9). De ce fait, une vitesse de nage moyenne a pu être calculée pour chaque longueur.

$$v (m.s^{-1}) = \frac{\text{distance (m)}}{\text{temps (s)}} \quad (9)$$

La **fréquence d'ondulation** (FO en Hz) est déterminée à partir de la mesure du temps de cycle ondulatoire (T_{cycle} en s). Un expérimentateur effectue un clic de souris à chaque franchissement des talons du monopalmier par rapport à la surface de l'eau. Ce temps de cycle est ensuite utilisé pour calculer les paramètres FO et Amp selon les équations 10 et 11.

$$FO (Hz) = \frac{1}{T_{\text{cycle}}} \quad (10)$$

v correspondant au produit de FO et de l’amplitude d’ondulation ou distance par cycle ondulatoire (Amp en m), le paramètre Amp est retrouvé en divisant la vitesse par la fréquence d’ondulation (Équation 11).

$$\text{Amp} = \frac{v}{\text{FO}} \quad (11)$$

Cette méthodologie de mesure a été utilisée dans le cadre d’évaluation de compétitions majeures en natation, comme les championnats de France, les championnats du monde et les Jeux Olympiques (Caudal et al. 2005). Par ailleurs, une comparaison des moyennes des fréquences calculées à partir des T_{Cycle} mesurés selon cette méthode et celles calculées à partir des valeurs de T_{Cycle} déterminées avec l’analyse vidéo ne montre aucune différence significative (Alberty et al. 2006).

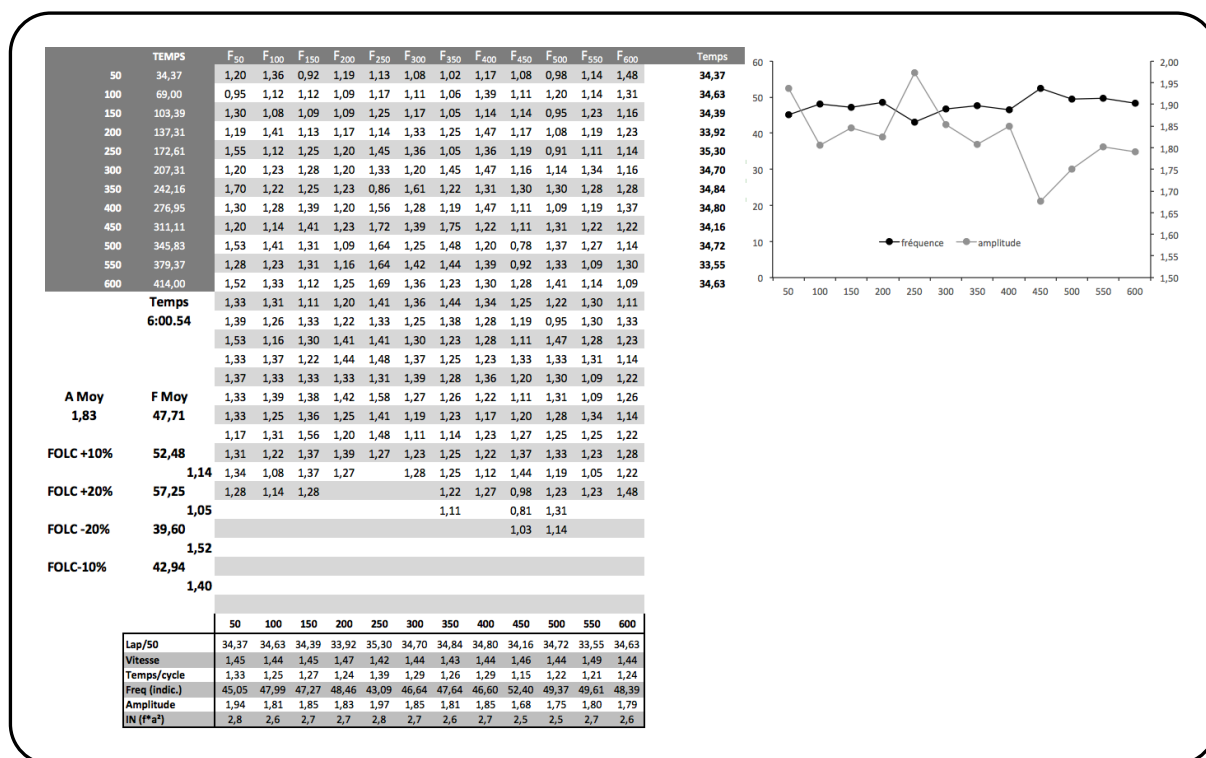


Figure 29. Exemple de feuille Excel utilisée pour mesurer les paramètres de vitesse de nage, de fréquence et d’amplitude d’ondulation durant les tests. Cette feuille est modifiable pour permettre la mesure de ces paramètres lors des temps limites.

Contributions personnelles

Etude 1

Caractéristiques physiologiques au cours d'un exercice maximal chez des nageurs de surfaces élités

Boitel G., Vercruyssen F., Alberty M., Nesi X, Bourdon L, et Brisswalter J.

Sciences & motricité, DOI 10.1051/sm/2010018

Publié en ligne le 25 octobre 2010

L'objectif de l'étude était de comparer les réponses physiologiques maximales obtenues en piscine et sur ergocycle chez des monopalmeurs élités. Huit sujets ont effectué en piscine, un test incrémenté continu ainsi qu'une épreuve de 600 m et un test maximal sur ergocycle en laboratoire. Les résultats indiquent des réponses physiologiques maximales significativement plus élevées sur ergocycle ($P < 0,05$) comparativement à celles obtenues avec monopalme. Cependant, aucune variation significative de ces réponses n'a été observée entre les épreuves de monopalme. Les différences de réponses physiologiques entre les deux modes de locomotion sont attribuées principalement aux contraintes aquatiques et à la spécificité du mouvement du monopalmeur. Les deux tests de monopalme peuvent être utilisés dans les conditions réelles de l'activité afin d'évaluer les réponses bioénergétiques.

Science & Motricité
 © ACAPS, EDP Sciences, 2010
 DOI: [10.1051/sm/2010018](https://doi.org/10.1051/sm/2010018)

Caractéristiques physiologiques au cours d'un exercice maximal chez des nageurs de surface élités

G. Boitel¹, F. Vercruyssen¹, M. Alberty², X. Nesi³, L. Bourdon³ et J. Brisswalter⁴

¹ Laboratoire Handibio, EA 4322, UFR STAPS, Université de Toulon Var, 83130 La Garde Cedex, France

² Laboratoire d'Étude de la Motricité humaine, EA 3608, Faculté des Sciences du Sport, Université de Lille-2, 59790 Ronchin, France

³ Département de St Anne, Institut de Médecine Navale du Service de Santé et des Armées (IMNSSA), 83000 Toulon, France

⁴ Laboratoire de la Motricité Humaine Éducation Santé, Université de Nice Sophia-Antipolis, 261 route de Grenoble, BP 3259, 06205 Nice Cedex 3, France

Reçu le 3 juin 2010 – Accepté le 26 juillet 2010

Résumé. L'objectif de l'étude était de comparer les réponses physiologiques maximales obtenues en piscine et sur ergocycle chez des monopalmeurs élités. Huit sujets ont effectué en piscine, un test incrémenté continu ainsi qu'une épreuve de 600 m et un test maximal sur ergocycle en laboratoire. Les résultats indiquent des réponses physiologiques maximales significativement plus élevées sur ergocycle ($P < 0,05$) comparativement à celles obtenues avec monopalme. Cependant, aucune variation significative de ces réponses n'a été observée entre les épreuves de monopalme. Les différences de réponses physiologiques entre les deux modes de locomotion sont attribuées principalement aux contraintes aquatiques et à la spécificité du mouvement du monopalmeur. Les deux tests de monopalme peuvent être utilisés dans les conditions réelles de l'activité afin d'évaluer les réponses bioénergétiques.

Mots clés : Monopalme, évaluation, réponses physiologiques, exercice maximal

Abstract. Physiological characteristics to maximal exercise in elite monofin-swimmers at the surface.

The objective of this study was to compare maximal physiological responses in both swimming pool and ergocycle in elite monofin-swimmers. Eight subjects performed in the swimming pool, a continuous incremental test but also an all-out 600 m test, and a maximal test on ergocycle in laboratory. Results indicate physiological responses significantly higher on ergocycle ($P < 0.05$) comparatively with monofin-swimming. However, no significant variation in these responses was observed between the monofin-swimming tests. The differences in physiological responses between the two modes of locomotion are mainly attributed to aquatic constraints and the specificity of global movement of the monofin-swimmer. The two monofin-swimming tests may be used in the real conditions to evaluate physiological responses.

Key words: Monofin-swimming, evaluation, physiological responses, maximal exercise

1 Introduction

Les réponses physiologiques au cours d'un exercice maximal sont fortement dépendantes du mode de locomotion sollicité et/ou de la masse musculaire recrutée lors de l'exercice (DiCarlo *et al.*, 1991; Dixon & Faulkner, 1971; Hermansen *et al.*, 1970; Holmer, 1974; Roels *et al.*, 2005). Récemment, Roels *et al.* (2005) ont observé, chez des triathlètes entraînés, une diminution des valeurs de la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$) et de

la fréquence cardiaque maximale (FC_{max}) dans l'activité natation comparativement au cyclisme. En milieu aquatique, les valeurs des paramètres cardio-respiratoires significativement plus basses que celles obtenues en milieu terrestre peuvent s'expliquer principalement par une réduction de l'activité du système nerveux sympathique (*e.g.* Christie *et al.*, 1990; Sheldahl *et al.*, 1987), l'implication d'une plus faible masse musculaire recrutée par unité de distance parcourue, mais également par des différences dans les réponses hémodynamiques liées à la

Article publié par EDP Sciences

position horizontale du nageur et la pression hydrodynamique (DiCarlo *et al.*, 1991; Hauber *et al.*, 1997). Cependant, l'amplitude de ces réponses physiologiques peut être spécifique du mode de déplacement sollicité dans le milieu aquatique (nage sans matériel *vs.* avec matériel).

Située dans ce contexte, la nage avec monopalmes est considérée comme une activité cyclique aquatique durant laquelle la propulsion est réalisée par une oscillation du corps. Le mouvement ondulatoire provenant d'un important travail des jambes (les pieds étant chaussés dans une large palme) est similaire à celui des cétacés comme le dauphin. Les membres supérieurs sont tendus vers l'avant et le monopalmes garde son visage immergé, respirant à l'aide d'un tuba frontal (Shyping, 1990). Compte tenu de l'implication importante des membres inférieurs dans la production de la force propulsive (Rejman, 1999), la monopalmes de surface comparativement à la natation pourrait être associée à des réponses cardio-respiratoires proches de celles observées lors du travail réalisé sur ergocycle. Si l'évaluation qualitative et comparative des réponses bioénergétiques en natation est bien établie dans la littérature scientifique, l'analyse des paramètres physiologiques en condition maximale en nage avec palmes (mono, bi-palmes) et/ou la comparaison avec des modes de locomotion terrestre est peu documentée (Boitel *et al.*, 2010; Hue *et al.*, 2006; Jammes *et al.*, 2009). Hue *et al.* (2006) se sont intéressés à la variation des paramètres physiologiques chez des monopalmes de niveau national (en laboratoire) et à la corrélation avec différents niveaux de performance. Cette étude indique l'importance des composantes aérobies (*i.e.* $\dot{V}O_{2max}$; seuil ventilatoire), anaérobies (*i.e.* relation force-vitesse des membres inférieurs) et morphologique (*i.e.* volume et périmètre des quadriceps). Plus récemment, Boitel *et al.* (2010) ont caractérisé les réponses physiologiques sous-maximales *in situ* à partir du dispositif Aquatrainer® (Cosmed K4b2) chez des monopalmes de surface élites. À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à la caractérisation des réponses physiologiques maximales *in situ* et à la comparaison avec un mode de locomotion terrestre chez des monopalmes de haut niveau.

Par conséquent, l'objectif de ce travail est de comparer les réponses physiologiques maximales obtenues en piscine à partir de deux épreuves (incrémenté et maximal continu) et sur ergocycle chez des monopalmes de niveau élite.

2 Matériels et méthodes

Huit monopalmes très entraînés (4 hommes et 4 femmes) et membres de l'équipe nationale française de nage avec palme, ont participé à cette étude. Ces athlètes ($18 \pm 2,5$ ans; $70,5 \pm 9,0$ kg; $171 \pm 8,8$ cm) s'entraînent deux fois par jour (1,5 à 2 h/session), correspondant respectivement, à un kilométrage et un volume horaire de 60-65 km.semaine⁻¹ et 20-22 h.semaine⁻¹. Les sujets ont accompli sur une période d'une semaine, deux

tests différents dans une piscine extérieure de 50 m et un test en laboratoire sur ergocycle. Après un échauffement contrôlé de 1200 m, les monopalmes ont effectué un test incrémenté continu et une épreuve de 600 m de type « all-out » d'intensité maximale et continue afin de déterminer les valeurs de $\dot{V}O_{2max}$, FC_{max} , ventilation maximale ($\dot{V}_{E_{max}}$), quotient respiratoire maximal (QR_{max}), lactatémie maximale ($[La_{max}]_{sg}$) et la vitesse de nage associée à $\dot{V}O_{2max}$ (*i.e.* $v\dot{V}O_{2max}$). Pour ces deux tests, la fréquence d'ondulation est librement choisie par le monopalmes. Chaque test est séparé par une période de repos de 48 heures, et effectué dans un ordre aléatoire.

2.1 Protocole

Le test incrémenté continu avec monopalmes débutait à une vitesse de nage de 1,10 m.s⁻¹ avec un incrément, pour chaque intervalle de 200 m, de 0,10 m.s⁻¹ pour les femmes et 0,15 m.s⁻¹ pour les hommes (Fig. 1). À cours de ce test, les vitesses de nage pour chaque intervalle de 200 m sont imposées par des opérateurs marchant sur le bord du bassin à allure préalablement établie. Des marqueurs espacés de 5 m sont placés sur le bord du bassin et une feuille de temps (séparant deux marqueurs) était transmise à l'opérateur. Les monopalmes ont pour consigne de conserver leurs bras en hyperextension au dessus de la tête et de maintenir la vitesse de nage exigée en gardant leurs épaules approximativement à 20 cm du marqueur visuel subaquatique contrôlé par l'opérateur marchant sur le bord du bassin. La fin du test incrémenté est déterminée par l'incapacité des sujets à maintenir la vitesse de nage imposée. Lors de l'épreuve de 600 m, les monopalmes devaient nager le plus rapidement possible tout en adoptant la vitesse de déplacement la plus importante et la plus constante. Le choix de cette distance est effectué afin d'obtenir une performance sur un intervalle temporel de 5 à 6 minutes. Lors de ces deux épreuves en monopalmes, les sujets ont effectué les virages en touchant le mur avec la main et en tournant systématiquement du même côté afin de faciliter l'évaluation des paramètres physiologiques à partir du système d'analyse.

Le test incrémenté sur ergocycle est effectué sur un ergocycle disposant d'un frein électromagnétique (SRM®, jülich, Welldorf, Germany) (Balmer *et al.*, 2000; Jones & Passfield, 1998). Cette épreuve a débuté par un échauffement de 6 min à 100 W, suivi d'une augmentation de la puissance de sortie chaque minute de 25 W pour les femmes et 30 W pour les hommes jusqu'à l'épuisement. La cadence de pédalage est librement choisie durant la totalité du test. La fin de ce test est déterminée par l'incapacité des sujets à maintenir la puissance de sortie exigée. La valeur maximale de la puissance de sortie est définie comme la plus importante charge maintenue pendant une minute (Bentley & McNaughton, 2003).

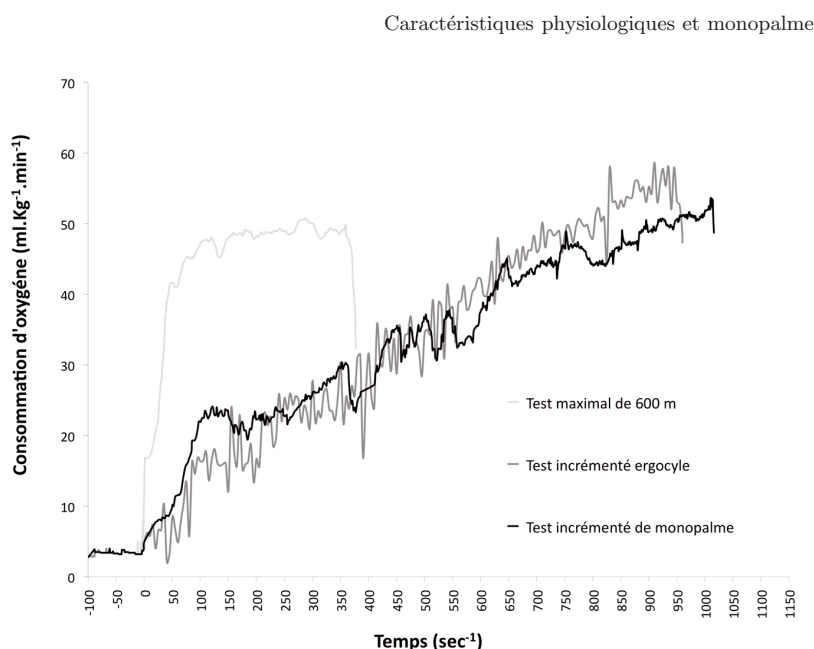


Fig. 1. Variation de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) au cours d'exercices maximaux réalisés avec monopalme (tests incrémenté et maximal) et sur ergocycle (test incrémenté) chez un sujet.

2.2 Paramètres physiologiques

Au cours des trois sessions expérimentales, les échanges gazeux et respiratoires sont mesurés selon un mode « cycle à cycle » à partir d'un système portable de type Cosmed® K₄b² (Rome, Italie) préalablement validé par Mc Laughlin *et al.* (2001). Dans les conditions aquatiques, le K₄b² est relié à un tuba spécifiquement adapté à la monopalme et fonctionne sur un mode expiratoire (Aquatrainner® ; Cosmed). Ce dispositif d'évaluation des réponses physiologiques a préalablement été utilisé en natation (*e.g.* Roels *et al.*, 2005) ou encore en monopalme de surface (Boitel *et al.*, 2010). Par ailleurs, le système Aquatrainner® utilise seulement les flux expiratoires et analyse les échanges gazeux à partir d'un algorithme différent de celui utilisé par le dispositif de Keskinen *et al.* (2003) préalablement utilisé dans l'évaluation des nageurs de haut niveau (*e.g.* Barbosa *et al.*, 2006; Fernandes *et al.*, 2008). Compte tenu des caractéristiques techniques de notre système d'analyse, les résultats de la présente étude doivent être comparés, de manière précautionneuse, avec les données de la littérature. Les paramètres gazeux obtenus en cycle à cycle respiratoire sont lissés, dans un premier temps, à partir d'une moyenne mobile centrée sur cinq cycles respiratoires afin de réduire les artefacts méthodologiques. Par la suite, les données filtrées sont moyennées au cours des deux dernières minutes de chaque épreuve de monopalme. Les quatre valeurs consécutives les plus élevées de $\dot{V}O_2$ sont moyennées afin de déterminer $\dot{V}O_{2max}$ dans chaque épreuve expérimentale. Le paramètre $v\dot{V}O_{2max}$ obtenu au cours des épreuves de monopalme est considéré comme la vitesse de nage correspondant à la valeur de $\dot{V}O_{2max}$. Les valeurs de $[La]_{sg}$ sont obtenues à partir du système Lactate Pro® (Akray,

Kyoto, Japan), préalablement validé par Pyne *et al.* (2000). Dans ce cadre, des échantillons sanguins de 5- μ L sont prélevés au niveau du lobe de l'oreille au repos et trois minutes après la fin de chaque épreuve ($[La]_{max,sg}$). Enfin, la FC est enregistrée à partir d'un cardiofréquencemètre (RS800sd, Polar®, Kempele, Finlande) au cours des épreuves aquatique et terrestre.

Le K₄b² est systématiquement calibré avant chaque passage d'un sujet selon les caractéristiques du fabricant. Les critères de calibration des analyseurs de gaz de 5 % de CO₂ et 15 % d'O₂ sont utilisés pour ajuster le paramètre délai de l'unité portable. Le débitmètre du K₄b² est calibré en utilisant une seringue de 3 litres (Hans-Rudolph Inc. Kansas City, MO). La calibration globale du K₄b² (gaz de l'air ambiant, gaz de référence, délai et volume) est systématiquement effectuée à proximité de la piscine extérieure et cela pour chaque sujet. La turbine du débitmètre et le tube capillaire (permapure) pouvant être sensibles à l'environnement aquatique sont remplacés pour chaque sujet et une calibration des gaz de l'air ambiant est effectuée lors de chaque épreuve.

2.3 Paramètres cinématiques

Au cours des deux épreuves de monopalme, les paramètres cinématiques sont mesurés à partir d'un logiciel informatique récemment développé dans l'analyse des caractéristiques spatio-temporelles de nage chez des nageurs entraînés (Alberty *et al.*, 2009). Ce logiciel permet de mesurer instantanément le temps de nage par longueur de bassin (s) et de calculer la vitesse instantanée de nage (v en mètre par seconde). La fréquence d'ondulation (F , en Hz) est mesurée en cycle à cycle lors du passage des talons à la surface de l'eau durant la totalité du test. Enfin,

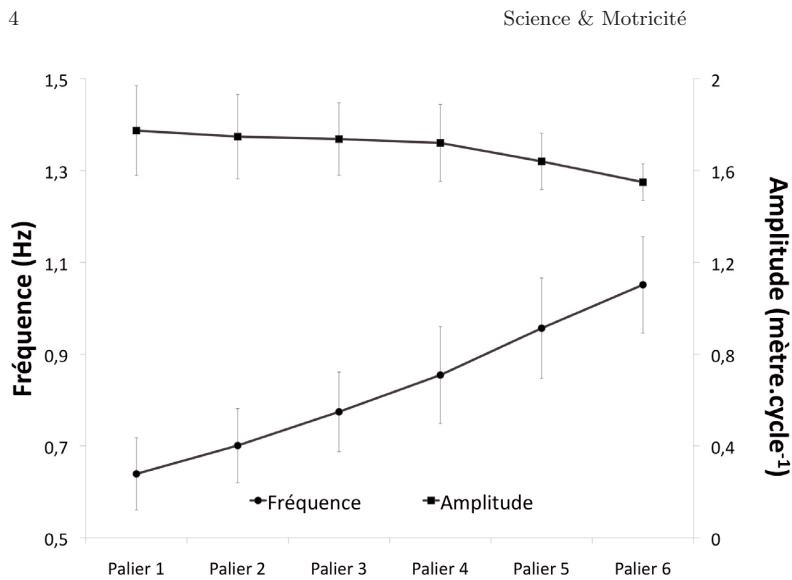


Fig. 2. Variations des paramètres de fréquence et d'amplitude lors du test incrémenté avec monopalme (du palier 1 au palier 6).

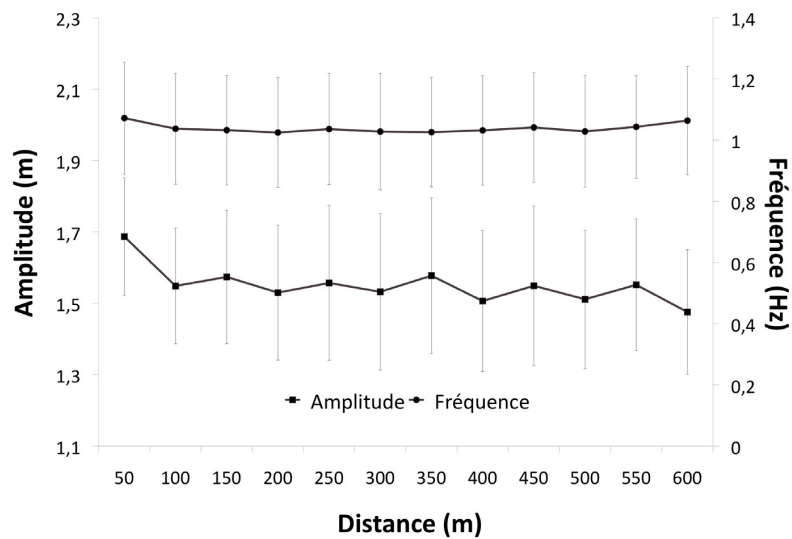


Fig. 3. Variations des paramètres de fréquence et d'amplitude lors du test maximal de 600.

l'amplitude (A , en mètres par cycle) est calculée par le rapport $A = v / F$ (Figs. 2 et 3).

2.4 Analyse statistique

Les paramètres sont exprimés en moyenne \pm écart-type. Les différences de $\dot{V}O_{2\max}$, $\dot{V}_{E\max}$, QR_{\max} , FC_{\max} et $[La_{\max}]_{sg}$ entre les trois épreuves expérimentales sont identifiées à partir d'une analyse de la variance à un facteur. Pour le test incrémenté de monopalme, les différences de valeurs de F et A sont analysées à partir d'une analyse de la variance à un facteur à mesures répétées. Une analyse *post-hoc* de Tukey est

appliquée afin d'identifier les différences significatives entre chaque intervalle de 200 m. Un test t de Student pour échantillons appariés est utilisé afin d'analyser les différences de $v\dot{V}O_{2\max}$ ainsi que les valeurs de F et A obtenues entre les deux épreuves de monopalme. Le seuil de significativité est fixé à $P < 0,05$.

2.5 Résultats

Les valeurs moyennes des réponses physiologiques et cinématiques obtenues chez nos sujets sont présentées dans le tableau 1. L'analyse statistique indique un effet de la modalité d'exercice sur les réponses physiologiques

Caractéristiques physiologiques et monopalmes

Tableau 1. Réponses physiologiques et cinématiques obtenues au cours d'épreuves maximales réalisées en monopalmes de surface et sur ergocycle, $\dot{V}O_{2\max}$: consommation maximale d'oxygène, $v\dot{V}O_{2\max}$: vitesse de nage associée à $\dot{V}O_{2\max}$, QR_{\max} : quotient respiratoire maximal, $\dot{V}_{E\max}$ ventilation maximale, FC_{\max} : fréquence cardiaque maximale, $[La_{\max}]_{sg}$: concentration maximale du lactate sanguin ; F : fréquence d'ondulation ; A : amplitude de nage.

Paramètres	- Monopalmes - test incrémenté		- Monopalmes - test maximal de 600 m		- Ergocycle - test incrémenté	
	$\dot{V}O_{2\max}$ (l.min ⁻¹)	2,80	(0,6)	2,85	(0,6)	3,70
$\dot{V}O_{2\max}$ (ml.min ⁻¹ .kg ⁻¹)	39,9	(4,0)	41,5	(2,0)	54,0	(9,0) ^a
$v\dot{V}O_{2\max}$ (m.s ⁻¹)	1,65	(0,2)	1,58	(0,1)	-	-
QR_{\max}	1,16	(0,1)	1,13	(0,2)	1,21	(0,1)
$\dot{V}_{E\max}$ (l.min ⁻¹)	92,0	(19)	105,4	(15)	128,3	(16)
FC_{\max} (batt.min ⁻¹)	180	(1,0)	180	(3,8)	192	(6,6) ^a
$[La_{\max}]_{sg}$ (mmol.L ⁻¹)	5,59	(0,12)	7,06	(2,31)	11,28	(1,61) ^a
F (Hz)	1,03	(0,02)	1,08	(0,12)	-	-
A (mètres.cycle ⁻¹)	1,55	(0,05)	1,50	(0,13)	-	-
Puissance (W)	-	-	-	-	330,6	(64)

^a Significativement différent des variables obtenues en monopalmes de surface ($P < 0,05$).

des monopalmes élités. En effet, les valeurs moyennes de $\dot{V}O_{2\max}$, $\dot{V}_{E\max}$, QR_{\max} , FC_{\max} et $[La_{\max}]_{sg}$ relevées au cours du test incrémenté sur ergocycle sont significativement plus hautes que celles obtenues au cours des deux tests de monopalmes ($P < 0,05$). Aucune variation significative de ces paramètres n'a été identifiée entre les deux tests de monopalmes.

Dans le cadre de l'analyse des paramètres cinématiques, les valeurs de $v\dot{V}O_{2\max}$ sont similaires quel que soit le test aquatique. Au cours de l'exercice incrémenté, une augmentation significative de F et une diminution significative de A sont observées avec l'élévation de la vitesse de nage ($P < 0,05$; Fig. 2). Cependant, aucune différence significative des valeurs de F et A n'a été identifiée pour les intervalles suivants : palier 1-palier 2, palier 2-palier 3, palier 3-palier 4, palier 4-palier 5 et palier 5-palier 6. Les valeurs de F et A ne sont pas significativement différentes durant la totalité du test de 600 m (Fig. 3) et entre les deux tests de monopalmes en fin d'épreuve (Tab. 1). Le rapport vitesse mesurée – vitesse théorique calculé au cours du test incrémenté représente respectivement, $101 \pm 0,03$ % pour le palier 1; $101,4 \pm 0,16$ % pour le palier 2; $102 \pm 0,05$ % pour le palier 3; $102 \pm 0,04$ % pour le palier 4; $99,4 \pm 0,2$ % pour le palier 5.

3 Discussion

Cette étude est la première à comparer et mesurer des variables physiologiques au cours d'un exercice maximal réalisé en piscine et en laboratoire chez des monopalmes élités. Les principaux résultats indiquent que les réponses cardio-respiratoire et métabolique sont significativement inférieures en monopalmes comparativement à l'exercice sur l'ergocycle, suggérant une influence de la position spécifique du corps et de la masse musculaire recrutée dans la détermination des réponses physiologiques maximales. Cette évaluation permet d'une part de caractériser

le profil aérobie des monopalmes de niveau international et d'autre part, de compléter l'analyse scientifique des activités aquatiques et subaquatiques.

Dans une analyse comparative cyclisme-natation, Roels *et al.* (2005) ont précisé que le niveau d'entraînement des nageurs de haut niveau et les adaptations physiologiques sous-jacentes réduisaient les différences de réponses physiologiques classiquement observées entre les activités terrestre et aquatique lors de l'exercice maximal. Dans ce cadre, ces auteurs montrent que chez des nageurs très entraînés, (1) les valeurs de FC_{\max} sont similaires en natation et cyclisme, (2) les valeurs de $\dot{V}O_{2\max}$ sont significativement plus élevées en natation. L'observation de ces réponses maximales suggère qu'à long terme, l'entraînement en endurance pratiqué à haut niveau dans une même activité induit des adaptations spécifiques tant au niveau du système de transport que de l'utilisation de l' O_2 pendant l'exercice. Malgré le fait que nos sujets élités subissent des entraînements qualitatifs et quantitatifs répétés sur une année, nous n'avons pas observé ce type d'adaptation physiologique qui se caractérise par des différences substantielles au niveau des variables physiologiques entre les milieux aquatique et terrestre (Tab. 1). Ces différences de réponses de l'organisme à l'exercice maximal sont classiquement rapportées entre les activités terrestre et aquatique (*e.g.* Holmer *et al.*, 1974). Dans notre étude, l'altération de la réponse cardio-pulmonaire observée en monopalmes en comparaison à l'ergocycle peut-être liée à différents facteurs : (1) la différence entre la position couchée et debout, (2) l'effet d'une charge ventilatoire externe (*i.e.* dynamique des cycles respiratoires perturbée par l'utilisation d'un tuba frontal spécifique et du tube de recueil des gaz), (3) la diminution de la compliance pulmonaire due à la congestion sanguine intrathoracique et la contention hydrostatique thoracique (Holmer, 1974; Jammes *et al.*, 2009). Par ailleurs, la diminution de la réponse cardiaque relevée en monopalmes confirme les données de la

littérature sur l'analyse de la natation sans matériel (*e.g.* Holmer, 1974) ou avec matériel (*i.e.* bi-palmes, Jammes *et al.*, 2009). Cette altération du débit cardiaque pourrait être liée à divers mécanismes comme la vasoconstriction périphérique induite par l'eau ou encore la diminution des métaborécepteurs musculaires pouvant jouer un rôle clé dans l'activation de la commande sympathique motrice cardiaque (Rowell & O'Leary, 1990). Les différences de production de lactate dans notre travail entre les deux modes de locomotion pourraient être attribuées à la diminution de la glycolyse musculaire occasionnée par une température de l'eau inférieure à 35 °C (Edwards *et al.*, 1972). L'ensemble des facteurs mentionnés ci-dessus peut affecter la dynamique des échanges gazeux et les paramètres circulatoires au cours de l'exercice de monopalmes et expliquer les différences observées avec le cyclisme.

Nos valeurs de $\dot{V}O_{2max}$ et de puissance relevées lors du test incrémenté sur ergocycle sont plus élevées que celle rapportées par Hue *et al.* (2006) chez 7 monopalmes de niveau national (*i.e.* $47,5 \pm 4,7 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$; $261,6 \pm 58,5 \text{ W}$). Malgré le fait que les quadriceps soient fortement sollicités dans la production de la phase propulsive en monopalmes, les valeurs de $\dot{V}O_{2max}$ relevées de manière transversale dans la littérature restent plus basses que celles obtenues chez des nageurs entraînés ($>60 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) (Fernandes *et al.*, 2003b; Roels *et al.*, 2005). Ces différences du niveau d'aptitude aérobie peuvent s'expliquer par la position spécifique des monopalmes conservant leurs bras en hyperextension en aval de la tête (induisant un moindre recrutement de la masse musculaire), la réduction du niveau d'activité musculaire des membres inférieurs par l'utilisation de la monopalmes dans la production de la force propulsive ou encore le sexe (quatre femmes sont incluses dans cette étude). En effet, l'ondulation représente la seule source de propulsion du monopalmes alors que deux composantes de propulsion sont sollicitées en natation, le mouvement des bras et le battement de jambes. L'utilisation de la monopalmes et la position spécifique des bras permettraient aux monopalmes de réduire les résistances hydrodynamiques, tout en minimisant la dépense énergétique, comparativement aux nageurs qui augmentent les résistances à l'avancement par la présence des deux sources propulsives. Il serait intéressant d'étudier simultanément la relation entre le niveau d'activité musculaire et les réponses cardio-pulmonaires à différentes vitesses au cours d'une tâche avec monopalmes *vs.* natation afin d'expliquer les différences observées entre les deux activités aquatiques.

Classiquement, les réponses physiologiques maximales des activités aquatiques sont déterminées à partir d'un test incrémenté (Fernandes *et al.*, 2003a; Psycharakis *et al.*, 2008; Roels *et al.*, 2005) ou en sollicitant une épreuve de 400 m à vitesse maximale (Jurimae *et al.*, 2007; Millet *et al.*, 2002; Rodriguez *et al.*, 2000). Les deux épreuves de monopalmes utilisées dans cette étude indiquent des valeurs similaires au niveau des paramètres physiologiques (Tab. 1). La durée de ces tests aquatiques

comprise entre 5 et 13 minutes correspond à la période de temps préconisée par Midgley *et al.* (2008) pour atteindre des valeurs acceptables et/ou valides de $\dot{V}O_{2max}$. Par ailleurs, les valeurs de $v\dot{V}O_{2max}$ n'étant pas significativement différentes entre les tests de monopalmes, l'épreuve de 600 m peut être considérée d'une part, comme un protocole aquatique valide dans l'évaluation maximale des monopalmes et d'autre part, présente un intérêt non négligeable dans l'organisation de l'évaluation sur le bord du bassin.

Située dans une analyse globale de l'activité, une mesure des paramètres cinématiques (*i.e.* F et A) a été effectuée afin de caractériser les paramètres du mouvement au cours des deux tests de monopalmes, comme précédemment décrit en natation (Keskinen, 1993; Psycharakis *et al.*, 2008). Nos résultats indiquent que nos sujets augmentent la vitesse de nage par l'augmentation de F et la diminution de A pendant le test incrémenté (Fig. 1). De manière similaire, Zamparo *et al.* (2006) ont rapporté une augmentation de F avec l'élévation de la vitesse de nage de 0,8 à 1,1 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ en monopalmes. Les données obtenues en monopalmes sont en accord avec les résultats observés en natation où la vitesse augmente par l'augmentation de la fréquence et la diminution de l'amplitude durant un test incrémenté (Keskinen, 1993; Psycharakis *et al.*, 2008). Il est à noter que nos monopalmes au cours du test de 600 m sont capables de maintenir une vitesse de déplacement importante sans variation significative des paramètres cinématiques (Fig. 2) dont la variabilité est considérée comme un bon indicateur de tolérance à la fatigue (Alberly *et al.*, 2009). En effet, ces auteurs ont montré que des nageurs entraînés, pour maintenir une vitesse de nage élevée le plus longtemps possible, augmentaient leurs fréquences et diminuaient leurs amplitudes au cours d'un temps limite conduit à 100 % de la vitesse maximale observée sur 400 m. Une étude ultérieure est nécessaire pour analyser la relation entre la capacité de performance à différentes vitesses de nage et les paramètres cinématiques chez des monopalmes élites.

En conclusion, les réponses physiologiques maximales obtenues chez des monopalmes élites au cours des conditions aquatiques sont similaires quelque soit le protocole utilisé (*i.e.* test incrémenté ou épreuve de 600 m), mais significativement plus basses que celles observées durant le test incrémenté sur ergocycle. Ces résultats constituent de nouvelles connaissances scientifiques dans l'évaluation de la monopalmes et par extension dans les activités aquatiques, tant au niveau des réponses physiologiques que dans la mise en place de protocoles spécifiques.

Bibliographie

- Alberly, M., Sidney, M., Pelayo, P., & Toussaint, H.M. (2009). Strokking characteristics during time to exhaustion tests. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 41 (3), 637-644.

- Balmer, J., Davison, R.C., & Bird, S.R. (2000). Reliability of an air-braked ergometer to record peak power during a maximal cycling test. *Med. Sci. Sports Exerc.*, *32* (10), 1790-1793.
- Barbosa, T.M., Fernandes, R., Keskinen, K.L., Colaco, P., Cardoso, C., Silva, J., et al. (2006). Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *Int. J. Sports Med.*, *27* (11), 894-899.
- Bentley, D.J., & McNaughton, L.R. (2003). Comparison of W(peak), VO₂(peak) and the ventilation threshold from two different incremental exercise tests: relationship to endurance performance. *J. Sci. Med. Sport*, *6* (4), 422-435.
- Boitel, G., Vercruyssen, F., Alberty, M., Nesi, X., Bourdon, L., & Brisswalter, J. (2010). Kick frequency affects the energy cost of aquatic locomotion in elite monofin swimmers. *Eur. J. Appl. Physiol.* *109* (6), 1087-1093.
- Christie, J.L., Sheldahl, L.M., Tristani, F.E., Wann, L.S., Sagar, K.B., Levandoski, S.G., et al. (1990). Cardiovascular regulation during head-out water immersion exercise. *J. Appl. Physiol.*, *69* (2), 657-664.
- DiCarlo, L.J., Sparling, P.B., Millard-Stafford, M.L., & Rupp, J.C. (1991). Peak heart rates during maximal running and swimming: implications for exercise prescription. *Int. J. Sports Med.*, *12* (3), 309-312.
- Dixon, R.W., Jr., & Faulkner, J.A. (1971). Cardiac outputs during maximum effort running and swimming. *J. Appl. Physiol.*, *30* (5), 653-656.
- Edwards, R.H., Harris, R.C., Hultman, E., Kaijser, L., Koh, D., & Nordesjo, L.O. (1972). Effect of temperature on muscle energy metabolism and endurance during successive isometric contractions, sustained to fatigue, of the quadriceps muscle in man. *J. Physiol.*, *220* (2), 335-352.
- Fernandes, R., Billat, V., Cardoso, C., Barbosa, T., Soares, S., Ascensao, A., et al. (2003a). Time limit at vVO₂max and VO₂max slow component in swimming: A pilot study in university students. Paper presented at the Biomechanics and Medicine in Swimming IX, St-Etienne (France).
- Fernandes, R.J., Cardoso, C.S., Soares, S.M., Ascensao, A., Colaco, P.J., & Vilas-Boas, J.P. (2003b). Time limit and VO₂ slow component at intensities corresponding to VO₂max in swimmers. *Int. J. Sports Med.*, *24*, 576-581.
- Fernandes, R.J., Keskinen, K.L., Colaco, P., Querido, A.J., Machado, L.J., Morais, P.A., et al. (2008). Time limit at VO₂max velocity in elite crawl swimmers. *Int. J. Sports Med.*, *29* (2), 145-150.
- Hauber, C., Sharp, R.L., & Franke, W.D. (1997). Heart rate response to submaximal and maximal workloads during running and swimming. *Int. J. Sports Med.*, *18* (5), 347-353.
- Hermansen, L., Ekblom, B., & Saltin, B. (1970). Cardiac output during submaximal and maximal treadmill and bicycle exercise. *J. Appl. Physiol.*, *29* (1), 82-86.
- Holmer, I. (1974). *Physiology of swimming men*. Paper presented at the Acta physiologica Scandinavica Suppl. 407, 9-47.
- Holmer, I., Lundin, A., & Eriksson, B.O. (1974). Maximum oxygen uptake during swimming and running by elite swimmers. *J. Appl. Physiol.*, *36* (6), 711-714.
- Hue, O., Galy, O., Blanc, S., & Hertogh, C. (2006). Anthropometrical and physiological determinants of performance in French West Indian monofin swimmers: a first approach. *Int. J. Sports Med.*, *27* (8), 605-609.
- Jammes, Y., Coulange, M., Delliaux, S., Jammes, C., Gole, Y., Boussuges, A., et al. (2009). Fin swimming improves respiratory gas exchange. *Int. J. Sports Med.*, *30* (3), 173-181.
- Jones, S.M., & Passfiels, L. (1998). The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. *The Engineering of Sport*, S.J. Haake (Ed.), Oxford : Blackwell Science (pp. 265-274).
- Jurimae, J., Haljaste, K., Cicchella, A., Latt, E., Purge, P., Leppik, A., et al. (2007). Analysis of swimming performance from physical, physiological, and biomechanical parameters in young swimmers. *Pediatr. Exerc. Sci.*, *19* (1), 70-81.
- Keskinen, K.L. (1993). *Stroking Characteristics of Front Crawl Swimming*, Unpublished Ph.D. manuscript, University of Jyväskylä, Finland.
- Keskinen, K.L., Rodriguez, F.A., & Keskinen, O.P. (2003). Respiratory snorkel and valve system for breath-by-breath gas analysis in swimming. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, *13* (5), 322-329.
- McLaughlin, J.E., King, G.A., Howley, E.T., Bassett, D.R., Jr., & Ainsworth, B.E. (2001). Validation of the COSMED K4 b2 portable metabolic system. *Int. J. Sports Med.*, *22* (4), 280-284.
- Midgley, A.W., Bentley, D.J., Luttikholt, H., McNaughton, L.R., & Millet, G.P. (2008). Challenging a dogma of exercise physiology: does an incremental exercise test for valid VO₂ max determination really need to last between 8 and 12 minutes? *Sports Med.*, *38* (6), 441-447.
- Millet, G.P., Chollet, D., Chabies, S., & Chatard, J.C. (2002). Coordination in front crawl in elite triathletes and elite swimmers. *Int. J. Sports Med.*, *23* (2), 99-104.
- Psycharakis, S.G., Cooke, C.B., Paradisis, G.P., O'Hara, J., & Phillips, G. (2008). Analysis of selected kinematic and physiological performance determinants during incremental testing in elite swimmers. *J. Strength Cond. Res.*, *22* (3), 951-957.
- Pyne, D.B., Boston, T., Martin, D.T., & Logan, A. (2000). Evaluation of the Lactate Pro blood lactate analyser. *Eur. J. Appl. Physiol.*, *82* (1-2), 112-116.

- Rejman, M. (1999). *Dynamic criteria for description of single fin swimming technique*. Paper presented at the Biomechanics and Medicine of Swimming VIII, Jyvaskyla.
- Rodriguez, F.A. (2000). Maximal oxygen uptake and cardiorespiratory response to maximal 400-m free swimming, running and cycling tests in competitive swimmers. *J. Sports. Med. Phys. Fitness*, 40 (2), 87-95.
- Roels, B., Schmitt, L., Libicz, S., Bentley, D., Richalet, J.P., & Millet, G. (2005). Specificity of VO₂MAX and the ventilatory threshold in free swimming and cycle ergometry: comparison between triathletes and swimmers. *Br. J. Sports. Med.*, 39 (12), 965-968.
- Rowell, L.B., & O'Leary, D.S. (1990). Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *J. Appl. Physiol.*, 69 (2), 407-418.
- Sheldahl, L.M., Tristani, F.E., Clifford, P.S., Hughes, C.V., Sobocinski, K.A., & Morris, R.D. (1987). Effect of head-out water immersion on cardiorespiratory response to dynamic exercise. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 10 (6), 1254-1258.
- Shyping, L. (1990). A biomechanical analysis of elite female and male fin swimmers. *Sports Sci.*, 10, 57-61.
- Zamparo, P., Pendergast, D.R., Termin, A., & Minetti, A.E. (2006). Economy and efficiency of swimming at the surface with fins of different size and stiffness. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 96 (4), 459-470.

Etude 2

Kick frequency affects the energy cost of aquatic locomotion in elite monofin swimmers

Boitel G., Vercruyssen F., Alberty M., Nesi X, Bourdon L, et Brisswalter J.

European Journal of Applied Physiology, 109(6): 1087-1093 (2010)

L'objectif de l'étude a été d'évaluer l'influence de la fréquence (K_F) sur le coût énergétique de la locomotion aquatique chez des monopalmes (Mf) élités de surface. 8 sujets de niveau international (4 femmes, 4 Hommes) ont effectué dans une piscine extérieure de 50 m : (1) un test incrémenté continu afin de déterminer les réponses physiologiques maximales et (2) un exercice sous-maximal composé de 5 tests constants en monopalme (exercice de 600-m, 5-min de récupération) à une intensité correspondant à 90 % de la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$). Le premier test sous-maximal a systématiquement été conduit à la fréquence librement choisie K_F (FCK_F) et les autres tests ont été effectués à $FCK_{F-15\%}$, $FCK_{F-10\%}$, $FCK_{F+10\%}$ et $FCK_{F+20\%}$ dans un ordre aléatoire. Aucun effet significatif de K_F sur la ventilation, fréquence cardiaque et concentration de lactate sanguin a été observé au travers les tests sous-maximaux de monopalme. Cependant, les valeurs moyennes du coût énergétique (E_c) ou la fraction de $\dot{V}O_{2max}$ sont significativement plus basses au cours de la condition $FCK_{F+10\%}$ en comparaison à celles observées au cours des conditions $FCK_{F-15\%}$ (respectivement, -11,5 et -9,6 %, $P < 0,05$) et $FCK_{F-10\%}$ (-10,4 et 9,3 %, respectivement, $P < 0,05$). En conclusion, le manque de différences significatives entre $FCK_{F+10\%}$ et FCK_F ou $FCK_{F+20\%}$ ne permet pas d'identifier une tendance spécifique, mais suggère la présence d'une fréquence énergétiquement optimale proche de la librement choisie par le monopalmeur. Les variations du niveau d'activité musculaire et la résistance active à l'avancement ont été hypothétiques pour expliquer les différences observées du E_c consécutif à la sélection de différentes fréquences.

Eur J Appl Physiol
DOI 10.1007/s00421-010-1450-6

ORIGINAL ARTICLE

Kick frequency affects the energy cost of aquatic locomotion in elite monofin swimmers

Guillaume Boitel · Fabrice Vercauysen ·
Morgan Alberty · Xavier Nesi · Lionel Bourdon ·
Jeanick Brisswalter

Accepted: 18 March 2010
© Springer-Verlag 2010

Abstract The aim of this study was to evaluate the influence of kick frequency (K_F) on the energy cost of aquatic locomotion in elite monofin (Mf) swimmers at the surface. Eight subjects of international calibre (4 females, 4 males) were requested to perform in a 50-m outdoor swimming pool: (1) a continuous multi-stage incremental test to determine maximal physiological responses and (2) a submaximal exercise composed of five constant Mf-swimming tests (600-m exercise, 5-min rest) at an intensity corresponding to 90% of the velocity at the maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2\max}$). The first submaximal Mf-swimming test was systematically conducted at a freely chosen K_F (FCK $_F$) and the other tests were performed at FCK $_F$ - 15%, FCK $_F$ - 10%, FCK $_F$ + 10% and FCK $_F$ + 20% in a random order. No significant effect of K_F on ventilation, heart rate and blood lactate concentration was observed throughout the submaximal Mf-swimming tests. However, mean values in E_c or fraction of $\dot{V}O_{2\max}$ were

significantly lower during the FCK $_F$ + 10% condition as compared to those observed during the FCK $_F$ - 15% (-11.5 and -9.6%, respectively, $P < 0.05$) and FCK $_F$ - 10% (-10.4 and -9.3%, respectively, $P < 0.05$) conditions. In conclusion, the lack of significant differences between FCK $_F$ + 10% and FCK $_F$ or FCK $_F$ + 20% does not allow to identify a specific trend, but suggests the occurrence of an energetically optimal K_F close to that freely chosen by the Mf swimmers. Variations in muscle activity level and active drag have been hypothesized to explain the observed differences in E_c consecutive to the selection of various K_F .

Keywords Energy cost · Aquatic locomotion · Kick frequency · Active drag · Muscle activity · Elite monofin swimmers

Introduction

As for cetaceans (whales and dolphins), undulation of the axial structures is the basis for propulsion in monofin (Mf) swimming. The characteristics of kick leg induced in Mf-swimming are traditionally compared with the dolphin movement (e.g. Nicolas et al. 2007; von Loebbecke et al. 2009). The technique of dolphin kick is continuously used during various Mf swimming distances ranging from 50 to 1,500 m in the context of pool racing and until 20 km in outdoor conditions. This kind of aquatic movement consists of simultaneously vertically oriented motions of the feet from which local forces are produced during up and down movements (Rejman 1999). To generate a propulsive force, the Mf swimmer gives acceleration to a mass of water, which acquires in return kinetic energy. Mf swimming has been mainly the subject of kinematic investigations focusing on

Communicated by Susan Ward.

G. Boitel · F. Vercauysen (✉)
Handibio Laboratory EA 3162, Efficiency and Human
Locomotion Group, UFR STAPS, University of Toulon-Var,
83957 La Garde Cedex, France
e-mail: vercauysen@univ-tln.fr

M. Alberty
Laboratory of Human Movement Studies,
Faculty of Sport Sciences, University of Lille,
Ronchin, France

X. Nesi · L. Bourdon
St Anne Department, French Institute of Medicine for Health
and Navy Services (IMNSSA), Toulon, France

J. Brisswalter
University of Nice, Sophia-Antipolis, LAHMS, Nice, France

Published online: 06 April 2010

 Springer

the analysis of active drag, produced impulsive forces or undulation characteristics (Nicolas and Bideau 2009; Nicolas et al. 2007; Rejman 1999). Based on the swimming model (Toussaint and Truijens 2005), the Mf-swimming performance depends mainly on the capacity of the swimmer to produce a high-mechanical power output enabling the generation of high-propulsive forces while reducing both active drag and energy expenditure.

As is the case for human locomotion on land, the energy cost of Mf swimming (i.e. the energy expenditure to cover one unit distance at a required speed, E_c), depends on the mechanical work produced by muscles to maintain a given speed. Using a model of energy conversion specific to aquatic locomotion (Daniel 1991), a number of parameters may affect this mechanical work and thereby, the overall performance in high level Mf swimming. Within this framework, a great part of the energy expenditure is utilized to contribute to useful thrust and to overcome active drag, which may be considered as one of external components influencing aquatic performance (di Prampero et al. 1974; Nicolas et al. 2007). Recently, Nicolas and Bideau (2009) have shown that active drag was significantly higher at the surface compared to the underwater Mf swimming, suggesting an increase in E_c to overcome hydrodynamic resistances when Mf swimmers practice at the surface.

Data concerning the relationship between E_c and swimming with fins are scarce in the literature and refer mainly to underwater and surface experiments that focus on the differences in E_c of swimming at different depths (Morrison 1973), speeds (Zamparo et al. 2002, 2006) or with different physical characteristics such as Mf, small-flexible and large-stiff fins at the surface (Zamparo et al. 2006). Most of these studies have reported that these different variables modify active body drag and affect the E_c of fin or Mf swimming. Zamparo et al. (2002) have also indicated that the speed of muscular contraction characterized by the variations in kick frequency (K_F) constitutes a parameter affecting E_c during swimming with fins. More specifically, given that active drag is particularly increased with vertical motion of the Mf at the surface compared to underwater conditions (Nicolas and Bideau 2009), one of the variables on which Mf swimmers can play is the selection of K_F in an attempt to optimize E_c . The large variations of K_F may affect the propelling characteristics (i.e. vertical amplitude) at the surface (Nicolas et al. 2007) and thereby, active drag and E_c for a given speed. In comparison with cyclic terrestrial activities, the specific analysis of the relationship between the movement pattern and E_c is missing in the context of aquatic locomotion. This analysis would allow us to identify the physiological adaptations but also, to infer on kick leg strategies that may be potentially selected by elite subjects during middle and long distance Mf-swimming events. Consequently, the

evaluation of Mf swimmers based on the manipulation of dolphin kick would provide relevant theoretical and practical information for coaches and elite Mf swimmers during training and racing exercises.

Therefore, the objective of this study was to evaluate the effect of K_F on the E_c of aquatic locomotion at a sub-maximal intensity in Mf swimmers of international calibre. Based on the previous biomechanical reports, we hypothesized that the selection of high compared to low K_F reduces active drag (by decreased vertical amplitude of the Mf) and thereby, the E_c of Mf-swimming exercise.

Materials and methods

Subjects

Eight well-trained Mf swimmers (4 males and 4 females) who were all members of the French elite national Mf-swimming team participated in this study. These athletes (mean age 18 ± 2.5 years; mean weight 70.5 ± 9.0 kg; mean height 171.0 ± 8.8 cm) were subjected to a twice daily training (from 1.5 at 2 h by session), corresponding to a mileage and hourly volume of 60–65 km week⁻¹ and 20–22 h week⁻¹. Best performances obtained during the official 1,500-m distance in our subjects to national and international competitions were ranged from 12 min 44 s to 13 min 35 s for male and from 13 min 57 s to 14 min 24 s for female. Mf swimmers gave their informed written consent to participate in the current study, which has been conducted according to the Declaration of Helsinki. A local ethics committee for the protection of individuals gave approval concerning the project before its initiation.

Overview

Following a standardized warm-up of 1,200 m, each athlete completed two experimental sessions in a 50-m outdoor swimming pool separated by a rest period at least 24 h. To minimize possible influence of the circadian rhythm, subjects performed Mf-swimming tests at the same time of day. During these sessions, the water temperature was nearly 27°C and the outdoor temperature was ranged from 10 to 15°C. The first session consisted of a continuous multi-stage incremental test for determination of maximal physiological and kinematic parameters. During the second session, subjects were requested to perform a submaximal Mf-swimming exercise at intensity close to the training context and using different K_F . All subjects were asked to replicate the technique of dolphin kick while using the same training Mf during the two experimental sessions. Subjects were instructed to perform an open turn, always performed to the same lateral wall side without streamline

in order to allow easily the measurements of physiological parameters.

Maximal and submaximal Mf-swimming exercises

The continuous multistage incremental Mf test started at a velocity of 1.10 m s^{-1} with an increment of 0.10 m s^{-1} for females and 0.15 m s^{-1} for males each 200-m step until exhaustion for determination of maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2\max}$), maximal heart rate (HR_{\max}), maximal blood lactate concentration ($[La_{b\max}]$), maximal ventilation ($\dot{V}E$), maximal respiratory exchange ratio (R_{\max}) and Mf-swimming velocity associated with $\dot{V}O_{2\max}$ ($v\dot{V}O_{2\max}$). During this test, Mf-swimming velocity for each 200-m step was imposed by an operator walking on the side of the pool at the preset pace. Markers spaced by 5 m were laid out on the pool deck, and the corresponding split times were provided to the operator. The subject was asked to maintain pace by keeping their elbow at approximately 20 cm from the subaquatic visual marker controlled by an operator walking on the deck. Subjects were instructed to maintain the arms hyper extended over the head. The end of the Mf-swimming bout was dictated by the inability of subjects to maintain the required velocity and thereby, to keep the imposed distance with the subaquatic visual pacer (i.e. 0–30 cm interval).

Subsequently, subjects performed a submaximal exercise composed of five Mf-swimming tests (600-m exercise, 5-min rest) at a constant velocity of $90\% v\dot{V}O_{2\max}$. This exercise intensity was chosen to replicate those currently selected by elite Mf swimmers during training sessions. The first Mf-swimming test was systematically conducted at a freely chosen K_F (FCK_F). Afterwards, subjects requested to swim at two low K_F (i.e. $FCK_F - 15\%$ and $FCK_F - 10\%$) and two high K_F ($FCK_F + 10\%$ and $FCK_F + 20\%$) in a random order (Fig. 1). The $FCK_F - 15\%$ bout did constitute the lowest K_F imposed in

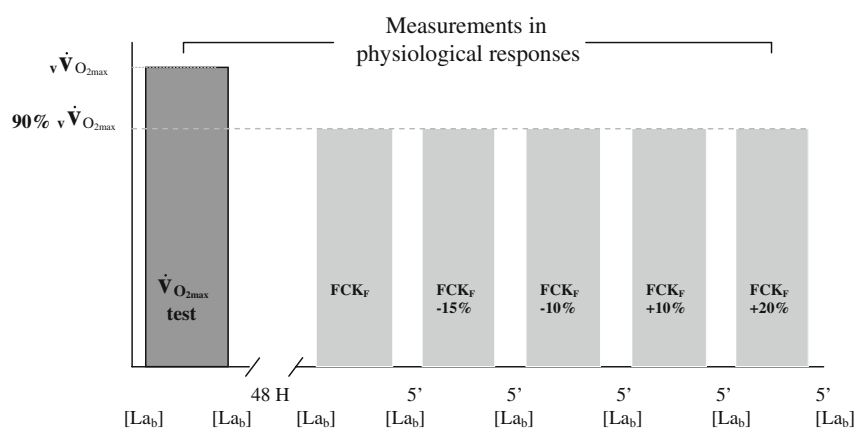
our subjects to maintain the required Mf-swimming intensity. An aqua-metronome (Finis Tempo Trainer) placed under the swimming cap of each subject was programmed to emit an audio signal at a given K_F . During this session, Mf-swimming velocity for each submaximal test was imposed using the same methodological criteria selected during the incremental test.

Measurements in physiological parameters

During all experimental sessions, gaz and respiratory exchanges were measured breath-by-breath using a portable system (K_4b^2 ; Cosmed, Rome) previously validated by McLaughlin et al. (2001). The K_4b^2 was connected to a snorkel (Aquatrainner®; Cosmed) previously used in the swimming evaluation so that an athlete can perform aquatic activity without restriction, and breath-by-breath measurements can be recorded during exercise (e.g. Roels et al. 2005, 2006). This new system only uses the expiratory flow and calculates gas exchange differently than systems previously validated by Keskinen et al. (2003) and used to evaluate highly trained swimmers (e.g. Barbosa et al. 2006; Fernandes et al. 2008). Therefore, due to the technical characteristics of our system, the results of the current study should be compared with the literature with caution.

In our work, breath-by-breath $\dot{V}O_2$ data obtained during all exercise trials were first smoothed with a five-breath moving average filter to reduce signal noise or artefacts and, secondly analyzed during the overall last 2 min of each Mf-swimming condition. The K_4b^2 was calibrated immediately prior to the exercise testing of each subject according to the specifications of the manufacturer. The 5% CO_2 and 15% O_2 gas used for the calibration of the criterion gas analysers was used to set the span for the portable unit, and the flowmeter of the K_4b^2 was calibrated using a 3.00-l syringe (Hans-Rudolph Inc., Kansas City, MO). The global calibration of Cosmed K_4b^2 (gas of ambient air/

Fig. 1 Graphic representation of the Mf-swimming tests. $[La_b]$: analysis of blood lactate concentration



references gas/delay and volume) was performed systematically near the outdoor pool and for each subject. The turbine of the flowmeter and capillary tube (Permapure) which may be sensitive to aquatic environment were replaced for each subject and one calibration of gas (ambient air) was systematically conducted during the recovery period (5 min) occurring between the K_F conditions.

HR values were monitored using a polar unit (RS400, Polar®, Kempele, Finland) during the Mf-swimming exercises. $\dot{V}O_{2\max}$ was determined according to the traditional physiological criteria (Howley et al. 1995): occurrence of a plateau in $\dot{V}O_2$, despite an increase in Mf-swimming velocity, elevated in respiratory exchange ratio ($R \geq 1.0$) or an HR over 90% of the predicted maximal HR. Breath-by-breath data were reduced to 10 s averages and the four highest consecutive $\dot{V}O_2$ values were summed to determine $\dot{V}O_{2\max}$. During the submaximal exercise, the energy cost (Ec, in $J m^{-1}$) of Mf swimming was calculated by dividing mean $\dot{V}O_2$ by mean speed (di Prampero 1986). The physiological parameters were averaged during the last 2 min of each Mf-swimming exercise. The blood lactate concentration $[La_b]$ was obtained using a Lactate Pro® analyser (Akray, Kyoto, Japan), previously validated by Pyne et al. (2000), from 5- μ L samples of blood taken from the earlobe at rest and 3 min after the maximal exercise but also, 3 min consecutive to each recovery period of submaximal Mf-swimming tests.

Measurements in kinematic parameters

During the maximal and submaximal exercises, the kinematic parameters were measured using a PC software recently used in the analysis of stroking characteristics in trained swimmers (Alberty et al. 2009). Using that software, the swimming time per pool length (s) was measured. The swimming velocity (V , $m s^{-1}$) was then calculated. The K_F (in hertz, Hz) was measured cycle by cycle during the heel crossing with the water surface during the overall Mf-swimming exercise. Finally, the horizontal displacement during an undulation cycle (Hdc, $m cycle^{-1}$) was calculated as the ratio between V and K_F . For each submaximal test, the corresponding values of K_F , Hdc and V were continuously recorded and mean values in these variables were obtained from the overall time of exercise.

Statistical analysis

All values are expressed as mean (standard deviation). After analysis of normality and homogeneity of variance of the tested samples, differences in fraction of $\dot{V}O_{2\max}$ ($F\dot{V}O_{2\max}$), Ec, $\dot{V}E$, R , HR and $[La_b]$ values were analyzed between the five submaximal Mf-swimming tests (i.e. FCK_F , $FCK_F - 15\%$; $FCK_F - 10\%$; $FCK_F + 10\%$;

$FCK_F + 20\%$) using an one-way analysis of variance with repeated measures. For this analysis, the $F\dot{V}O_{2\max}$ (%) were analyzed by an arcsine transformation. Subsequently, the Tukey's post hoc analysis was applied to determine significant differences over each submaximal test. Statistical significance was established at a level of $P < 0.05$.

Results

Mean values for $\dot{V}O_{2\max}$, HR_{\max} , $[La_{b\max}]$, $\dot{V}E_{\max}$ and R_{\max} obtained from all eight Mf swimmers are shown in Table 1. The mean values in K_F , Hdc and V observed during the incremental Mf-swimming test were, respectively, 0.99 (0.2) Hz, 1.59 (0.1) $m cycle^{-1}$ and 1.57 (0.2) $m s^{-1}$. No significant change in HR, $\dot{V}E$, R and $[La_b]$ values was found between the tests conducted at different K_F . However, during the submaximal exercise, the statistical analysis indicates an effect of K_F modality on mean Ec (Table 2) and $F\dot{V}O_{2\max}$ (Fig. 2) characterized by significant lower mean values in these variables at $FCK_F + 10\%$ as compared to the $FCK_F - 10\%$ (-10.4 and -9.3% , respectively, $P < 0.05$) and $FCK_F - 15\%$ (-11.5 and -9.6% , respectively, $P < 0.05$) tests. Mean K_F and Hdc values were 0.79, 0.68, 0.72, 0.87, 0.94 Hz and 1.74, 1.99, 1.81, 1.73, 1.60 $m cycle^{-1}$ during the FCK_F , $FCK_F - 15\%$, $FCK_F - 10\%$, $FCK_F + 10\%$ and $FCK_F + 20\%$, respectively. Mean values in V were, respectively, 1.42, 1.41, 1.42, 1.42 and 1.43 $m s^{-1}$ during the FCK_F , $FCK_F - 15\%$, $FCK_F - 10\%$, $FCK_F + 10\%$ and $FCK_F + 20\%$. The measured velocity–theoretical velocity ratio but also, the measured K_F –theoretical K_F ratio were calculated during the submaximal K_F tests and presented in Table 3.

Discussion

The objective of the present study was to evaluate specifically the influence of K_F on Ec in elite Mf swimmers at the surface. Our results are partially in agreement with our hypothesis, indicating a significant decrease in the mean Ec

Table 1 Physiological responses induced during the incremental Mf-swimming session

Parameters	
$\dot{V}O_{2\max}$ ($L min^{-1}$)	2.98 (0.51)
$\dot{V}O_{2\max}$ ($ml min^{-1} kg^{-1}$)	42.6 (6.9)
HR_{\max} (bpm)	189.0 (1.9)
$[La_{b\max}]$ ($mmol L^{-1}$)	6.5 (1.9)
R_{\max}	1.10 (0.10)
$\dot{V}E_{\max}$ ($L min^{-1}$)	104.2 (22.2)

Table 2 Physiological responses during the submaximal Mf-swimming tests conducted at FCK_F - 15%, FCK_F - 10%, FCK_F, FCK_F + 10% and FCK_F + 20%

Parameters	FCK _F - 15%	FCK _F - 10%	FCK _F	FCK _F + 10%	FCK _F + 20%
$\dot{V}O_2$ (L min ⁻¹)	2.42 (0.59)	2.42 (0.57)	2.35 (0.53)	2.19 (0.41) ^a	2.31 (0.38)
Ec (J m ⁻¹)	590.3 (113.1)	584.8 (106.3)	573.4 (104.2)	529.4 (71.9) ^a	551.8 (67.2)
HR (bpm)	158.3 (13.6)	159.3 (13.3)	154.1 (15.6)	154.6 (10.8)	156.2 (16.0)
[La _b] (mmol L ⁻¹)	2.30 (0.87)	2.18 (0.85)	1.80 (0.67)	1.77 (0.71)	1.92 (0.76)
R	0.97 (0.04)	0.94 (0.04)	1.00 (0.06)	0.95 (0.05)	0.93 (0.09)
$\dot{V}E$ (L min ⁻¹)	66.4 (15.7)	64.6 (14.8)	68.2 (20.7)	61.4 (14.9)	63.9 (14.1)

^a Significantly different from the FCK_F - 15% and FCK_F - 10% tests

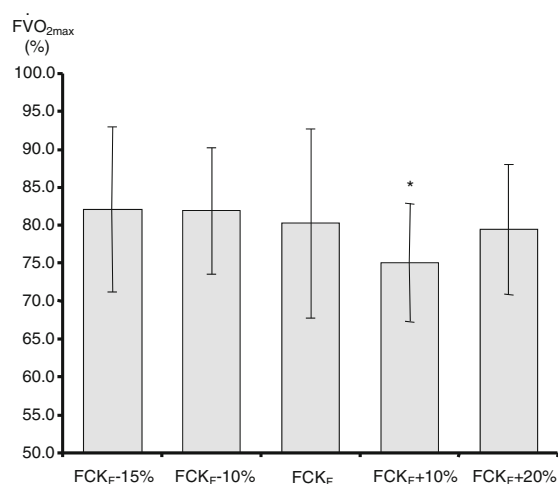


Fig. 2 Changes in fraction of $\dot{V}O_{2max}$ ($F\dot{V}O_{2max}$, in %) during the submaximal Mf-swimming tests conducted at FCK_F - 15%, FCK_F - 10%, FCK_F, FCK_F + 10% and FCK_F + 20%. *Significantly different from the FCK_F - 15% and FCK_F - 10% tests

Table 3 Ratio between mean values in speed and frequency measured and theoretical obtained during the submaximal Mf-swimming tests at FCK_F - 15%, FCK_F - 10%, FCK_F, FCK_F + 10% and FCK_F + 20%

	Measured speed/ theoretical speed (%)	Measured frequency/ theoretical frequency (%)
FCK _F - 15%	99.5 (2.2)	103.6 (4.1)
FCK _F - 10%	100.0 (2.0)	101.8 (2.5)
FCK _F	100.4 (2.7)	100.0 (3.5)
FCK _F + 10%	100.2 (2.1)	98.5 (2.4)
FCK _F + 20	100.2 (2.0)	98.0 (2.1)

value only during the FCK_F + 10% session as compared to that obtained during the low K_F conditions. The variations in level of muscular activity and active drag linked to the K_F selection have been hypothesized to account for the differences in Ec values observed between the submaximal tests. The current findings provide valuable and practical

information on potential strategies of kicking pattern selected by Mf swimmers in an attempt to reduce energy demand for velocities close to those induced during middle and long distances (e.g. from 1,500 to 6,000 m).

Data on Mf swimming are scarce and refer to underwater and surface experiments that focus mainly on the kinematic evaluation of the dolphin kick (Rejman 1999; Rejman and Ochmann 2007), the measurement of active drag (Nicolas and Bideau 2009; Nicolas et al. 2007) or the analysis of Ec using different physical characteristics of fins (Zamparo et al. 2006). Independently of Mf physical characteristics, Nicolas et al. (2007) have suggested that the variable on which elite Mf swimmers can work for improving performance was the frequency of movement which may be adjusted to satisfy the metabolic energy requirement in relation with the task constraints (i.e. intensity and exercise duration). Our investigation is the first to measure specifically the Ec responses in elite Mf swimmers at the surface for velocities close to those currently used during training sessions (>1.4 m s⁻¹). The mean values of $\dot{V}O_2$ (74–82% $\dot{V}O_{2max}$, Fig. 2), HR (81–84% HR_{max}) and [La_b] (27–35% [La_{bmax}]) indicate the predominance of aerobic pathway and valid the evaluation of aquatic locomotion from the Ec calculation (e.g. Daniel 1991; di Prampero 1986). The most interesting findings are linked to the differences in Ec between the K_F conditions, indicating a significant decrease in Ec at FCK_F + 10% as compared to that observed during the FCK_F - 15% and FCK_F - 10% conditions. The lack of significant differences between FCK_F + 10% and FCK_F or FCK_F + 20% does not allow to identify a specific trend (e.g. the higher K_F the lower Ec), but suggests the occurrence of an energetically optimal K_F (for a given Mf-swimming velocity) close to that freely chosen by the Mf swimmers.

Furthermore, Zamparo et al. (2006) have demonstrated that the Ec value was a function of K_F selection for lower Mf velocities comprising between 0.8 and 1.1 m s⁻¹. At variance with our study, the Mf velocity selected by these authors was not constant, but increased throughout experimental sessions. Therefore, the Ec responses to K_F

variations observed in our study are not comparable with those previously published and indicate that the $FCK_F + 10\%$ condition constitutes the best compromise between K_F and Hdc to optimize the production of propulsive forces and the associated energy demand at a constant Mf velocity $>1.40 \text{ m s}^{-1}$. Several hypotheses may be advanced to explain the increase in Ec responses observed during the conditions conducted at low K_F as compared to the $FCK_F + 10\%$ session. In our study, the increase in Ec values observed at low K_F conditions as compared to the $FCK_F + 10\%$ session might result, in part, in a higher variation in muscular activation to produce the propulsive force at a given Mf velocity. Based on a biomechanical analysis of Mf swimming, interesting findings have indicated the occurrence of an inversely proportional relation between the force of sagging of the Mf surface in reaction to active drag and the movement frequency (Rejman 1999). Similarly, the data obtained from the cycling literature demonstrate an increase in force applied to the cranks with decreasing pedal rate (e.g. Patterson and Moreno 1990). In this context, Ahlquist et al. (1992) have previously reported that an increased muscle force required to meet the higher resistance per cycle at a low pedal rate (50 rpm) resulted in greater type II fibers glycogen depletion. The supplementation of type I by type II fibers would be linked to a decrease in thermodynamic muscle efficiency leading to an increase in Ec parameter (Woledge 1998). When considering these reports, the selection of low K_F might induce an increase in the force applied to the Mf to overcome active drag, contributing to the additional recruitment of type II fibers and the increased $\dot{V}O_2$. Nonetheless, the EMG activity to infer on the muscle fibers recruitment of quadriceps (involved greatly during the dolphin kick) and reaction forces generated by the Mf have not been measured in our study. Although the EMG analysis remains complex in the water (due to the elevated signal noise), this constitutes an important limitation of our investigation and makes it difficult to analyse $\dot{V}O_2$ responses to K_F variations.

In swimming, Demarie et al. (2001) have suggested that the increase in $\dot{V}O_2$ observed during a 6-min heavy exercise was linked partially to the alteration of pulmonary function. When the athlete is immersed in the water, the respiratory work may be more elevated to overcome the force of hydrostatic pressure exerted on the thoracic cage (Ogita and Tabata 1992). Based on these data, the ventilation cost of Mf swimming might be more influenced by the selection of low K_F generating a higher active drag and affect specifically the Ec value during the submaximal tests. The lack of significant change in mean V_E values between the Mf-swimming tests (Table 2) suggests that the ventilation cost of Mf-swimming remains stable throughout the submaximal sessions and cannot be taken into

consideration in the analysis of the Ec increase observed at low K_F conditions. Complementary data from the biomechanical evaluation of Mf swimming may be used in an attempt to explain the variations in Ec between the submaximal tests.

As is the case for human locomotion on land, the Ec of aquatic locomotion depends on the mechanical work produced by muscles to sustain a given forward velocity. This mechanical work is generally partitioned into two major components: the external work and the internal work (e.g. Fenn 1930). The external work is mainly characterized by the great part of the metabolic energy which is utilized to overcome active drag (di Prampero et al. 1974). Indeed, Nicolas et al. (2007) suggested that the Mf-swimming performance depends on the capacity of the subject to produce high-propulsive forces while reducing both active drag and associated expenditure energy. Several factors may be hypothesized to affect active drag during Mf swimming, such as the characteristics of undulation. It has been shown an increased active drag with vertical excursion of the Mf in elite Mf swimmers (Nicolas and Bideau 2009; Nicolas et al. 2007). These authors have reported that greater vertical amplitude leads to a larger effective cross-sectional area inducing probably more drag. One of factors on which Mf swimmers may play in an attempt to modify the vertical amplitude of the Mf and active drag is the K_F selection (Nicolas et al. 2007). This attractive hypothesis is in agreement with the results by Arellano et al. (2003), indicating that swimmers practising the dolphin kick increase their K_F and decrease their amplitude for improving the forward velocity during underwater testing bouts. Considering these previous statements, we hypothesize that the selection of low K_F as compared to the $FCK_F + 10\%$ condition induces a higher vertical motion of the Mf which, in return, increases active drag and the associated energy expenditure necessary to produce the required velocity. Given the lack of kinematic measurements in our study, it would be interesting, in a future investigation, to verify specifically the vertical amplitude of the Mf and wave speed (using the video analysis) to K_F variations but also to measure active drag produced during each K_F condition.

Conclusion

Findings of this study indicate that the selection of K_F exerts an influence on the Ec response and constitutes a determinant of Mf-swimming energetics during submaximal intensities. The $FCK_F + 10\%$ condition is associated with a significant reduction in Ec values as compared to the $FCK_F - 15\%$ and $FCK_F - 10\%$ conditions and seems to be the best combination between frequency and kick

amplitude to optimize the E_c at high velocities. Our results suggest that internal and external mechanisms, such as changes in muscular activity and active drag, probably contribute to the effects of K_F variations on E_c responses. Further investigations based on a holistic approach including biomechanical and physiological measurements are necessary to investigate the influence of K_F on the E_c in the context of M_f -swimming performance.

Acknowledgments This study was supported by technical supports to the French Institute of Medicine for Health and Navy Services, the French Pole of Monofin Swimming (Antibes) and the University of Toulon-Var. The authors are especially grateful to the athletes of the French team and coaches for their help and cooperation of this work. The results of the present study do not constitute endorsement by ACSM. No funds have been received for this work from the NIH, welcome trust, HHMI, or others.

References

- Ahlquist LE, Bassett DR Jr, Sufit R, Nagle FJ, Thomas DP (1992) The effect of pedaling frequency on glycogen depletion rates in type I and type II quadriceps muscle fibers during submaximal cycling exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 65:360–364
- Alberty M, Sidney M, Pelayo P, Toussaint HM (2009) Stroking characteristics during time to exhaustion tests. *Med Sci Sports Exerc* 41:637–644
- Arellano R, Lopez-Contreras G, Sanchez-Molina JA (2003) Qualitative evaluation of technique in international Spanish junior and pre-junior swimmers: an analysis of error frequencies. In: Chatard JC (ed) *Biomechanics and medicine in swimming IX*. St Etienne, France, pp 87–92
- Barbosa TM, Fernandes R, Keskinen KL, Colaco P, Cardoso C, Silva J, Vilas-Boas JP (2006) Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *Int J Sports Med* 27:894–899
- Daniel TL (1991) Efficiency in aquatic locomotion: limitations from single cells to animals. In: Press CU (ed) Cambridge, pp 83–96
- Demarie S, Sardella F, Billat V, Magini W, Faina M (2001) The $\dot{V}O_2$ slow component in swimming. *Eur J Appl Physiol* 84:95–99
- di Prampero PE (1986) The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med* 7:55–72
- di Prampero PE, Pendergast DR, Wilson DW, Rennie DW (1974) Energetic of swimming in man. *J Appl Physiol* 37:1–5
- Fenn WO (1930) Work against gravity and work due to velocity changes in running. *Am J Physiol* 83:433–462
- Fernandes RJ, Keskinen KL, Colaco P, Querido AJ, Machado LJ, Morais PA, Novais DQ, Marinho DA, Vilas Boas JP (2008) Time limit at $\dot{V}O_{2max}$ velocity in elite crawl swimmers. *Int J Sports Med* 29:145–150
- Howley ET, Bassett DR Jr, Welch HG (1995) Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med Sci Sports Exerc* 27:1292–1301
- Keskinen KL, Rodriguez FA, Keskinen OP (2003) Respiratory snorkel and valve system for breath-by-breath gas analysis in swimming. *Scand J Med Sci Sports* 13:322–329
- McLaughlin JE, King GA, Howley ET, Bassett DR Jr, Ainsworth BE (2001) Validation of the COSMED K4 b2 portable metabolic system. *Int J Sports Med* 22:280–284
- Morrison JB (1973) Oxygen uptake studies of divers when fin swimming with maximum effort at depths of 6–176 feet. *Aerosp Med* 44:1120–1129
- Nicolas G, Bideau B (2009) A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Hum Mov Sci* 28(4):480–493
- Nicolas G, Bideau B, Colbert B, Berton E (2007) How are Strouhal number, drag, and efficiency adjusted in high level underwater monofin-swimming? *Hum Mov Sci* 26:426–442
- Ogita F, Tabata I (1992) Oxygen uptake during swimming in a hypobaric hypoxic environment. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 65:192–196
- Patterson RP, Moreno MI (1990) Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc* 22:512–516
- Pyne DB, Boston T, Martin DT, Logan A (2000) Evaluation of the lactate pro blood lactate analyser. *Eur J Appl Physiol* 82:112–116
- Rejman M (1999) Dynamic criteria for description of single fin swimming technique. In: Keskinen KL, Komi PV, Hollander AP (eds) *Biomechanics and medicine of swimming VIII*. Gummerus Printing, Jyväskylä, pp 171–176
- Rejman M, Ochmann B (2007) Functional model of monofin swimming technique based on the construction of neural networks. *J Sport Sci Med* 6:193–203
- Roels B, Schmitt L, Libicz S, Bentley D, Richalet JP, Millet G (2005) Specificity of $\dot{V}O_{2max}$ and the ventilatory threshold in free swimming and cycle ergometry: comparison between triathletes and swimmers. *Br J Sports Med* 39:965–968
- Roels B, Hellard P, Schmitt L, Robach P, Richalet JP, Millet GP (2006) Is it more effective for highly trained swimmers to live and train at 1200 m than at 1850 m in terms of performance and haematological benefits? *Br J Sports Med* 40(2):e4
- Toussaint H, Truijens M (2005) Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Anim Biol* 55:17–40
- von Loebbecke A, Mittal R, Fish F, Mark R (2009) A comparison of the kinematics of the dolphin kick in humans and cetaceans. *Hum Mov Sci* 28:99–112
- Woledge RC (1998) Possible effects of fatigue on muscle efficiency. *Acta Physiol Scand* 162:267–273
- Zamparo P, Pendergast DR, Termin B, Minetti AE (2002) How fins affect the economy and efficiency of human swimming. *J Exp Biol* 205:2665–2676
- Zamparo P, Pendergast DR, Termin A, Minetti AE (2006) Economy and efficiency of swimming at the surface with fins of different size and stiffness. *Eur J Appl Physiol* 96:459–470

Etude 3

Influence of kick frequency on metabolic efficiency and performance at a severe intensity in international monofin-swimmers

Vercruyssen F., Boitel G., Alberty M., Nesi X, Bourdon L, et Brisswalter J.

Journal of Sports Sciences

(accepté sous réserves de modifications, en navette)

L'objectif de cette étude a été d'examiner l'effet de la fréquence (K_F) sur l'efficacité et la performance de monopalmeurs élités de surface. 7 sujets de niveau international ont été sollicités pour exécuter trois exercices de temps limite (Tlim) distincts réalisés à une intensité correspondant à 97,5 % de la vitesse associée à la consommation maximale d'oxygène. Le premier test de Tlim en monopalme a été systématiquement effectué à la fréquence librement choisie K_F (FCK_F) et les autres exercices de Tlim ont été exécutés dans un ordre aléatoire à $FCK_{F-10\%}$ et $FCK_{F+10\%}$. La composante lente d'oxygène ($\dot{V}O_{2sc}$) a été identifiée indépendamment de l'exercice de Tlim (s'étendant de 180 à 243 ml.min⁻¹, $P < 0,05$). Aucune modification significative du coût énergétique de la locomotion aquatique (E_c , s'étendant de 565 à 596 J.m⁻¹) et des réponses de $\dot{V}O_{2sc}$ n'a été observé entre les trois exercices de Tlim. Une augmentation ou diminution de 10 % de la FCK_F a été associée à une réduction significative de Tlim, respectivement -47,3 % et -49,1 % ($P < 0,05$). L'analyse des exercices de Tlim indique que la sélection d'une K_F autre que la FCK_F porte préjudice à la performance globale du monopalmeur. En outre, les résultats de l'étude ont montré que les indicateurs de l'efficacité métabolique tel que E_c ou $\dot{V}O_{2sc}$ ne déterminent pas la réponse de performance chez des monopalmeurs à une intensité sévère.

Influence of kick frequency on metabolic efficiency and performance at a severe intensity in international monofin-swimmers

Running Title: Monofin-swimming and performance responses

Keywords: Metabolic efficiency; Kick frequency; Aquatic locomotion; Performance; Elite monofin swimmers

Abstract

The aim of this study was to examine the effect of kick frequency (K_F) on metabolic efficiency and performance in elite monofin (Mf)-swimmers at the surface. Seven subjects of international calibre were requested to perform three separate Time Limit (TLim) exercises conducted at an intensity corresponding to 97.5% of the velocity at the maximal oxygen uptake. The first TLim Mf-swimming test was systematically conducted at a freely chosen K_F (FCK_F) and the other TLim exercises were performed in random order at $FCK_{F-10\%}$ and $FCK_{F+10\%}$. The slow component of oxygen uptake ($\dot{V}O_{2sc}$) was identified independently of the TLim exercise (ranging from 180 to 243 ml.min⁻¹, $P < 0.05$). No significant change in energy cost of aquatic locomotion (E_c , ranging from 565 to 596 J.m⁻¹) and $\dot{V}O_{2sc}$ responses were observed between the three TLim exercises. An increase or decrease in 10% of the FCK_F was associated with a significant reduction in TLim of -47.3% and -49.1%, respectively ($P < 0.05$). The analysis of the TLim exercises indicates that the selection of K_F other than FCK_F is detrimental to overall monofin-swimming performance. Furthermore, the study results showed that the indicators of metabolic efficiency such as E_c or $\dot{V}O_{2sc}$ do not determine the performance response in elite Mf-swimmers at a severe intensity.

Introduction

Monofin (Mf)-swimming at the surface is defined as an aquatic activity during which the propulsion is achieved by a repeated oscillatory or dolphin-like motion from the trunk and legs with the arms stretched over the head and the feet in a single large Mf. Local forces which are produced from the Mf during upward and downward movements may be, in part, determined by the choice of kick frequency (K_F) or the thrust (i.e. the distance the body travels per kick) for a given forward velocity (Rejman, 1999; Nicolas, Bideau, Colobert, & Berton, 2007). For instance, Nicolas et al. (2007) reported that changes in vertical amplitude are linked to the variations in K_F , inducing larger effective cross-sectional area and might result in higher active drag. It has been well established that the potential changes in active drag due to aquatic exercise may have a direct effect on the energy expenditure required during forward displacement (di Prampero, Pendergast, Wilson, & Rennie, 1974; Nicolas et al., 2007). Therefore, the K_F selection may affect the relationship between the energy demand and active drag during submaximal and maximal Mf-swimming performances.

Only, Boitel, Vercruyssen, Alberty, Nesi, Bourdon, & Brisswalter (2010) have specifically investigated the effects of K_F selection on the physiological responses of elite Mf-swimmers, indicating a lower energy cost (E_c , the energy expenditure to cover one unit distance at a required velocity) at high K_F ($>$ freely chosen K_F or FCK_F) in comparison with the selection of low K_F ($<$ FCK_F) at 90% of the velocity associated with maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2max}$). No studies with regard to the variations of E_c in elite Mf-swimmers were conducted at a severe intensity ($>$ 90% of $\dot{V}O_{2max}$). For this intensity domain, the occurrence of a slow component of oxygen uptake ($\dot{V}O_{2sc}$) is classically observed, resulting in an additional slow rise in O_2 response during flume swimming (Demarie, Sardella, Billat, Magini, & Faina, 2001) and swimming pool exercises (Fernandes, Cardoso, Soares, Ascensao, Colaco, & Vilas-Boas, 2003).

The evaluation of these indicators of metabolic efficiency during a severe exercise in response to K_F variations is unknown in elite Mf-swimmers and would provide coaches and athletes with further insight into the best practices with regard to training exercises and potential racing strategies. Also, studies on terrestrial and aquatic activities seem to suggest that improvements in performance capacity are experienced in cases where subjects freely choose the movement pattern tempo, independently of induced physiological responses (Swaine & Reilly, 1983; Vercruyssen & Brisswalter, 2010). Considering these reports, the selection of K_F other than the FCK_F might be detrimental to Mf-swimming performance at a severe intensity.

Therefore, the objective of this investigation was to evaluate the influence of various K_F on indicators of metabolic efficiency (e.g. E_c and $\dot{V}O_{2sc}$) during a Time Limit (TLim) performed at a severe intensity in elite Mf-swimmers at the surface. We hypothesized that the FCK_F compared to high vs. low K_F improves the TLim exercise without any changes in metabolic efficiency of Mf-swimming.

Methods

Participants

Seven well-trained Mf-swimmers (3 males and 4 females) who were all members of the French elite national Mf-swimming team participated in this study. These athletes (mean age: 18 ± 2.5 yr; mean weight: 67.8 ± 9.3 kg; mean height: 171.0 ± 8.8 cm) were subjected to training twice daily (from 1.5 at 2 hours per session), corresponding to a mileage and hourly volume of 60-65 km.week⁻¹ and 20-22 hours.week⁻¹. The best performances that subjects obtained during the 1500-m event at national and international competitions ranged between 12 min 44 s and 13 min 35 s for males, 13 min 57 s and 14 min 24 s for females,

respectively. All Mf-swimmers gave written informed consent before participating in this study. A local ethics committee for the protection of individuals gave approval concerning the project before its initiation.

General procedures

The experimental sessions took place in a 50-m outdoor swimming pool with a water temperature of 27.5°C. Following a controlled 600-m warm-up, subjects completed a continuous multi-stage incremental test for determination of $\dot{V}O_{2\max}$ and $v\dot{V}O_{2\max}$, maximal heart rate (HR_{\max}), maximal blood lactate concentration ($[La]_{\max}$) and maximal ventilation ($\dot{V}E_{\max}$). Based on the testing method recently used in a MF-swimming analysis (Boitel et al., 2010), the continuous incremental Mf-test started at a velocity of 1.10 m.s⁻¹ with an increment of 0.10 m.s⁻¹ for females and 0.15 m.s⁻¹ for males each 200-m step until exhaustion. The lower increment was selected in females to obtain exercise duration close to that of male swimmers. At the beginning of this test, all Mf-swimmers performed a push start in the water. During the overall test, Mf-swimming velocity for each 200-m step was imposed by an operator walking on the side of the pool at the preset pace. Markers spaced by 5-m were laid out on the pool deck, and the corresponding split times were provided to the operator. The subjects were asked to maintain the preset pace by keeping their elbows at approximately 20 cm away from the subaquatic visual marker, which was controlled by an operator walking on the deck. Subjects were instructed to maintain a hyper extended-arms-over-the-head position throughout the incremental swimming test. The end of the Mf-incremental swimming test was dictated by the inability of subjects to maintain the required velocity and consequently the inability to maintain the required distance with the subaquatic visual pacer (i.e. 0-30 cm interval).

After a 24-h rest period, subjects performed three TLim exercises at a severe Mf-swimming intensity or velocity corresponding to $97.5\% \dot{V}O_{2max}$, until they could no longer maintain the swimming pace. The selection of this exercise intensity corresponded to the highest velocity maintained by our subjects during the test pilots conducted at three different K_F . The first TLim was systematically conducted at a FCK_F . Afterwards, subjects performed in random order two extreme TLim bouts on separate days at a low K_F (i.e. $FCK_F -10\%$) and a high K_F ($FCK_F +10\%$). The Tlim exercises were performed on the exact same time of day as before so as to minimize the effects of circadian variations on the metabolic responses. During the TLim at imposed K_F , an aqua-metronome (Finis Tempo Trainer®) placed under the swimming cap of each subject was programmed to emit an audio signal at a given K_F . The Mf-swimming velocity was imposed using the same methodological criteria selected during the continuous multistage incremental test.

Physiological and kinematic measurements

During the TLim and incremental tests, gas and respiratory exchanges were measured breath-by-breath using a portable system (K_4b^2 ; Cosmed, Rome), which was previously validated by Mc McLaughlin, King, Howley, Bassett, & Ainsworth (2001). The K_4b^2 system was connected to a snorkel (Aquatrain®; Cosmed) according to methods of Roels et al. (2005; 2006) and Boitel et al. (2010), who use this technique to analyse swimming and Mf-swimming, respectively. The K_4b^2 was calibrated immediately prior to the testing of each subject according to the specifications of the manufacturer. Following the Mf-exercises, calibration gas was run through the portable system to check for analyser drift over the course of the continuous measurement period. HR values were monitored using a polar unit (RS400, Polar®, Kempele, Finland) during exercise. Breath by breath data were reduced to 10

second averages and the four highest consecutive $\dot{V}O_2$ values were summed to determine $\dot{V}O_{2max} \cdot v\dot{V}O_{2max}$ values obtained during the continuous multistage incremental Mf-swimming test was considered as the minimum velocity corresponding to the first stage that elicits $\dot{V}O_{2max}$. During the three Mf-swimming bouts, the cardiorespiratory parameters were monitored and averaged every minute during the overall exercise. The blood lactate concentration $[La^-]$ was obtained using a Lactate Pro® analyser (Akroy, Kyoto, Japan) validated by Pyne, Boston, Martin, & Logan (2000), from 5- μ L samples of blood taken from the earlobe at rest and 3 min after the maximal exercise but also, 3 min after each consecutive TLim bout.

The kinematic parameters were determined by using the same PC software that other researchers used to determine the stroking characteristics of trained swimmers (Alberty, Sidney, Pelayo, & Toussaint, 2009) and the kicking pattern of elite Mf-swimmers (Boitel et al., 2010). The software was used to determine the swimming time per length of the pool in seconds. The swimming velocity (v in meters per second) was then calculated. The K_F (in hertz, Hz) was measured cycle by cycle from the heel crossing the water surface. The amplitude (A_{mp} , in meters per cycle; M/c) corresponding to the distance that the body travelled with one kicking cycle was calculated as the ratio between v and K_F . The corresponding values of K_F , A_{mp} and v were continuously recorded and mean values for each of these variables determined by making use of the overall swimming times.

Indicators of metabolic efficiency

Concerning the indicators of metabolic efficiency, the E_c (in J.m) was calculated for each TLim exercise by making use of the formula of Zamparo, Capelli, & Pendergast (2011) for severe intensities: $E_c = E_{tot} \cdot v^{-1}$ where E_{tot} is the total energy expenditure calculated using the net $\dot{V}O_2$ but also the net $[La^-]$ multiplied by the energy equivalent of lactate (a 2.7

ml.kg⁻¹.min⁻¹ constant) and divided by the exercise duration. Moreover, $\dot{V}O_{2sc}$ (in ml.min⁻¹) was determined as the difference between the last $\dot{V}O_2$ measurement of the TLim test and the mean value measured during the 2nd minute of exercise ($\Delta\dot{V}O_{2[end-2]}$) (Fernandes et al., 2003; Koppo & Bouckaert, 2005).

Statistical analysis

Means and standard deviations were calculated for each of the variables. Differences with regard to the physiological and kinematic values between the three Mf-exercises were analysed by using a one-way analysis of variance with repeated measures. Subsequently, a Tukey post hoc test was used to determine where statistically significant differences occurred between the three Mf-exercises. A Pearson correlation coefficient and linear regression analysis were performed between E_c , $\Delta\dot{V}O_{2[end-2]}$ and TLim, TLim and $\dot{V}O_{2max}$ but also between TLim and $v\dot{V}O_{2max}$. Statistical significance was accepted when $p < 0.05$.

Results

All maximal values obtained during the incremental Mf-swimming test are presented in Table 1. The descriptive statistics for the different variables obtained during the Mf-swimming tests are presented in Table 2. Only, a significant effect of K_F selection was identified on TLim and DLim, characterized by significant lower values in these variables at the $FCK_{F-10\%}$ (-49.1% and -48.1%, respectively, $P < 0.05$) and $FCK_{F+10\%}$ sessions (-47.3% and -46.5%, respectively, $P < 0.05$) compared to the FCK_F session. The $\dot{V}O_2$ responses to Tlim exercises obtained in a typical subject are presented in Figure 1. The Figure 2 shows a significant increase in mean $\Delta\dot{V}O_{2[end-2]}$ values ranging from 180 to 243 ml.min⁻¹ for each Tlim exercise ($P < 0.05$) without any significant changes between the three Mf-sessions. From the

same figure, no significant variation in mean E_c values ranging from 565 to 596 J.m⁻¹ was observed between the three Mf-sessions.

Furthermore, no significant correlations were found between TLim and $\Delta\dot{V}O_{2[\text{end-2}]}$ or E_c , TLim and $\dot{V}O_{2\text{max}}$ as well as between TLim and $v\dot{V}O_{2\text{max}}$. Concerning the kinematic variables, mean K_F and A_{mp} values were respectively 1.01 (0.11), 0.91 (0.11), 1.10 (0.14) Hz and 1.56 (0.11), 1.69 (0.14), 1.42 (0.11) M/c during the FCK_F, FCK_{F-10%}, FCK_{F+10%}. Mean values in v were respectively 1.52 (0.15), 1.52 (0.13) and 1.52 (0.11) m.s⁻¹ during the FCK_F, FCK_{F-10%} and FCK_{F+10%}. The measured velocity-theoretical velocity ratio but also, the measured K_F -theoretical K_F ratio were calculated and corresponded to 100.0 (2.1) and 99.8 (1.5), 100.0 (2.2) and 99.9 (0.1), 100.1 (1.8) and 98.7% (2.4) during the Tlim exercises at FCK_{F-10%}, FCK_F, and FCK_{F+10%}, respectively.

Discussion

To our knowledge, the current study is the first to evaluate specific indicators of metabolic efficiency during TLim exercises from the manipulation of K_F in elite Mf-swimmers. The findings are in agreement with our hypothesis and indicate that 1) Mf-swimming performance is altered at a K_F other than FCK_F at a severe intensity and 2) metabolic efficiency is not a key determinant in the performance response. Our results provide novel and relevant information concerning the physiological evaluation of elite Mf-swimmers at high intensities.

In the present investigation, the K_4b^2 system connected to a snorkel only uses the expiratory flow and calculates gas exchange differently than systems previously validated by

Keskinen, Rodriguez, & Keskinen (2003) and used to evaluate highly trained swimmers (Barbosa et al. 2008; Fernandes et al. 2008). Considering the technical characteristics of our system, the results of this study should be compared with literature with caution. Studies with regard to Mf-swimming at submaximal and maximal intensities, are scarce and primarily focus on biomechanical analyses (Rejman, 1999; Nicolas et al., 2007; Rejman & Ochmann, 2007; Nicolas & Bideau, 2009) or the analysis of metabolic efficiency during the use of fin with different designs (Zamparo, Pendergast, Termin, & Minetti, 2006). In view of this, the researchers of this current study were compelled to compare the data to those of elite swimmers. The Mf-swimmers in this present work displayed lower $\dot{V}O_{2max}$ and $\dot{V}E_{max}$ values ($< 50 \text{ mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ and $< 105 \text{ LO}_2 \cdot \text{min}^{-1}$, respectively), which are in line with those of Boitel et al. (2010), when compared to that of elite swimmers ($\sim 75 \text{ mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ and $130 \text{ LO}_2 \cdot \text{min}^{-1}$, respectively) (e.g. Fernandes et al., 2003; 2008). These fundamental differences in maximal pulmonary responses observed between the two aquatic activities can possibly be attributed to the differences in movement and muscle activity patterns between Mf-and normal swimming. Despite the high expertise level of our subjects, the low aerobic power in Mf-swimming might be linked to the specific body position of subjects keeping the specific hyper extended-arms-over-the-head position, which may lead to: a decreased in lung compliance due to the accentuated intrathoracic blood pooling and hydrostatic compression of the chest (Jammes et al., 2009), less muscle mass recruited (predominantly lower body), the possible reduction of lower limb muscles activity in the production of propulsive force. Within this framework, the utilization of a Mf would allow our subjects to overcome drag while reducing energy demand compared to swimmers who experience more drag and a higher energy demand due to the generation of propulsion by both the arm and leg action (Zamparo et al., 2006).

In the analysis of the relationship between K_F and metabolic efficiency, Zamparo et al. (2006) showed that E_c was a function of K_F at a given forward velocity (0.8-1.1 m.s⁻¹) whatever the fin designs (i.e. different bi-fins or Mf). In contrast with this previous study, our results indicated that the E_c variable was not affected by the K_F (ranging from 0.90 to 1.1 Hz) during the Tlim exercises conducted at a constant forward velocity of more or less 1.5 m.s⁻¹. These differences in E_c responses might partially be explained by the small range of K_F that was selected in this study. Only, Boitel et al. (2010) have focused on the induced metabolic responses during submaximal Mf-swimming exercises in response to various K_F selection in elite subjects. These authors reported a significant decrease in $\dot{V}O_2$ at $FCK_{F+10\%}$ compared to that observed during the $FCK_{F-10\%}$ and $FCK_{F-15\%}$ conditions, suggesting the occurrence of an optimal K_F (i.e. reduced $\dot{V}O_2$ for a given Mf-speed) above the FCK_F of elite subjects. Similarly, the modelling of the relationship between movement pattern and metabolic efficiency was recently the subject of a flume swim analysis in competitive swimmers (McLean, Palmer, Ice, Truijens, & Smith, 2010), showing a trend that is similar to that of Mf-swimming. Considering these two recent studies, the physiological responses induced at various kicking patterns have been measured only at low intensities. The current findings provide relevance information regarding the physiological responses occurred at a higher intensity. Our data indicate that imposed kicking pattern compared to FCK_F alter significantly the Tlim exercise conducted at a severe swimming pace. Indeed, an increase in 48% during the Tlim was observed at FCK_F compared to those obtained during the other Tlim sessions, resulting in a 47% improvement of covered distance (Table 2). The high variability of $v\dot{V}O_{2max}$ values (+7-10%) reported in our Mf-swimmers might explain the variations of Tlim bouts for a given experimental condition.

Given the range of Tlim exercises, the metabolic variables were analyzed during the first

5 minutes of each Mf-swimming session, corresponding approximately to the mean TLim values observed at the $FCK_{F+10\%}$ and $FCK_{F-10\%}$ exercises (Table 2). The specific analysis of this time interval indicates no significant variation in $\dot{V}O_2$ response between the three Mf-sessions, suggesting that the TLim response was not determined by changes in metabolic energy from the anaerobic and anaerobic pathways. According to our experimental hypothesis, the occurrence of a classical $\dot{V}O_{2sc}$ for a severe intensity was, however, observed whatever the TLim exercise. Our $\dot{V}O_{2sc}$ values ranging from 180 to 243 ml.min⁻¹ (Figure 2) are lower than those of elite swimmers (Fernandes et al., 2003; 2008) and pentathletes evaluated in a swimming flume (Demarie et al., 2001). The high level of endurance training of our Mf-swimmers and the specificity of this aquatic sport might have influenced the lower amplitude of the $\dot{V}O_{2sc}$ observed during Mf-swimming exercises. Consequently, the lack of significant differences in E_c (calculated from the overall TLim exercise) and $\dot{V}O_{2sc}$ (calculated between the 2nd and the 5th min of TLim) does not contribute to the differences in TLim responses found in this study.

Although we conducted no video analysis of kinematic parameters in the present work, an attractive hypothesis to account for the differences in TLim among Mf-swimming exercises could be linked to the variations in leg and monofin movements in responses to the K_F selection. Recently, Rejman & Ochmann (2009) have demonstrated in highly trained Mf-swimmers that maximal Mf-swimming velocity was generated only from the optimization of dorsal foot flexion, plantar flexion or angles of attack of the Mf during both upward and downward movements of the Mf. We suggest that the manipulation of undulation pattern from the free movement is associated with changes in optimization kinematic criteria allowing to maintain the highest Mf-swimming velocity over the TLim exercise. Furthermore, Vercruyssen & Brisswalter (2010) have recently reported that the best performance was often

observed at the movement pattern freely chosen by subjects. Based on a recent hypothesis developed by Hansen & Ohnstad (2008) in the cycling analysis, the freely chosen cadence (FCC) is primarily a robust innate voluntary motor rhythm which may be influenced by sensory feedback of changes in internal and external conditions induced during exercise. The sensory feedback may assist in finetuning the output of the human central pattern generators and thereby, determine the FCC in relation with the task constraints. In support of this attractive hypothesis, we consider that changes in internal conditions such as kinematic and muscular variables are accentuated during the $FCKF_{-10\%}$ and $FCKF_{+10\%}$ exercises and require adaptation mechanisms to the central pattern locomotors that may regulate the performance of aquatic locomotion.

In conclusion, the current findings indicate that the Mf-performance at a severe intensity is altered by the selection of K_F (other than FCK_F) rather than the changes in indicators of metabolic efficiency (i.e. E_c or $\dot{V}O_{2sc}$). The improvement of Mf-swimming performance when the movement pattern is freely chosen suggests the need to identify internal variables affecting TLim exercise from the kinematic, muscular and/or motor control hypotheses. Finally, the current findings provide practical implications, especially on the traditional training program of Mf-swimmers based on the use of various kicking pattern for a given velocity. The results of this study suggest that coaches should give the priority to the interval training (e.g. high intensity) performed only at the FCK_F and avoid the use of low and high K_F , which may modify the organization of movement pattern and consequently alter the performance response at a high intensity.

References

- Alberty, M., Sidney, M., Pelayo, P., & Toussaint, H. M. (2009). Strokings characteristics during time to exhaustion tests. *Medecine and Science in Sports and Exercise*, 41, 637-644.
- Barbosa, T. M., Fernandes, R., Keskinen, K. L., Colaco, P., Cardoso, C., Silva, J., & Vilas-Boas, J.P. (2006). Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *International Journal of Sports Medicine*, 27, 894-899.
- Boitel, G., Vercruyssen, F., Alberty, M., Nesi, X., Bourdon, L., & Brisswalter, J. (2010). Kick frequency affects the energy cost of aquatic locomotion in elite monofin swimmers. *European Journal of Applied Physiology*, 109, 1087-1093.
- Demarie, S., Sardella, F., Billat, V., Magini, W., & Faina, M. (2001). The VO_2 slow component in swimming. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 95-99.
- di Prampero, P. E. (2003). Factors limiting maximal performance in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 90, 420-429.
- Fernandes, R. J., Cardoso, C. S., Soares, A., Ascensao, A., Colaco, P. J., & Vilas-Boas, J. P. (2003). Time limit and VO_2 slow component at intensities corresponding to VO_{2max} in swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 24, 576-581.
- Fernandes, R. J., Keskinen, K. L., Colaco, P., Querido, A. J., Machado, L. J., Morais, P. A., & Vilas-Boas J.P. (2008). Time limit at VO_{2max} velocity in elite crawl swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 29, 145-150.
- Hansen, E. A. & Ohnstad, A. E. (2008). Evidence for freely chosen pedalling rate during submaximal cycling to be a robust innate voluntary motor rhythm. *Experimental Brain Research*, 186, 365-373.
- Jammes, Y., Coulange, M., Delliaux, S., Jammes, C., Gole, Y., Boussuges, A., Brerro-Saby, C., Ba,

- A., Marqueste, T., & Adjriou N. (2009). Fin swimming improves respiratory gas exchange. *International Journal of Sports Medicine*, 30, 173-181.
- Keskinen, K. L., Rodriguez, F. A., & Keskinen, O. P. (2003). Respiratory snorkel and valve system for breath-by-breath gas analysis in swimming. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13, 322-329.
- Koppo, K. & Bouckaert, J. (2005). Prior arm exercise speeds the VO_2 kinetics during arm exercise above the heart level. *Medecine and Science in Sports and Exercise*, 37, 613-619.
- McLaughlin, J. E., King, G. A., Howley, E. T., Bassett, D. R., Jr., & Ainsworth, B. E. (2001). Validation of the COSMED K4b2 portable metabolic system. *International Journal of Sports Medicine*, 22, 280-284.
- McLean, S. P., Palmer, D., Ice, G., Truijens, M., & Smith, J. C. (2010). Oxygen uptake response to stroke rate manipulation in freestyle swimming. *Medecine and Science in Sports and Exercise*, 42, 1909-1913.
- Nicolas, G. & Bideau, B. (2009). A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Human Movement Science*, 28, 480-493.
- Nicolas, G., Bideau, B., Colobert, B., & Berton, E. (2007). How are Strouhal number, drag, and efficiency adjusted in high level underwater monofin-swimming? *Human Movement Science*, 26, 426-442.
- Pyne, D. B., Boston, T., Martin, D. T., & Logan, A. (2000). Evaluation of the Lactate Pro blood lactate analyser. *European Journal of Applied Physiology*, 82(1-2), 112-116.
- Rejman, M. (1999). Dynamic criteria for description of single fin swimming technique. *Biomechanics and Medicine of Swimming VIII.*, Jyvaskyla

- Rejman, M. & Ochmann, B. (2007). Functional model of monofin swimming technique based on the construction of neural networks. *Journal of Sport Science and Medicine*, 6, 193-203.
- Rejman, M. & Ochmann, B. (2009). Modeling of monofin swimming technique: optimization of feet displacement and fin strain. *Journal Applied of Biomechanics*, 25(4), 340-350.
- Roels, B., Hellard, P., Schmitt, L., Robach, P., Richalet, J. P., & Millet, G. P. (2006). Is it more effective for highly trained swimmers to live and train at 1200 m than at 1850 m in terms of performance and haematological benefits? *British Journal of Sports Medicine*, 40, e4.
- Roels, B., Schmitt, L., Libicz, S., Bentley, D., Richalet, J. P., & Millet, G. (2005). Specificity of VO2MAX and the ventilatory threshold in free swimming and cycle ergometry: comparison between triathletes and swimmers. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 965-968.
- Swaine, I. & Reilly, T. (1983). The freely chosen swimming stroke rate in a maximal swim and on a biokinetic swim bench. *Medecine and Science in Sports and Exercise*, 15, 370-375.
- Vercruyssen, F. & Brisswalter, J. (2010). Which factors determine the freely chosen cadence during submaximal cycling? *Journal of Sport Science and Medicine*, 13, 225-231.
- Zamparo, P., Capelli, C., & Pendergast, D. (2011). Energetics of swimming: a historical perspective. *European Journal of Applied Physiology*, 111, 367-378.
- Zamparo, P., Pendergast, D. R., Termin, A. & Minetti, A. E. (2006). Economy and efficiency of swimming at the surface with fins of different size and stiffness. *European Journal of Applied Physiology*, 96, 459-470.

Table 1 – Mean (\pm SD) values in maximal physiological and kinematic responses obtained during the incremental Mf-session test.

$\dot{V}O_{2\max}$ (mL.min ⁻¹ .kg ⁻¹)	$v\dot{V}O_{2\max}$ (m.s ⁻¹)	$\dot{V}_{E\max}$ (L.min ⁻¹)	HR _{max} (bpm)	[La ⁻] _{max} (mmol.L ⁻¹)	K _F (Hz)	A _{mp} (M/c)
43.5 (5.9)	1.59 (0.12)	96.6 (29.0)	187 (4.1)	6.8 (2.0)	1.08 (0.18)	1.51 (0.16)

Table 2 – Descriptive statistics for the physiological and performance responses of the Mf-sessions conducted at FCK_F, FCK_{F-10%} and FCK_{F+10%}.

Parameters	FCK _{F-10%}		FCK _F		FCK _{F+10%}	
$\dot{V}O_{2\max}$ (L.min ⁻¹)	2.56	(0.51)	2.71	(0.66)	2.62	(0.55)
\dot{V}_E (L.min ⁻¹)	94.3	(28.0)	96.6	(27.5)	80.8	(19.8)
[La ⁻] (mmol.L ⁻¹)	3.9	(1.3)	5.8	(2.6)	5.1	(2.1)
HR (bpm)	188	(3.0)	183	(4.9)	182	(6.9)
TLim (s)	302.3	(86.3)	594.5	(124.5) ^a	313.08	(101.1)
DLim (m)	471.4	(146.7)	907.1	(151.1) ^a	485.7	(157.3)

^aSignificantly different from the FCK_{F-10%} and FCK_{F+10%} conditions (P<0.05).

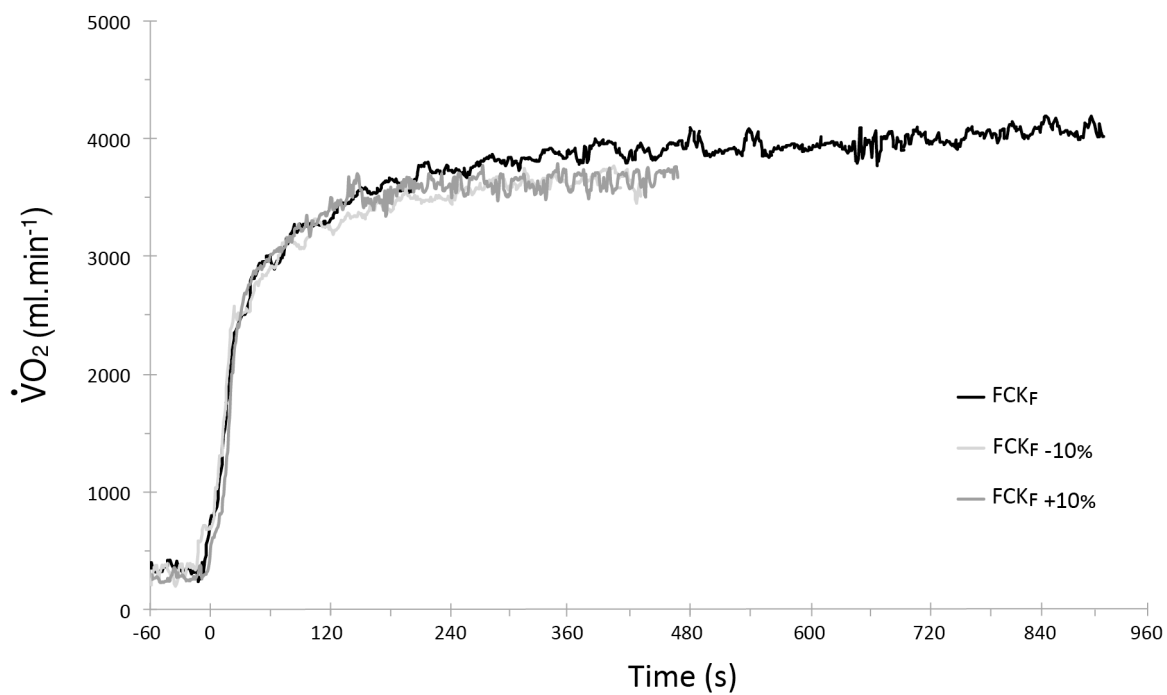


Figure 1. $\dot{V}O_2$ responses to Tlim exercises conducted at FCK_F, FCK_F -10% and FCK_F +10% in a typical subject.

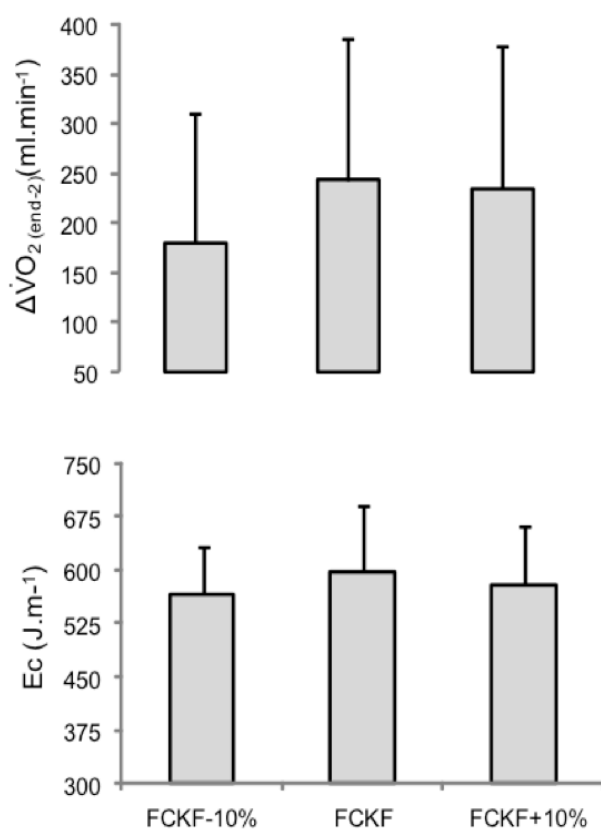


Figure 2. E_c and $\Delta\dot{V}O_{2\text{(end-2)}}$ responses to Tlim exercises conducted at FCK_F, FCK_{F-10%} and FCK_{F+10%}.

Conclusion et perspectives scientifiques

Comme dans la plupart des épreuves de longue durée, la performance du monopalmeur (de surface) dépend principalement de sa capacité à dépenser le moins d'énergie métabolique par unité de distance parcourue (e.g. di Prampero 1986). En s'appuyant sur l'analyse de la locomotion terrestre, l'étude de la relation entre les paramètres du mouvement propulseur en monopalme et l'efficacité énergétique reste un paradigme expérimental. L'une des contraintes de l'activité cyclique, quelque soit sa forme, est directement liée à la durée et/ou l'intensité de l'exercice, pouvant s'accompagner d'un état de fatigue et par conséquent, d'une modification de la relation entre l'organisation du geste et l'efficacité énergétique. Par ailleurs, cette modification pourrait altérer le niveau de performance du monopalmeur. Situés dans une démarche explicative et descriptive, nos travaux se sont intéressés à l'influence des caractéristiques du mouvement propulseur sur la cinétique des indicateurs de l'efficacité énergétique dans des conditions d'exercices maximaux et sous-maximaux.

L'objectif de notre premier travail expérimental consistait à étudier préalablement l'activité monopalme lors d'une tâche d'intensité maximale, permettant ainsi de caractériser le profil bioénergétique des monopalmeurs de niveau international. Dans cette première étude, les réponses physiologiques maximales obtenues au cours de l'activité monopalme ont été comparées à celles induites lors d'un exercice maximal réalisé sur ergocycle. Nos résultats indiquent que les réponses cardiorespiratoires et métaboliques relevées en condition aquatique sont similaires quel que soit le protocole utilisé (i.e. test incrémenté ou épreuve de 600 m), mais significativement moins importantes que celles observées durant un test incrémenté sur ergocycle.

Cette altération de la réponse cardiopulmonaire peut être mise en évidence par différents facteurs tels que : (1) la différence entre la position horizontale et verticale (2) l'effet d'une charge ventilatoire externe (i.e. dynamique des cycles respiratoires perturbée par l'utilisation d'un tuba frontal spécifique et du tube de recueil des gaz), (3) la diminution de la compliance pulmonaire due à la congestion sanguine intrathoracique et la contention hydrostatique thoracique (Holmer 1974;

Jammes et al. 2009). La diminution de la réponse cardiaque relevée en monopalme confirme les données de la littérature (Edwards et al. 1972) obtenues dans l'activité natation sans matériel (e.g. Holmer 1974) ou avec matériel (i.e. bipalmes, Jammes et al. 2009). En condition aquatique, l'altération du débit cardiaque pourrait être liée à divers mécanismes tels que la vasoconstriction périphérique induite par l'eau ou encore la diminution de l'activité des métaborécepteurs musculaires, pouvant jouer un rôle clé dans l'activation de la commande sympathique motrice cardiaque (Rowell & O'Leary 1990). La différence de production de lactate relevée entre les deux modes de locomotion pourrait être attribuée à la diminution de la glycolyse musculaire, occasionnée par une température de l'eau inférieure à 35 °C (Edwards et al. 1972).

Dans ce cadre, l'ensemble de ces facteurs peut affecter la dynamique des échanges gazeux et les paramètres circulatoires au cours de l'activité de monopalme et expliquer les différences observées avec le cyclisme. En effet, lors de cette première étude, les valeurs de $\dot{V}O_{2max}$ et de puissance relevées lors du test incrémenté sur ergocycle sont plus élevées que celles rapportées par Hue et al. (2006) chez des monopalmes de niveau national (i.e. $47,5 \pm 4,7$ ml.min⁻¹.kg⁻¹; $261,6 \pm 58,5$ W). Cependant, bien que les quadriceps soient fortement sollicités dans la production de la phase propulsive dans l'activité monopalme, les valeurs de $\dot{V}O_{2max}$ relevées de manière transversale dans la littérature restent plus basses que celles obtenues chez des nageurs entraînés (> 60 ml.min⁻¹.kg⁻¹) (Fernandes et al. 2003; Roels et al. 2005). Ces différences du niveau d'aptitude aérobie peuvent s'expliquer par la position spécifique des monopalmes conservant leurs bras en hyperextension en aval de la tête (induisant un moindre recrutement de la masse musculaire), la réduction du niveau d'activité musculaire des membres inférieurs par l'utilisation de la monopalme dans la production de la force propulsive ou encore le sexe (quatre femmes sont incluses dans cette étude). Les différences de résultats peuvent être également envisagées par le fait que l'ondulation représente la seule source de propulsion du monopalmeur, alors que deux composantes de propulsion sont sollicitées en natation (i.e. le mouvement des bras et le battement de jambes).

Ainsi, l'utilisation de la monopalme et la position spécifique des bras permettraient aux monopalmes de réduire les résistances hydrodynamiques, tout en minimisant la dépense énergétique, comparativement aux nageurs qui augmentent les résistances à l'avancement par la présence des deux sources propulsives. Les réponses physiologiques maximales des activités aquatiques sont classiquement déterminées à partir d'un test incrémenté (Fernandes et al. 2003; Roels et al. 2005; Psycharakis et al. 2008) ou une épreuve de 400 m réalisée à vitesse maximale (Rodriguez 2000; Millet et al. 2002; Jurimae et al. 2007). Nos résultats indiquent que les monopalmes augmentent leur vitesse de nage par l'augmentation du paramètre FO et la diminution du paramètre Amp au cours d'un test incrémenté. De manière similaire, Zamparo et al. (2006) ont rapporté une augmentation de FO avec l'élévation de la vitesse de nage en monopalme (de 0,8 à 1,1 m.s⁻¹). Ces données obtenues en monopalme sont en accord avec les résultats observés en natation où la vitesse augmente par l'augmentation de F et la diminution de Amp durant un test incrémenté (Keskinen et al. 2003; Psycharakis et al. 2008).

Ainsi, les résultats de cette première étude constituent de nouvelles connaissances scientifiques dans l'évaluation de la monopalme et par extension dans les activités aquatiques, tant au niveau des réponses physiologiques que dans la mise en place de protocoles spécifiques. En effet, l'épreuve de 600 m peut être considérée comme un protocole aquatique valide dans l'évaluation maximale des monopalmes et présente un intérêt non négligeable dans l'organisation de l'évaluation sur le bord du bassin.

L'objectif de notre deuxième travail expérimental était de s'intéresser spécifiquement à l'influence de la FO sur l'efficacité énergétique objectivée à partir du calcul du CE lors d'épreuves de nage à durée constante (6 min) et d'intensité sous-maximale (i.e. 90% $\dot{V}O_{2max}$). Cette étude constitue la première base de données scientifiques concernant les variations du CE consécutives à différentes FO chez des monopalmes élités de surface à des vitesses proches de celles

habituellement utilisées lors des entraînements ($> 1,4\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$). Les principaux résultats de ce travail mettent en évidence une diminution significative de la valeur du CE lorsque les monopalmes sollicitent une FO correspondant à +10% de la FO librement choisie (FOLC_{+10%}) comparativement à celles observées au cours des conditions FOLC_{-15%} et FOLC_{-10%}. La stratégie d'adopter une FOLC_{+10%} apparaît comme étant le meilleur compromis entre les paramètres FO et Amp afin d'améliorer la production de la force propulsive et optimiser la dépense énergétique pour une vitesse de nage constante sous-maximale ($> 1,40\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Récemment, la relation entre la manipulation du geste et l'efficacité énergétique a fait l'objet d'une modélisation dans un « swim flume » chez des nageurs de compétition, indiquant une tendance similaire à celle du monopalmes (McLean et al. 2010).

Par ailleurs, nos résultats sont en adéquation avec ceux de Nicolas et al. (2007), suggérant que la variable sur laquelle le monopalmes peut intervenir pour améliorer sa performance, indépendamment des caractéristiques physiques de la monopalme, est la fréquence de mouvement. Cette dernière peut être ajustée pour satisfaire les besoins métaboliques dont l'amplitude dépend des contraintes de la tâche (intensité et durée d'exercice). Différentes hypothèses permettent d'expliquer l'optimisation du CE lors de la condition FOLC_{+10%} en comparaison avec l'adoption de basses FO. Ainsi, l'augmentation des valeurs de CE observées dans les conditions de basses FO pourrait résulter, en partie, d'une variabilité importante du niveau d'activation musculaire lors de la production de force propulsive à une vitesse de nage donnée. En effet, basé sur une analyse biomécanique de la monopalme, Rejman (1999) indique la présence d'une relation inversement proportionnelle entre la force propulsive créée par la surface de la monopalme en réponse aux résistances à l'avancement et la fréquence de mouvement. De manière similaire, les données obtenues en cyclisme indiquent une augmentation de la force appliquée sur les manivelles avec la diminution de la cadence de pédalage (Patterson & Moreno 1990), suggérant une plus grande déplétion glycolytique des fibres de types II et par conséquent, une augmentation du coût en O_2 pour une quantité d'ATP synthétisée (Ahlgvist et al. 1992; Woledge

1998). Dans ce contexte, la sélection de basses FO pourrait induire une augmentation de la force imprimée à l'eau par la monopalme pour vaincre les résistances à l'avancement, contribuant à un recrutement additionnel des fibres de types II, énergétiquement moins efficaces que les fibres de type I.

Dans le domaine de la natation, l'augmentation de $\dot{V}O_2$ observée durant un exercice d'intensité sévère de 6 minutes, a été partiellement reliée à l'altération de la fonction pulmonaire (Demarie et al. 2001). En effet, lorsque le nageur est immergé, le travail respiratoire peut être plus élevé pour vaincre la force de la pression hydrostatique exercée sur la cage thoracique (Ogita & Tabata 1992). Basé sur ces études, le coût ventilatoire du monopalmeur pourrait être plus influencé par la sélection de basses FO, générant une plus grande résistance à l'avancement et pouvant spécifiquement affecter la valeur de CE au cours de tests sous-maximaux. Néanmoins, le manque de changement significatif des valeurs moyennes de \dot{V}_E entre les sessions expérimentales suggère que le coût de la ventilation en monopalme reste stable quelle que soit la valeur de FO et ne peut pas être pris en considération dans l'augmentation du CE observée à basses FO.

Le CE de la locomotion aquatique dépend du travail mécanique produit par les muscles pour soutenir une vitesse donnée. Ce travail mécanique est généralement divisé en deux composantes majeures, le travail externe et interne. Le travail externe est principalement caractérisé par la grande part de l'énergie métabolique utilisée pour vaincre les résistances à l'avancement (di Prampero et al. 1974). En effet, Nicolas et al. (2007) suggèrent que la performance en monopalme dépend de la capacité du sujet à produire une grande force propulsive tout en réduisant les résistances actives et la dépense énergétique associée. Différents facteurs peuvent être avancés pour affecter les résistances actives au cours de la nage avec monopalme, telles que les caractéristiques de l'ondulation. En monopalme de surface, il a été démontré que l'augmentation de la résistance active était liée à la valeur de l'amplitude verticale (Nicolas et al. 2007; Nicolas & Bideau 2009). En effet, les amplitudes verticales les plus importantes sont associées

aux résistances actives les plus élevées. Ainsi, la modification du paramètre FO permettrait au monopalmeur de modifier l'amplitude verticale de la monopalme et en conséquence la résistance active (Nicolas et al. 2007). Cette hypothèse est en accord avec les résultats d'Arellano et al. (2003a), indiquant que les nageurs pratiquant l'ondulation, augmentent leurs fréquences en diminuant leurs amplitudes afin d'améliorer leurs vitesses de déplacement.

Sur la base de ces travaux, nous pouvons émettre l'hypothèse que l'utilisation de basses FO en comparaison à la condition FOLC $+10\%$ induit une plus grande amplitude verticale de la monopalme, qui en retour, augmente la résistance active et la dépense énergétique nécessaire pour produire la vitesse requise. Ainsi, nos résultats apportent des informations pertinentes sur les stratégies potentielles de sélection de FO, pouvant réduire la demande énergétique pour des vitesses de nage correspondant aux moyennes et longues distances (du 1500 au 6000 m). Cependant, la principale limite de ce travail réside dans le manque d'analyse de l'activité électromyographique (EMG) des groupes musculaires impliqués lors de l'ondulation et les forces de réactions générées par le monopalmeur lors de la propulsion. L'absence de mesure de l'activité EMG constitue une importante limite à notre étude et rend difficile l'analyse des variations de $\dot{V}O_2$ ou du CE en réponse aux variations du paramètre FO. Des études ultérieures basées sur une évaluation biomécanique plus approfondie, pourraient être nécessaires pour expliquer les variations du CE entre les sessions expérimentales. Une analyse vidéo permettrait aussi de vérifier de manière spécifique, l'amplitude verticale de la monopalme et la vitesse de vague lors des variations de FO, mais également de mesurer les résistances actives produites durant chaque condition.

Situé dans une continuité expérimentale rattachée au contexte de performance sportive, l'objectif de notre dernière étude était de s'intéresser de manière spécifique, à l'évolution des indicateurs de l'efficacité métabolique consécutive à la manipulation du paramètre FO au cours d'exercices de temps limite (T_{lim}) réalisés à une intensité sévère. Nos résultats apportent des

informations pertinentes au regard des réponses physiologiques produites à haute intensité. D'une part, nos données indiquent que les conditions réalisées à FOLC -10% en comparaison à la condition FOLC altèrent significativement les valeurs de Tlim. Une augmentation de 48% du Tlim a été relevée lors de la condition FOLC en comparaison aux Tlim correspondant aux deux autres sessions. D'autre part, des résultats intéressants montrent que la performance du monopalmeur lors de ces épreuves n'a pas été altérée par des modifications des indicateurs de l'efficacité métabolique objectivée à partir du CE ou encore de la composante lente de $\dot{V}O_2$ ($\dot{V}O_{2CL}$). Pour un même intervalle de durée d'exercice, l'absence de variation significative des paramètres CE et $\dot{V}O_{2CL}$, entre les conditions expérimentales, suggère que la performance ne dépend pas du changement des contributions aérobie et anaérobie dans la fourniture énergétique totale. Cependant, la $\dot{V}O_{2CL}$ a été observée quelle que soit la condition expérimentale (de 180 à 243 ml.min⁻¹), confirmant ainsi la présence d'une altération de l'efficacité énergétique des activités aquatiques dans le domaine de l'intensité sévère (Demarie et al. 2001; Fernandes et al. 2003; Fernandes et al. 2008). La spécificité de la monopalme de surface pourrait expliquer les amplitudes de $\dot{V}O_{2CL}$ plus basses que celles observées lors des exercices de natation. Par conséquent, le manque de différences significatives du CE (calculé sur la totalité de l'exercice du Tlim) et de $\dot{V}O_{2CL}$ (calculé entre la 2^{ème} et 5^{ème} minute du Tlim) ne permet pas d'expliquer les différences de performance.

Par ailleurs, une hypothèse attractive pourrait être de relier les variations cinématiques des membres inférieurs et de la monopalme en réponse à une sélection de FO pour expliquer les différences de Tlim. Récemment, Rejman et Ochman (2009) ont démontré chez des monopalmeurs entraînés que la vitesse maximale de nage était seulement générée à partir de l'optimisation de la flexion plantaire ou de l'angle d'attaque du pied durant le mouvement ascendant et descendant. Ainsi, nous suggérons que la manipulation du mouvement ondulatoire à partir de l'ondulation libre résulterait d'un changement d'optimisation de ces critères cinématiques, permettant de maintenir la plus haute vitesse au cours d'un Tlim. La manipulation de la FO de part et d'autre de la FOLC

pourrait également engendrer des modifications du contrôle moteur. En effet, le mouvement libre cyclique semble être paramétré et généré de manière optimale par le système nerveux central (SNC) dont les informations sensorimotrices efférentes sont modulées en fonction des contraintes de la tâche (Hansen & Ohnstad 2008). Ces auteurs montrent que toute contrainte appliquée au mouvement libre pouvait être responsable d'une réorganisation du SNC affectant les réponses internes de l'organisme. En se basant sur cette hypothèse, nous suggérons que les changements volontaires des variables internes tels que les paramètres cinématiques et musculaires sont accentués au cours des conditions FOLC $+10\%$ et FOLC -10% et requièrent une nouvelle adaptation des mécanismes du SNC qui affectent la performance de la locomotion aquatique.

Ainsi, nos résultats indiquent que la performance du monopalmier lors d'une intensité sévère est plus altérée par la sélection d'une FO, autre que la FOLC, que par les changements des indicateurs de l'efficacité métabolique. L'amélioration de la performance du monopalmier lorsque le patron de mouvement est librement choisi suggère la nécessité d'identifier des variables internes affectant le T_{lim} , à partir d'une analyse des paramètres cinématiques, musculaires et/ou du contrôle moteur.

Cette dernière étude apporte des informations pratiques, particulièrement sur le programme traditionnel d'entraînement des monopalmiers basé sur l'utilisation de différentes FO à une vitesse donnée. Les résultats de cette étude indiquent que les entraîneurs devraient donner la priorité à « l'intervalle training » (de haute intensité) réalisé seulement à la FOLC et éviter l'utilisation de basses ou hautes FO, lesquelles pourraient modifier l'organisation motrice et en conséquence, altérer la performance à haute intensité.

En conclusion, les facteurs qui déterminent la performance du monopalmier sont multiples et semblent dépendre d'une interaction entre les contraintes spécifiques de l'activité et le choix du paramètre FO. Des études ultérieures basées sur une approche holistique intégrant des

mesures physiologiques (EMG), biomécaniques et/ou du contrôle moteur, sont nécessaires afin d'évaluer l'importance du choix de la FO sur l'amélioration de la performance en nage avec monopalme.



Bibliographie

A

- Agostoni E., Gurtner G., Torri G. and Rahn H.** (1966). Respiratory mechanics during submersion and negative pressure breathing. *J Appl Physiol* 21: 251-258.
- Ahlquist L.E., Bassett D.R., Jr., Sufit R., Nagle F.J. and Thomas D.P.** (1992). The effect of pedaling frequency on glycogen depletion rates in type I and type II quadriceps muscle fibers during submaximal cycling exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 65(4): 360-364.
- Alberty M., Sidney M., Huot-Marchand F., Dekerle J., Bosquet L., Gorce P. and Lensel G.** (2006). Reproducibility of performance in three types of training test in swimming. *Int J Sports Med* 27(8): 623-628.
- Alexander R.** (1977). Mechanics and energetics of animal locomotion. Eds: *Alexander R.* London, Chapman and Hall: 222-248.
- Almeling M., Schega L., Witten F., Lirk P. and Wulf K.** (2006). Validity of cycle test in air compared to underwater cycling. *Undersea Hyperb Med* 33(1): 45-53.
- Anderson J.M., Streitlien K., Barrett D.S. and Triantafyllou M.S.** (1998). Oscillating Foils of High Propulsive Efficiency. *J Fluid Mech* 360: 41-72.
- Arellano R. and Gavilan P.** (1999). Vortices and propulsion. In: *The XVII International Symposium on Biomechanics in Sports: swimming*. Perth. Eds: Cowan University: 53-55.
- Arellano R., Lopez-Contrebas G. and Sanchez-Molina J.A.** (2003a). Qualitative evaluation of technique in international spanish junior and pré-junior swimmers : an analysis of error frequencies. In: *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*. Saint Etienne. Eds: Chatard J. C. University of Saint Etienne: 87-92.
- Arellano R., Pardillo S. and Gavilan A.** (2003b). Usefulness of the strouhal number in evaluating human underwater undulatory swimming. *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*. Eds: Chatard J. C. University of Saint Etienne: 33-38.
- Arellano R., Pardillo S. and Gavilàn A.** (2001). Undewater undulatory swimming: kinematics characteristics, vortex generation and application during the start, turn and swimming strokes. In: *The XX^{ème} international symposium on biomechanics in sports-Applied program-Swimming*. Cáceres, Universidad de Extremadura.
- Astrand P.O., Eriksson B.O., Nylander I., Engstroem L., Karlberg P., Saltin B. and Thoren C.** (1963). Girl swimmers with special reference to respiratory and circulatory adaptation and gynaecological and psychiatric aspects. *Acta Paediatr Suppl* 147: 1-75.

B

- Balmer J., Davison R.C. and Bird S.R.** (2000). Reliability of an Air-Braked Ergometer to Record Peak Power During a Maximal Cycling Test. *Med Sci Sports Exerc* 32(10): 1790-1793.

-
- Baly L.** (2003). Modélisation biomécanique et aérohydrodynamique du geste sportif du nageur avec monopalm optimisation de la performance. *Thèse de doctorat. Université de la méditerranée, AixMarseilles II.*
- Barbosa T.M., Bragada J.A., Reis V.M., Marinho D.A., Carvalho C. and Silva A.J.** (2010). Energetics and biomechanics as determining factors of swimming performance: Updating the state of the art. *J Sci Med Sport* 13(2): 262-269.
- Barbosa T.M., Fernandes R., Keskinen K.L., Colaco P., Cardoso C., Silva J. and Vilas-Boas J.P.** (2006). Evaluation of the energy expenditure in competitive swimming strokes. *Int J Sports Med* 27(11): 894-899.
- Barbosa T.M., Fernandes R.J., Keskinen K.L. and Vilas-Boas J.P.** (2008). The influence of stroke mechanics into energy cost of elite swimmers. *Eur J Appl Physiol* 103(2): 139-149.
- Barbosa T.M., Keskinen K.L., Fernandes R., Colaco P., Carmo C. and Vilas-Boas J.P.** (2005). Relationships between energetic, stroke determinants, and velocity in butterfly. *Int J Sports Med* 26(10): 841-846.
- Barstow T.J., Casaburi R. and Wasserman K.** (1993). O₂ Uptake kinetics and the O₂ deficit as related to exercise intensity and blood lactate. *J Appl Physiol* 75(2): 755-762.
- Barthels K.M.** (1979). The mechanism for body propulsion in swimming. In: *Swimming III, International Series on Sport Sciences*. Eds: J. Terauds and E.W. Bedingfield. University Park Press, Baltimore 8 : 45-54.
- Bideau B., Colobert B., Nicolas G., Fusco N., Cretual A., Multon F. and Delamarche P.** (2003a). How to compute the mechanical parameters of monofins ?. In: *Biomechanics and Medecine in Swimming IX*. Eds: Chatard J. C., University of Saint Etienne: 505-511.
- Bideau B., Colobert B., Nicolas G., Le Guerroué G., Multon F. and Delamarche P.** (2003b). Development of an active drag evaluation System (A.D.E.S.). In: *Biomechanics and Medecine in Swimming IX*. Eds: Chatard J. C., University of Saint Etienne: 51-56.
- Blake R.W.** (1983). Median and paired fin propulsion. In: *Fish biomechanics*. Eds: Webb P.W and Weihs D, New York Prager Publishers, 214-247.
- Bonen A., Wilson B.A., Yarkony M. and Belcastro A.N.** (1980). Maximal oxygen uptake during free, tethered, and flume swimming. *J Appl Physiol* 48(2): 232-235.
- Bransford D.R. and Howley E.T.** (1977). Oxygen cost of running in trained and untrained men and women. *Med Sci Sports* 9(1): 41-44.
- Brisswalter J., Fougeron B. and Legros P.** (1996). Effect of three hours race walk on energy cost, cardiorespiratory parameters and stride duration in elite race walkers. *Int J Sports Med* 17(3): 182-186.
- Brisswalter J. and Mottet D.** (1996). Energy cost and stride duration variability at preferred transition gait speed between walking and running. *Can J Appl Physiol* 21(6): 471-480.
- Brugnoli P.** (2010). Letter to the editor of Eja. Re: Comparison of gas exchange data using the Aquatrainer® system and the facemask with Cosmed K4b² during exercise in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 110(4): 875-876.
-

Butts N.K., Tucker M. and Greeting C. (1991). Physiological responses to maximal treadmill and deep water running in men and women. *Am J Sports Med* 19: 612-614.

C

Cacciatore T.W., Rozenshteyn R. and Kristan W.B., Jr. (2000). Kinematics and modeling of leech crawling: Evidence for an oscillatory behavior produced by propagating waves of excitation. *J Neurosci* 20(4): 1643-1655.

Caudal N., Puigsarbe M., Knopp M., Barale F., Gastou P., Boulonnois T., Mattuissi J.M., Lecat S., Marczewski G., Giraud G., Fauquet C., Mouchel A., Hellerd P. (2005). Comparaison des nageuses olympiques vs nationales des paramètres cinématiques et de La variabilité de la fréquence gestuelle pour les épreuves de 200m. *Colloque international de natation, livre des résumés. Les entretiens de l'INSEP.*

Cavagna G.A. and Kaneko M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 268(2): 467-481.

Cavanagh P.R. and Williams K.R. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc* 14(1): 30-35.

Chatard J.C., Lavoie J.M. and Lacour J.R. (1990). Analysis of determinants of swimming economy in front crawl. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 61(1-2): 88-92.

Cheng J.Y., Davison I.G. and DeMont M.E. (1996). Dynamics and energetics of scallop Locomotion. *J exp Biol* 199: 1931-1946.

Cheng J.Y. and DeMont M.E. (1996). Hydrodynamics of scallop Locomotion: Unsteady fluid Forces on clapping shells. *J Fluid Mech* 317: 73-90.

Choukroun M.L. and Varene P. (1990). Adjustments in oxygen transport during head-out immersion in water at different temperatures. *J Appl Physiol* 68(4): 1475-1480.

Christianson R.A., Weltman G. and Egstrom G.H. (1965). Thrust forces in underwater swimming. *Human factors*: 561-568.

Christie J.L., Sheldahl L.M., Tristani F.E., Wann L.S., Sagar K.B., Levandoski S.G., Ptacin M.J., Sobocinski K.A. and Morris R.D. (1990). Cardiovascular regulation during head-out water immersion exercise. *J Appl Physiol* 69(2): 657-664.

Colman V., Persyn U. and Ungerechts B.E. (1999). A mass added to the swimmer's mass to estimate the velocity in dolphin-lie swimming below the water surface. In: *Biomechanics and medicine in Swimming VII*. Eds: K.L Keskinen, P.V Komi, et A.P Hollander. Jyväskylä Finland: 49.

Colobert B., Bideau B., Nicolas G., Fusco N. and Delamarche P. (2003). Théorie des corps allongés pour la nage avec palmes. *3^{èmes} journées spécialisées de Natation*, Lille: 131-132.

Colombier M. (1988). Du dauphin à la monopalme. *Actes des 1^{eres} assises des APPN*. Toulouse: 375-389.

- Colombier M.** (1991). Etude du rapport de portance/trainée sur deux types de palmes. *Actes des 11^{èmes} assises des activités physiques de pleine nature*. Toulouse: 352-364.
- Comolet R.** (1994). Equations fondamentales de La mécanique des fluides. In: *Mécanique expérimentale des fluides*. Eds: P. Masson: 35-69.
- Connelly T.P., Sheldahl L.M., Tristani F.E., Levandoski S.G., Kalkhoff R.K., Hoffman M.D. and Kalbfleisch J.H.** (1990). Effect of increased central blood volume with water immersion on Ppasma catecholamines during exercise. *J Appl Physiol* 69(2): 651-656.
- Cosmed® Ltd** (2005). Aquatrainer®: Theory and operation: 1-12.
- Costill D.L., Maglischo E.W. and Richardson A.B.** (1992). *Swimming*. 182-185.
- Counsilman J.E.** (1968). The science of swimming. Eds: Englewoods Cliffs, NJ Prentice Hall.
- Craig A.B., Jr. and Dvorak M.** (1975). Expiratory reserve volume and vital capacity of the Lungs during immersion in water. *J Appl Physiol* 38(1): 5-9.

D

- Dahlback G.O., Jonsson E. and Liner M.H.** (1978). Influence of hydrostatic compression of the chest and intrathoracic blood pooling on static lung mechanics during head-out immersion. *Undersea Biomed Res* 5(1): 71-85.
- Daniel T.L.** (1991). Efficiency in aquatic locomotion: Limitations from single cells to animals. In: *Efficiency and economy in animal physiology*. Eds: B. RW. Cambridg: 83-96.
- Daniel T.L., Jordan C., and Grunbaum D.** (1992). *Advances in comparative and environmental physiology, mechanics of animal locomotion*. Eds: New York, Springer: 17-49.
- Daniels J.T.** (1985). A physiologist's view of running economy. *Med Sci Sports Exerc* 3: 332-338.
- Demarie S., Sardella F., Billat V., Magini W. and Faina M.** (2001). The VO₂ slow component in swimming. *Eur J Appl Physiol* 84(1-2): 95-99.
- di Prampero P.E.** (1981). Energetics of muscular exercise. *Reviews of physiology, biochemistry and pharmacology* 89: 143-222.
- di Prampero P.E.** (1986). The energy cost of human Locomotion on Land and in Water. *Int J Sports Med* 7(2): 55-72.
- di Prampero P.E., Pendergast D., Wilson D. and Rennie D.** (1978). Blood lactatic acid concentrations in high velocity swimming. In: *Swimming Medicine IV*. Eds: Eriksson B, Furberg B. Baltimore: 249-261.
- di Prampero P.E., Pendergast D.R., Wilson D.W. and Rennie D.W.** (1974). Energetic of swimming in man. *J Appl Physiol* 37: 1-5.
- Dwyer J.** (1983). Estimation of oxygen uptake from heart rate response to undersea work. *Undersea Biomed Res* 10(2): 77-87.

E

E.O.Y.A.A. (1987). "Ιζηοπική Αναδοπομή Ζηην Ηεσνική ΚολύΜβηζη. Ενημεπυηικό ΔελήίΟ 4." Αθήνα.

Edwards R.H., Harris R.C., Hultman E., Kaijser L., Koh D. and Nordesjo L.O. (1972). Effect of temperature on muscle energy metabolism and endurance during successive isometric contractions, sustained to fatigue, of the quadriceps muscle in Man. *J Physiol* 220(2): 335-352.

F

Fernandes R.J., Billat V.L., Cruz A.C., Colaco P.J., Cardoso C.S. and Vilas-Boas J.P. (2006). Does net energy cost of swimming affect time to exhaustion at the individual's maximal oxygen consumption velocity ? *J Sports Med Phys Fitness* 46(3): 373-380.

Fernandes R.J., Cardoso C.S., Soares A., Ascensao A., Colaco P.J. and Vilas-Boas J.P. (2003). Time limit and VO₂ slow component at intensities corresponding to VO_{2max} in Swimmers. *Int J Sports Med* 24: 576-581.

Fernandes R.J., Keskinen K.L., Colaco P., Querido A.J., Machado L.J., Morais P.A., Novais D.Q., Marinho D.A. and Vilas Boas J.P. (2008). Time limit at VO_{2max} velocity in elite Crawl swimmers. *Int J Sports Med* 29(2): 145-150.

Fish F.E. (1993). Power output and propulsive efficiency of swimming bottlenose dolphins (*Tursiops Truncatus*). *J Exp Bio* (185): 179-193.

Fuchs A. (1997). *La Plongée, Un Loisir Pour Tous*. Eds: Amphora, Paris.

G

Gaesser G.A. and Poole D.C. (1996). The slow component of oxygen uptake Kinetics in humans. *Exercise and sport sciences reviews* 24: 35-71.

Gautier J. (2002). Etude des paramètres cinématiques de La nage avec palme. *Rapport de DEA. Université Paul Sabatier Toulouse* .

Gautier J., Baly L., Zanone P.G. and Watier B. (2004). Effet du niveau de pratique et de la distance de course sur les paramètres cinématiques de la nage avec palmes. *Science et Sports* 19: 196-198.

Gayda M., Bosquet L., Juneau M., Guiraud T., Lambert J. and Nigam A. (2010). Comparison of gas exchange data using the aquatrainer system and the facemask with Cosmed K4b² during exercise in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol* 109(2): 191-199.

Graham K.T., Robert L.N. and Adrian L.R.T. (2003). Flying and swimming animals cruise at a strouhal number tuned for high power efficiency. *Nature* 425: 707-711.

H

- Hall J., Macdonald I.A., Maddison P.J. and O'Hare J.P.** (1998). Cardiorespiratory responses to underwater treadmill walking in healthy females. *Eur J Appl Physiol* 77: 278-284.
- Hansen E.A. and Ohnstad A.E.** (2008). Evidence for freely chosen pedalling rate during submaximal cycling to be a robust innate voluntary motor rhythm. *Exp Brain Res* 186(3): 365-373.
- Hauber C., Sharp R.L. and Franke W.D.** (1997). Heart rate response to submaximal and maximal workloads during running and swimming. *Int J Sports Med* 18(5): 347-353.
- Hogberg P.** (1952). How do stride length and stride frequency influence the energy-output during running ? *Arbeitsphysiologie* 14(6): 437-441.
- Holmer I.** (1972). Oxygen uptake during swimming in man. *J Appl Physiol* 33(4): 502-509.
- Holmer I.** (1974). Physiology of swimming men. In: *Acta physiologica scandinavica Suppl.* Eds: Holmer, 9-47.
- Holmer I. and Astrand P.O.** (1972). Swimming training and maximal oxygen uptake. *J Appl Physiol* 33(4): 510-513.
- Holmer I. and Bergh U.** (1974). Metabolic and thermal response to swimming in water at varying temperatures. *J Appl Physiol* 37: 702-705.
- Holmer I., Lundin A. and Eriksson B.O.** (1974). Maximum oxygen uptake during swimming and running by elite swimmers. *J Appl Physiol* 36(6): 711-714.
- Holt K.G., Hamill J. and Andres R.O.** (1991). Predicting the minimal energy costs of human walking. *Med Sci in Sports Exerc* 23(4): 491-498.
- Hong S.K., Ting E.Y. and Rahn H.** (1960). Lung volumes at different depths of submersion. *J Appl Physiol* 15: 550-553.
- Howley E.T., Bassett D.R., Jr. and Welch H.G.** (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: Review and Commentary. *Med Sci Sports Exerc* 27(9): 1292-1301.
- Hreljac A. and Martin P.E.** (1993). The Relationship between smoothness and economy during walking. *Biol Cybern* 69(3): 213-218.

J

- Jammes Y., Coulange M., Delliaux S., Jammes C., Gole Y., Boussuges A., Brerro-Saby C., Ba A., Marqueste T. and Adjriou N.** (2009). Fin swimming improves respiratory gas exchange. *Int J Sports Med* 30(3): 173-181.
- Jones S.M., L. Passfiels** (1998). The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. *The Engineering of Sport*: 265-274.

Jurimae J., Haljaste K., Cicchella A., Latt E., Purge P., Leppik A. and Jurimae T. (2007). Analysis of swimming performance from physical, physiological, and biomechanical parameters in young swimmers. *Pediatr Exerc Sci* 19(1): 70-81.

K

Karpovich P.V. (1933). Water resistance in swimming. *Res Quart* 4: 21-28.

Kerll K.H. (1987). Manuel de nage avec palmes.

Kervinio J.L. (1985). La monopalme : Acheter ...Ou Créer ? *Études et sports sous-marins*. 24-26.

Keskinen K.L., Rodriguez F.A. and Keskinen O.P. (2003). Respiratory snorkel and valve system for breath-by-breath gas analysis in swimming. *Scand J Med Sci Sports* 13(5): 322-329.

Khurana R.K., Watabiki S., Hebel J.R., Toro R. and Nelson E. (1980). Cold face test in the assessment of trigeminal- brainstem-vagal function in humans. *Ann Neurol* 7: 144-149.

Koppo K. and Bouckaert J. (2002). The decrease in the VO_2 slow component induced by prior exercise does not affect the time to exhaustion. *Int J Sport Med* 23: 262-267.

Kuipers H., Verstappen F.T., Keizer H.A., Geurten P. and van Kranenburg G. (1985). Variability of aerobic performance in the Laboratory and its physiologic correlates. *Int J Sports Med* 6(4): 197-201.

L

Lavoie J.M. and Montpetit R.R. (1986). Applied physiology of swimming. *Sports Med* 3: 165-189.

Libicz S., Roels B. and Millet G.P. (2005). VO_2 responses to intermittent swimming sets at velocity associated with VO_{2max} . *Can J Appl Physiol* 30: 543-553.

Lighthill M.J. (1971). Large-amplitude elongated-body theory of fish Locomotion. *Proc. Roy. Soc. B* 179: 125-138.

Lighthill M.J. (1975). Mathematical biofluid dynamics. In: *Soc Ind Appl Math*. Philadelphia.

Lin Y.C., Shida K.K. and Hong S.K. (1983). Effects of hypercapnia, hypoxia, and rebreathing on heart rate response during apnea. *J Appl Physiol* 54: 166-171.

Luersen M.A., Le Riche R., Lemosse D. and Le Maître O. (2006). A computationally efficient approach to swimming monofin optimization. *Struct Multidisc Optim* 31: 488-496.

M

- Magel J.R., McArdle W.D. and Glaser R.M.** (1969). Telemetered heart rate response to selected competitive swimming Events. *J Appl Physiol* 26(6): 764-770.
- Margaria R., Cerretelli P., Aghemo P. and Sassi G.** (1963). Energy cost of running. *J Appl Physiol* 18: 367-370.
- Martin P.E., Heise G.D. and Morgan D.W.** (1993). Interrelationships between mechanical power, energy transfers, and walking and running economy. *Med Sci Sports Exerc* 25: 508-515.
- Mc Neill A.R.** (1977). Terrestrial locomotion. In: *Mechanics and energetics of animal locomotion*. Eds: Mc. Neil & Goldspink. New York: 168-203.
- McGinnis P.M.** (2005). Biomechanics of sport and exercise. Eds: Champaign : *Human Kinetics*.
- McLaughlin J.E., King G.A., Howley E.T., Bassett D.R., Jr. and Ainsworth B.E.** (2001). Validation of the cosmed K4b² portable metabolic system. *Int J Sports Med* 22(4): 280-284.
- McLean S.P., Palmer D., Ice G., Truijens M. and Smith J.C.** (2010). Oxygen uptake response to stroke rate manipulation in freestyle swimming. *Med Sci Sports Exerc* 42(10): 1909-1913.
- Millet G.P., Chollet D., Chabies S. and Chatard J.C.** (2002). Coordination in front crawl in elite triathletes and elite swimmers. *Int J Sports Med* 23(2): 99-104.
- Mollendorf J.C., Felske J.D., Samimy S. and Pendergast D.R.** (2003). A Fluid/Solid model for predicting slender body deflection in a moving fluid. In: *American Society of Mechanical Engineers*. New York, Etats-Unis: 346-350.
- Montpetit M.R., Cazorla G. and Lavoie J.M.** (1988). Energy expenditure during front crawl swimming : A comparison between males and females. In: *Swimming Science V*. Eds: Ungerechts B, Wilke K, Reischle K. Champaign, Illinois: Human Kinetics: 229-235.
- Moore T.O., Bernauer E.M., Seto G., Park Y.S., Hong S.K. and Hayashi E.M.** (1970). Effect of Immersion at different water temperatures on graded exercise Performance in Man. *Aerosp Med* 41(12): 1404-1408.
- Morrison J.B.** (1973). Oxygen uptake studies of divers when fin swimming with maximum effort at depths of 6-176 Feet. *Aerosp Med* 44(10): 1120-1129.

N

- Nakanishi Y., Kimura T. and Yokoo Y.** (1999a). Maximal physiological responses to deep water running at thermoneutral temperature. *Appl Human Sci* 18(2): 31-35.
- Nakanishi Y., Kimura T. and Yokoo Y.** (1999b). Physiological responses to maximal treadmill and deep water running in the young and the middle aged males. *Appl Human Sci* 18(3): 81-86.

Nicolas G. and Bideau B. (2009). A kinematic and dynamic comparison of surface and underwater displacement in high level monofin swimming. *Hum Mov Sci* 28(4): 480-493.

Nicolas G., Bideau B., Bideau N., Colobert B., Le Guerrou G. and Delamarche P. (2010). A new system for analyzing swim Fin propulsion based on human kinematic data. *J Biomech* 19: 19.

Nicolas G., Bideau B., Colobert B. and Berton E. (2007). How are strouhal number, drag, and efficiency adjusted in high level underwater monofin-swimming ?. *Hum Mov Sci* 26(3): 426-442.

Nicolas G., Bideau B., Colobert B. and Delamarche P. (2003a). Approches cinématique et dynamique en nage avec palmes : liens avec le nombre de strouhal. *10^{ème} Congres ACAPS*. Toulouse: 213-214.

Nicolas G., Colobert B., Bideau B. and Fusco N. (2003b). Nombre de strouhal et résistance active en nage avec palme. *3^{èmes} journées spécialisées de Natation*. Lille: 153-154.

O

Ogita F. and Tabata I. (1992). Peak oxygen uptake during arm stroke under a hypobaric hypoxic condition. *Ann Physiol Anthropol* 11(3): 289-294.

P

Park K.S., Choi J.K. and Park Y.S. (1999). Cardiovascular regulation during water immersion. *Appl Human Sci* 18(6): 233-241.

Patterson R.P. and Moreno M.I. (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc* 22(4): 512-516.

Pendergast D.R., di Prampero P.E., Craig A.B., Wilson D.R. and Rennie D.W. (1977). Quantitative analysis of front crawl in men and women. *J Appl Physiol* 43: 475-479.

Pendergast D.R., Mollendorf J., Logue C. and Samimy S. (2003a). Evaluation of fins used in underwater swimming. *Undersea Hyperb Med* 30(1): 57-73.

Pendergast D.R., Mollendorf J., Logue C. and Samimy S. (2003b). Underwater fin swimming in women with reference to fin selection. *Undersea Hyperb Med* 30(1): 75-85.

Pendergast D.R., Tedesco M., Nawrocki D.M. and Fisher N.M. (1996). Energetics of underwater swimming with scuba. *Med Sci Sports Exerc* 28(5): 573-580.

Pierrynowski M.R., Winter D.A. and Norman R.W. (1980). Transfers of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. *Ergonomics* 23: 147-156.

Powers S.K., Beadle R.E. and Mangum M. (1984). Exercise efficiency during arm ergometry: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol: respiratory, environmental and exercise physiology* 56(2): 495-499.

Psycharakis S.G., Cooke C.B., Paradisis G.P., O'Hara J. and Phillips G. (2008). Analysis of selected kinematic and physiological performance determinants during incremental testing in elite swimmers. *J Strength Cond Res* 22(3): 951-957.

Pyne D.B., Boston T., Martin D.T. and Logan A. (2000). Evaluation of the lactate Pro blood lactate analyser. *Eur J Appl Physiol* 82(1-2): 112-116.

R

Read D.A., Hover F.S. and Triantafyllou M.S. (2003). Forces on oscillating foils for propulsion and maneuvering. *J Fluids Struct* 17: 163-183.

Reis V.M. (2011). VO_2 underestimation using the aquatrainer compared with facemask measurements: Is it all in the ventilation ?. *Eur J Appl Physiol* 111(6): 1223-1224.

Rejman M. (1999). Dynamic criteria for description of single fin swimming technique. In: *Biomechanics and Medicine of Swimming VIII*. Eds: Keskinen, K.L., Komi, P.V. and Hollander, A.P. Jyvaskyla: Gummerus Printing: 171-176.

Rejman M. and Ochmann B. (2005). Application of artificial neural networks in monofin swimming technique assessment. *Hum Mov* 6: 24-33.

Rejman M. and Ochmann B. (2009). Modeling of monofin swimming technique: Optimization of feet displacement and fin strain. *J Appl Biomech* 25(4): 340-350.

Rodger I. (1998). Dive Free. Eds: IR.

Rodriguez F.A. (2000). Maximal oxygen uptake and cardiorespiratory response to maximal 400 m free swimming, running and cycling tests in competitive swimmers. *J Sports Med Phys Fitness* 40(2): 87-95.

Roels B., Hellard P., Schmitt L., Robach P., Richalet J.P. and Millet G.P. (2006). Is it More effective for highly trained swimmers to live and train at 1200 m than at 1850 m in terms of performance and haematological benefits ?. *Br J Sports Med* 40(2): e4.

Roels B., Schmitt L., Libicz S., Bentley D., Richalet J.P. and Millet G. (2005). Specificity of VO_{2max} and the ventilatory threshold in free swimming and cycle ergometry: Comparison between triathletes and swimmers. *Br J Sports Med* 39(12): 965-968.

Rohr J.J. and Fish F.E. (2004). Strouhal numbers and optimization of swimming by odontocete cetaceans. *J Exp Biol* 207(10): 1633-1642.

Rowell L.B. and O'Leary D.S. (1990). Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *J Appl Physiol* 69(2): 407-418.

S

Sanders R.H., Cappaert J.M. and Devlin R.K. (1995). Wave characteristics of butterfly swimming. *J Biomech* 28(1): 9-16.

- Scheen A., Juchmes J. and Cession-Fossion A.** (1981). Critical analysis of the "anaerobic threshold" during exercise at constant workloads. *Eur J Appl Physiol Occup physiol* 46(4): 367-377.
- Schleihauf R.E., Higgins J.R., Hinrichs R., Luedtke D., Maglischo C., Maglischo E.W. and Thayer A.** (1988). Propulsive Technique: front crawl, butterfly, backstroke, and breaststroke. In: *Swimming Science V*. Eds: Ungerechts B. Illinois: 53-59.
- Sfakiotakis M., Lane D.M., Bruce J. and Davies C.** (1999). Review of fish swimming modes for aquatic locomotion. *J Oceanic Engng* 24: 234-252.
- Shono T., Fujishima K., Hotta N., Ogaki T. and Ueda T.** (2001). Physiological responses to water-walking in middle aged women. *J Physiol Anthropol* 20(2): 119-123.
- Shuping L. and Sanders R.** (2002). Mechanical properties of the fin swimming. In: *XX International symposium on biomechanics in sports*. Eds: Gianikellis, K. Caceres. Spain: 479-480.
- Sidney M.** (1991). Analyse technique du crawl : Étude morphologique et biomécanique chez le jeune nageur (11-13 Ans). *Thèse de doctorat*. Université de Bourgogne.
- Sogabe Y., Monji K., Nakashima K., Tajima F. and Iwamoto J.** (1987). Modification of a conventional bicycle ergometer for underwater use. *J UOEH* 9(3): 279-285.
- Sparrow W.A.** (1983). The efficiency of skilled performance. *J Mot Behav* 15(3): 237-261.
- Spinnewijn W.E., Wallenburg H.C., Struijk P.C. and Lotgering F.K.** (1996). Peak ventilatory responses during cycling and swimming in pregnant and nonpregnant women. *J Appl Physiol* 81(2): 738-742.

T

- Tailliez P.** (1998). Plongée sans câbles. Eds: Edisud.
- Tamura H., Nakazawa Y., Sugiyama Y., Nomura T. and Torii N.** (2002). Motion analysis and shape evaluation swimming monofin. In: *The Engineering of Sport*. Eds: Ujihashi, S. and Haake, S.J., Blackwell Science: 4, 716-724.
- Thornton K.M.** (1984a). Butterfly stroke rhythm. *Swim World*: 42-46.
- Thornton K.M.** (1984b). Sprint and distance butterfly. *Swim. World*: 24-30.
- Toussaint H. and Truijens M.** (2005). Biomechanical aspects of peak performance in human swimming. *Animal Biology* 55(1): 17-40.
- Toussaint H.M., Hollander A.P., van den Berg C. and Vorontsov A.** (2000). Biomechanics of Swimming. *Exerc Sport Sci* : 639-659.
- Toussaint H.M., Meulemans A., de Groot G., Hollander A.P., Schreurs A.W. and Vervoorn K.** (1987). Respiratory valve for oxygen uptake measurements during swimming. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 56(3): 363-366.

Toussaint H.M., Truijens M., Elzinga M.J., van de Ven A., de Best H., Snabel B. and de Groot G. (2002). Effect of a fast-skin « body » suit on drag during front crawl swimming. *Sports Biomech* 1(1): 1-10.

Triantafyllou M.S., Triantafyllou G.S. and Gopalkrishnan R. (1993). Optimal thrust development in oscillating foils with application to fish propulsion. *J Fluids Structure* 7: 201-224.

U

Ungerechts B.E. (1981). A device for the estimation of forces in a flexible shark model at high reynolds-numbers. In: *Biomechanics VII*. Eds: Warszawa, A. morecki, K. Fidelus, K. Kedzior, and A. Wit, Polish Scientific Publisher: 230-235.

Ungerechts B.E. (1983). A comparison of the movements of the rear parts of dolphins and butterfly swimmers. In: *Biomechanics and medicine in swimming*. Eds: Champaign, Human Kinetics: 215-221.

V

Videler J. and Kamermans P. (1985). Differences between upstroke and downstroke in swimming dolphins. *J Exp Biol* 119: 265-274.

Vogel S. (1994). *Life in moving fluids; the physical biology of flow*. Eds: Princeton University Press.

Vogel S. (1997). Animal locomotion : Squirt smugly, scallop !. *Nature* 385: 21-22.

von Loebbecke A., Mittal R., Fish F. and Mark R. (2009). A comparison of the kinematics of the dolphin kick in humans and cetaceans. *Hum Mov Sci* 28(1): 99-112.

W

Wakayoshi K., D'Acquisto L.J., Cappaert J.M. and Troup J.P. (1995). Relationship between oxygen uptake, stroke rate and swimming velocity in competitive swimming. *Int J Sports Med* 16(1): 19-23.

Walker J.A. and Westneat M.W. (2002). Performance limits of labriform propulsion and correlates with fin shape and motion. *J Exp Biol* 205(Pt 2): 177-187.

Westneat M.W. and Walker J.A. (2003). Mechanical design of fin propulsion: Kinematics, hydrodynamics, morphology and motor control of pectoral fin swimming in fishes. *Integrative and Comparative Biology* 42: 1032-1043.

Whipp B.J. (1987). Dynamics of pulmonary gas exchange. *Circulation* 76(6 Pt 2): VI 18-28.

Woledge R.C. (1998). Possible effects of fatigue on muscle efficiency. *Acta Physiol Scand* 162(3): 267-273.

X

Xu F. and Rhodes E.C. (1999). Oxygen uptake kinetics during exercise. *Sports Med* 27(5): 313-327.

Y

Yamaguchi H., Shidara F., Naraki N. and Mohri M. (1995). Maximum sustained fin-kick thrust in underwater swimming. *Undersea Hyperb Med* 22(3): 241-248.

Z

Zamparo P., Bonifazi M., Faina M., Milan A., Sardella F., Schena F. and Capelli C. (2005). Energy cost of swimming of elite long-distance swimmers. *Eur J Appl Physiol* 94(5-6): 697-704.

Zamparo P., Capelli C. and Pendergast D. (2011). Energetics of swimming: A historical perspective. *Eur J Appl Physiol* 111(3): 367-378.

Zamparo P., Pendergast D.R., Termin A. and Minetti A.E. (2006). Economy and efficiency of swimming at the surface with fins of different size and stiffness. *Eur J Appl Physiol* 96(4): 459-470.

Zamparo P., Pendergast D.R., Termin B. and Minetti A.E. (2002). How fins affect the economy and efficiency of human swimming. *J Exp Biol* 205: 2665-2676.

Zarrugh M.Y. and Radcliffe C.W. (1978). Predicting metabolic cost of level walking. *Eur J Appl Physiol Occup physiol* 38(3): 215-223.

RESUME

L'objectif de ce travail est d'étudier la relation entre l'efficacité énergétique et les modifications du mouvement propulseur lors de tâches d'intensité maximale et sous-maximale.

Une analyse descriptive de l'activité monopalmes a été préalablement réalisée, permettant de caractériser le profil bioénergétique des monopalmes de haut niveau (**Etude 1**). Ce premier travail montre que l'amplitude des réponses cardiorespiratoires et métaboliques est significativement moins importante chez des monopalmes réalisant une épreuve maximale *in situ* comparativement à un exercice réalisé sur ergocycle. Ces différences d'adaptations physiologiques aiguës à l'exercice maximal entre les deux épreuves suggèrent une influence de la position spécifique du corps et de la faible masse musculaire recrutée en monopalmes.

L'étude 2 s'est intéressée à l'influence de la fréquence d'ondulation (FO comme paramètre du mouvement) sur le coût énergétique (CE) et les réponses métaboliques au cours d'épreuves de nage de durée constante et d'intensité sous-maximale. Les résultats mettent en évidence que le choix d'une fréquence d'ondulation élevée (> FO librement choisie, FOLC) en comparaison à un intervalle de basses fréquences induit une optimisation du CE, pouvant se traduire par une réduction des résistances hydrodynamiques à l'avancement.

L'étude 3 s'est intéressée à l'effet de la fréquence d'ondulation sur l'évolution des indicateurs de l'efficacité énergétique (CE et composante lente de la consommation d'oxygène, $\dot{V}O_{2CL}$) au cours d'un temps limite (Tlim) effectué à intensité maximale. La sélection d'une fréquence basse et élevée (exprimée en % de la FOLC) est associée à une altération du Tlim alors qu'une amélioration de la performance est observée lors de la condition FOLC. L'absence de différences significatives des valeurs de CE et de $\dot{V}O_{2CL}$ entre les conditions suggère que la performance est plus dépendante de la manipulation du mouvement que des réponses physiologiques induites. Des études ultérieures sont nécessaires pour identifier les mécanismes internes et externes (e.g. activité musculaire et/ou contrôle moteur) qui peuvent potentiellement affecter la performance en monopalmes de surface.

MOTS-CLES : Monopalmes, Efficacité énergétique, Fréquence d'ondulation, Performance, Locomotion aquatique

ABSTRACT

The purpose of the present work was to examine the relationship between the metabolic efficiency and the modifications of the propeller movement during various tasks conducted at maximal and submaximal intensities.

A descriptive analysis of the monofin-swimming activity was firstly performed, allowing to characterize the physiological profile of high-level monofin-swimmers (**Study 1**). This first work shows that the amplitude of the cardiorespiratory and metabolic responses to maximal monofin-swimming is significantly less important than that induced during cycling test. These differences in acute physiological adaptations to maximal exercise between the maximal tests suggest an influence of the specific position of the body and the low muscular mass recruited in monofin.

The goal of the study 2 was to investigate the influence of the kick frequency (K_F as movement parameter) on the energy cost (Ec) and the metabolic responses during submaximal swimming sessions of constant duration. The findings highlight that the choice of a high K_F (> freely chosen K_F , FCK $_F$) as compared to an interval of low K_F , results in an optimization of Ec parameter, possibly by the reduction of active drag.

The aim of the study 3 was to focus in the effect of the K_F on the indicators of the metabolic efficiency (Ec and slow component of the oxygen consumption, $\dot{V}O_{2SC}$) during a time limit (Tlim) conducted at maximal intensity. The selection of a low and high K_F (expressed in % of the FCK $_F$) is associated with an alteration of Tlim whereas an improvement of the performance is observed during the FCK $_F$ condition. The lack of significant differences of Ec and $\dot{V}O_{2SC}$ between the conditions suggests that the performance is more dependent on the manipulation of the movement than induced physiological responses. Further studies are necessary to identify the internal and external mechanisms (e.g. muscular activity and/or motor control) which can potentially affect the monofin-swimming performance.

KEY WORDS : Monofin, Metabolic efficiency, Kick frequency, Performance, Aquatic locomotion
