

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

EFFET DE L'IMMERSION SUR LE COÛT BIOÉNERGÉTIQUE DE PÉDALAGE
SUR ERGOCYCLE AQUATIQUE ET DÉTERMINATION DES ÉQUIVALENCES
LORS DU PÉDALAGE SUR TERRAIN SEC

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR

MAURICIO JULIO GARZON

FÉVRIER 2010

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 -Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à souligner l'implication majeure de mon directeur de recherche, le docteur Mario Leone et mon co-directeur de recherche, docteur Alain-Steve Comtois, qui ont été des personnes fondamentales dans le développement du projet, pendant la phase de rédaction de ce mémoire, ainsi que pour le soutien sans limite.

J'apprécie aussi énormément l'apport d'Alain-Steve Comtois pour le soutien, pour avoir su me guider avec patience pendant ce projet de recherche et pour le précieux temps dédié à m'orienter dans la rédaction rigoureuse de mon premier article.

Ma reconnaissance est aussi témoignée au docteur Jean P. Boucher pour la pertinence de ses recommandations méthodologiques, à la professeure Patricia Blackburn pour avoir dédié une part de son temps précieux à agir comme jury externe, à Elise Busilacchi, pour son assistance technique et son implication active dans la collecte de données, ainsi qu'à Andrée Dionne et Carole Roy pour le support logistique.

Je veux témoigner ma reconnaissance envers mes enfants Catherine et Santiago qui sont la plus grande force et source de motivation de ma vie et de chaque défi. À mon épouse, Constanza qui m'a accompagné durant tous mes défis et qui a dû rester toute seule beaucoup de fois à cause de mon travail et de mes études. À ma femme, tous mes remerciements.

Je n'aurai jamais de mots pour exprimer ma reconnaissance envers mes parents et ma famille qui ont toujours été un exemple pour moi et ont manifesté constamment leur encouragement. D'une façon spéciale, une reconnaissance à mon frère Leo, ingénieur, par ses apports importants à ce mémoire.

Cette étude n'aurait pu être réalisée sans la participation des sujets qui ont pris part à l'étude avec beaucoup d'enthousiasme et un maximum d'effort pendant trois journées.

Mon travail fut facilité par l'appui financier du Programme d'aide financière à la recherche et à la création (PAFARC) et les Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC) à qui j'adresse mes remerciements, ainsi qu'à la fondation de l'Université du Québec à Montréal pour le privilège qui m'ont accordé afin de faire partie du groupe de personnes reconnues par la bourse d'excellence Denise-Véronneau.

Enfin un grand remerciement à l'UQAM pour m'avoir donné l'honneur d'être étudiant de deuxième cycle dans un pays étranger, ce qui a fait accomplir un de mes rêves de vie.

TABLE DES MATIÈRES

Liste des figures.....	vi
Liste des tableaux.....	vii
Liste des acronymes	viii
Résumé.....	x
CHAPITRE I	
INTRODUCTION.....	1
1.1 Objet de la recherche	3
1.2 Question de recherche	3
CHAPITRE II	
REVUE DE LA LITTÉRATURE	
2.1 PRINCIPES MÉTABOLIQUES À L'EXERCICE APPLIQUÉS AUX MODALITÉS SPÉCIFIQUES DE LA PRÉSENTE ÉTUDE.....	4
2.1.1 Volumes pulmonaires.....	5
2.1.1 Échanges gazeux, transport et consommation de l'O ₂	6
2.2 ASPECTS GÉNÉRAUX DU FONCTIONNEMENT DU SYSTÈME CARDIOVASCULAIRE	10
2.2.1. Débit cardiaque.....	11
2.2.1 Différence artérioveineuse	12
2.2.2 Équivalent métabolique (MET).....	12
2.3 PROPRIÉTÉ BIOÉNERGÉTIQUE DU PÉDALAGE.....	13
2.3.1 Considérations mécaniques de l'avancement dans l'eau.....	15
2.3.1 Modèle mathématique pour le calcul de la puissance de pédalage sur vélo aquatique Hydridorider	17
2.4 EFFETS PHYSIOLOGIQUES DE LA PRESSION HYDROSTATIQUE ET DE LA TEMPÉRATURE AU REPOS	21
2.4.1 Effets de la pression hydrostatique sur les paramètres respiratoires au repos.....	24
2.4.2 Effets de la température de l'eau.....	25

2.5 EFFETS DE L'IMMERSION PENDANT L'EXERCICE SUR LES VARIABLES CARDIOPULMONAIRES.....	27
--	----

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE.....	30
3.1 SUJETS.....	30
3.1.1 Critères d'inclusions.....	30
3.1.2 Critères d'exclusions.....	30
3.1.3 Conditions.....	30
3.1.4 Variables mesurées.....	31
3.2 PROCÉDURES.....	32
3.2.1 Variables indépendantes.....	38
3.2.2 Variables dépendantes.....	38
3.2.3 Analyses statistiques.....	38

CHAPITRE IV

MANUSCRIT SOUMIS À MEDICINE AND SCIENCE IN SPORTS AND EXERCISE.....	39
4.1 Paper submitted for publication to Medicine & science sports & exercise	40
4.2 ENERGY EXPENDITURE AND POWER OUTPUT DURING EXERCISE ON AN IMMERSIBLE ERGOCYCLE	41

CHAPITRE V

CONCLUSION GÉNÉRAL.....	64
RÉFÉRENCES	66

LISTE DES FIGURES

Figures.		Page
1.1	Vélo aquatique Hydorrider®	3
2.1	Volumes pulmonaires.	6
2.2	Système pales, pédalier et pédales	16
2.3	Point d'application des forces du système.	18
2.4	Tendance de la courbe de puissance vs. RPM	20
2.5	Utilisation du Cosmed K4b2 sur la plateforme	20
2.6	Rapport entre la vitesse de la marche et le VO_2 pendant la marche dans l'eau et hors de l'eau.	28
3.1	Ergocycle Excalibur V2.0	31
3.2	Critère de positionnement sur vélo	34
3.3	Pédalage en immersion au niveau des mollets	35
6.1	Puissance (watts) et la limite maximale prédite en utilisant une longueur de pied de 30 cm (boundary) par rapport à la VO_2	64

LISTE DES TABLEAUX

Tableau		Page
2.1	Valeurs du débit cardiaque au repos et à l'exercice chez des individus sédentaires et chez des athlètes	11
2.2	Calcul de la puissance en Watts vs. RPM vs. Pied	19
2.3	Réponse cardiaque en immersion thermoneutre et hors de l'eau	22
2.4	Différences métaboliques entre la course maximale sur tapis roulant (TMR) et la course en eau profonde (DWR)	24
2.5	Ajustements respiratoires et pulmonaires qui se produisent en immersion au repos	25
2.6	Effets de l'immersion jusqu'au cou sur les fonctions cardiovasculaires au repos	26
3.1	RPM pour chaque palier sur vélo Hydrorider.	36
3.2	Watts pour chaque palier sur vélo Excalibur.	37

LISTE DES ACRONYMES

a	Accélération
a-v O ₂	La différence artério-veineuse
batt * min	Battements par minute.
CF	Coefficient de forme
CO ₂	Dioxyde de carbone
CV	La capacité vitale
d	Distance
DC	Le débit cardiaque
DE	Dryland ergocycle. Vélo sur terrain sec.
FC	Fréquence cardiaque
IE	Immersion ergocycle Vélo immersible
kcal/min	Kilocalories par minute
m	Masse
MET	Équivalent métabolique
ml. mn	Mililitres par minute
ml.kg ⁻¹ .mn ⁻¹	Mililitres par kilogramme par minute
PAM	Puissance aérobie maximale
Pam	Pression artérielle moyenne
Q	Le débit cardiaque
R	Résistance ou charge donnée en kilogrammes
RPM	Révolutions par minute
t	Temps
v	Vitesse de mouvement en m/s
VC	Le volume courant
VE	La ventilation
VER	Le volume expiratoire de réserve
VIR	Le volume inspiratoire de réserve
VES	Volume d'éjection systolique

VO_{2max} Volume maximal d'oxygène consommé

VR Le volume résiduel

W watts

.

RÉSUMÉ

Certaines études ont démontré que la réponse hémodynamique en immersion lors d'efforts à la marche ou à la course permettait, dans certaines circonstances, de réduire le coût métabolique lorsque celui-ci est comparé au même travail sur terrain sec. En fait, lorsque le corps est en position verticale, la pression hydrostatique agit en fonction de l'importance de la colonne d'eau par une augmentation de la pression externe, ce qui induit un déplacement des gaz et des fluides vers des aires de pression inférieure, laquelle contribue, entre autres, à l'augmentation du retour veineux, du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque alors que la résistance périphérique et la fréquence cardiaque sont diminuées produisant ainsi un coût énergétique moindre.

La quantification précise de l'effort dans l'eau est souvent problématique, due principalement aux variations du coût énergétique interindividuel durant la marche et/ou la course ainsi que des difficultés pour les participants à maintenir l'équilibre dans l'eau lors de déplacements et de l'utilisation des bras comme moyen de propulsion. Tenant compte qu'en utilisant le vélo aquatique on peut mieux standardiser l'intensité de l'effort relativement à la marche et/ou à la course, la présente étude vise à trouver les équivalences de coût énergétique de pédalage sur ergocycle aquatique (IE) et sur ergocycle conventionnel sur terrain sec (DE).

Trente six sujets sains volontaires (26 hommes et 10 femmes, âgés entre 18 et 50 ans) ont réalisé un test progressif maximal sur IE (Hydrorider®) en immersion jusqu'au mollet et sur DE (Excalibur®). L'intensité de l'effort sur IE fut contrôlée en augmentant la cadence de pédalage de 10 révolutions par minute (RPM) tous les deux minutes (40 jusqu'à épuisement, ~90-105 RPM). Sur DE, le test fut effectué à une cadence de pédalage de 60 RPM avec une charge initiale de 0.5 kp (25 W) et augmentée de 0.5 kp chaque 2 minutes jusqu'à épuisement. L'équation de régression VO_2 ($L \cdot \text{min}^{-1}$) en fonction de la puissance (Watts) atteinte par chaque sujet sur DE, fut utilisé pour estimer la puissance sur IE à partir du VO_2 mesuré sur IE. Les résultats ont permis d'établir des équations afin de calculer la puissance et la VO_2 sur IE, respectivement.

Mots clés : immersion, puissance, cadence de pédalage, VO_2

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Les personnes qui ont des limitations fonctionnelles dues à des pathologies comme l'obésité, les maladies musculosquelettiques et cardiocirculatoires entre autres, ne peuvent souvent atteindre un niveau d'effort minimal suffisant leur permettant de profiter des avantages de l'exercice aérobie. Celui-ci est un des outils recommandés pour lutter contre ce type de maladies et pour maintenir une bonne santé, comme le reconnaît l'Organisation Panaméricaine de la Santé (OPS) lorsqu'elle stipule dans son énoncé de principe que «l'élimination des facteurs de risque (alcool, drogue et tabagisme, inactivité physique, régime alimentaire inadéquat et stress), peuvent avoir une répercussion positive quantifiable sur la santé individuelle ainsi que sur la population dans sa totalité».

Plus de 61 millions d'américains souffrent de certains types de maladies cardiovasculaires comme l'hypertension, les maladies coronariennes, l'insuffisance cardiaque et d'autres affections chroniques. De ce nombre, près de 700,000 personnes meurent de maladies du cœur à chaque année, ce qui représente environ 29 % de tous les décès aux États-Unis (CDC, 2007). Les Canadiens présentent un risque élevé de développer une maladie cardiovasculaire. En effet, huit personnes sur dix affichent au moins un des facteurs de risque suivants : tabagisme, sédentarité, excès de poids, hypertension artérielle et diabète. De plus, un canadien sur dix présente trois facteurs de risque ou plus (ASPC, 2008). D'autre part, en accord avec les données présentées par Tjepkema (2004) sur la santé dans les collectivités canadiennes (ESCC), 23 % des adultes, soit 5,5 millions de personnes de 18 ans et plus, étaient obèses et une proportion supplémentaire de 36 % (8,6 millions de personnes) faisait de l'embonpoint. Le National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES, 2007) de 2001 à 2004, indique qu'environ 66 % des adultes aux États-Unis souffrent d'embonpoint dont près de 33,5 % sont obèses. Ce constat inquiétant met en évidence l'urgence de développer de nouvelles stratégies qui permettent à ces individus d'entreprendre un programme d'entraînement pour faciliter

leur rétablissement, représente un défi pour tous les professionnels qui travaillent dans le domaine de l'activité physique et de la santé.

L'arrivée des vélos aquatiques immersibles ouvre de nouvelles perspectives. De plus, l'absence de données scientifiques relatives à ce médium d'entraînement rend ce champ de recherche certainement novateur. Tel que précédemment mentionné, la réponse hémodynamique en immersion lors d'efforts à la marche ou à la course permettent de réduire le coût métabolique lorsque celui-ci est comparé au même travail sur terrain sec (Wilcock et al., 2006). Ce phénomène s'explique par les effets de la pression hydrostatique qui agit sur le corps en fonction de l'importance de la colonne d'eau, en contribuant entre autres, à l'augmentation du retour veineux, du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque alors que la résistance périphérique et la fréquence cardiaque sont diminuées, ce qui produit un moindre coût énergétique (Löllgen et al., 1981). Ces phénomènes restent à être démontrés sur vélo.

D'autre part, il faut considérer que dans l'eau plusieurs forces entrent en action: l'effet antigravitationnel (flottaison) et son incidence sur le système de levier, la densité du fluide, les dimensions et la morphologie de l'objet (le cas échéant, le corps du sujet), la force de friction interne et la résistance à l'avancement plus importante qu'en air libre. L'ampleur de cette dernière résistance ou force de trainée (*drag*) dépend de l'aire de la coupe transversale des corps, de la forme hydrodynamique, de la densité de l'eau, de la viscosité du milieu, de la température, de la densité relative du corps et, s'il existe, du courant de l'eau (Nigg et al., 2000). En conséquence, il est impératif de connaître l'intensité de l'effort développée à des cadences de pédalage comprises entre 40 et 120 révolutions par minute sur vélo aquatique (Figure 1.1) et postérieurement explorer quelle est la charge équivalente en watts pour l'exercice sur vélo électromagnétique hors de l'eau (Excalibur V2.0). Cette procédure permettra d'établir le coût énergétique lors d'efforts de pédalage dans ces deux situations à une puissance mécanique similaire ainsi que d'évaluer si ce nouvel outil permet d'atteindre avec un plus petit coût métabolique, un seuil minimal aérobie suffisant qui faciliterait la mise sur pied d'un programme d'entraînement aérobie pour des populations avec une capacité fonctionnelle limitée.



Figure 1.1 Vélo aquatique Hydrorider®

1.1 Objet de la recherche

Trouver les comparables du coût énergétique de pédalage sur ergocycle aquatique relativement à un effort identique sur terrain sec et ainsi augmenter l'arsenal stratégique des moyens d'intervention afin de faciliter le réentraînement des personnes ayant notamment une capacité fonctionnelle limitée.

1.2 Questions de la recherche

1. Comment peut-on établir le coût énergétique lors d'un effort sur ergocycle aquatique (vélo) et trouver son équivalent sur terrain sec?
2. Comment certains paramètres physiologiques comme la fréquence cardiaque et la consommation d'oxygène sont-ils influencés par des facteurs externes comme la pression hydrostatique et la fréquence de pédale et quelles sont les différences mesurables lorsqu'ils sont comparés selon les mêmes modalités sur terrain sec?

CHAPITRE II

REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 Principes métaboliques à l'exercice appliqués aux modalités spécifiques de la présente étude.

Les adaptations métaboliques à l'exercice sont fonction principalement de la durée et de l'intensité de l'effort. L'utilisation d'oxygène se définit comme étant le métabolisme aérobie, alors que l'utilisation d'énergie en absence d'oxygène se définit comme faisant partie du métabolisme anaérobie (ACSM, 2007). Presque tous les changements physiologiques qui surviennent pendant l'exercice se traduisent par l'augmentation du coût énergétique, résultat de la contraction des muscles squelettiques. Au repos, une personne de 70 kg génèrera une dépense énergétique d'environ 1,2 kcal/min. Durant un exercice à haute intensité, la valeur totale de l'énergie dépensée peut augmenter jusqu'à atteindre 15-25 fois les valeurs de repos, ce qui équivaut approximativement à 18-30 Kcal/min (ACSM, 2001). Selon certaines études, la combustion d'hydrates de carbone, de lipides et de protéines par un litre d'oxygène, libère environ 4,82 Kcal d'énergie. Pour faciliter les calculs on utilise 5 Kcal par litre d'oxygène consommé, comme équivalent énergétique pour l'estimation de la dépense énergétique de l'organisme. Cet équivalent énergétique constitue le facteur de conversion pour connaître la dépense d'énergie entraînée par un exercice aérobie (McArdle et al., 2001).

Par exemple :

$$5 \text{ METs} * 3,5 \text{ ml/ kg / min} = 17,5 \text{ ml/ kg / min:}$$

$$17,5 \text{ ml/ kg / min} * 70 \text{ kg} = 1225 \text{ ml / min}$$

$$1225 \text{ ml / min} / 1000 = 1,225 \text{ L/min}$$

$$\text{Kcal/min} = \text{VO}_2 \text{ L/min} * 5$$

$$\text{Kcal/min} = 1,225 \text{ L/min} * 5$$

$$\text{Kcal/min} = 6,125$$

Ils existent plusieurs facteurs qui peuvent affecter la puissance aérobie maximale (PAM) : le type d'exercice, l'hérédité, le niveau d'entraînement, le sexe, la composition corporelle et l'âge notamment (Zintl, 1991). Chez la femme non entraînée, les valeurs maximales pour la consommation maximale d'oxygène (VO_{2max}) s'obtiennent généralement vers l'âge de 14 à 16 ans et chez les hommes entre 18 à 20 ans (Platonov, 1991). Parmi les hommes sédentaires âgés de 20 à 30 ans, on rapporte des valeurs de VO_{2max} de près 3300 $ml \cdot mn^{-1} \pm 200 ml \cdot mn^{-1}$ alors que chez les femmes elles se situent plutôt autour de 2000 $ml \cdot mn^{-1}$ (valeurs relatives entre 40-50 $ml \cdot kg^{-1} \cdot mn^{-1}$ chez les hommes et entre 32-40 $ml \cdot kg^{-1} \cdot mn^{-1}$ chez les femmes).

Puisque l'objectif de cette étude est d'utiliser la consommation d'oxygène (VO_2) comme un moyen d'établir les comparables du coût énergétique de pédalage sur ergocycle aquatique relativement à un effort identique sur terrain sec, il apparaît opportun de décrire de façon détaillée le processus du transport d'oxygène qui détermine le VO_2 et par extension, le VO_{2max} . D'autre part, il est également important de faire référence à la mécanique respiratoire (i.e. différents volumes pulmonaires), laquelle réfère à la quantité d'air mobilisée par les poumons au moment de la respiration qui comprend l'expiration et l'inspiration.

2.1.1 Volumes pulmonaires

Lors de la respiration, différents types de volumes pulmonaires peuvent être mis à contribution: Le volume courant (VC), est mobilisé au moment d'une inspiration ou d'une expiration normale et sa valeur courante se situe entre 400 ml et 1 l. Le volume expiratoire de réserve (VER) correspond à la quantité d'air qu'il est encore possible d'expulser par une expiration forcée après une expiration normale. Il est d'environ 0,7 litre chez la femme et 1,3 litre chez l'homme. Le volume inspiratoire de réserve (VIR) représente le volume maximum d'air qu'un individu peut inspirer en plus de l'inspiration normale de repos. Elle représente 2 l chez la femme et 2,5 l chez l'homme. Le volume résiduel (VR) représente la quantité d'air qui reste dans les poumons après une expiration forcée (au cours de laquelle un individu éjecte avec force l'air qui lui reste dans les poumons). Sa valeur normale est de 1,0 à 1,2 l chez la femme et de 1,2 à 1,4 l chez

l'homme. Finalement, la capacité vitale (CV), est le volume d'air maximal qui peut être expiré après une inspiration maximale. Celle-ci inclut le volume courant (VC) et des volumes de réserve expiratoire et inspiratoire (Tortora & Derrickson, 2007). Bien que les valeurs de la capacité vitale, varient considérablement avec la taille corporelle, outre la position du corps pendant la mesure, les valeurs moyennes sont de 4 à 5 l chez des jeunes hommes sains et de 3 à 4 l chez les jeunes femmes (Figure 2.1).

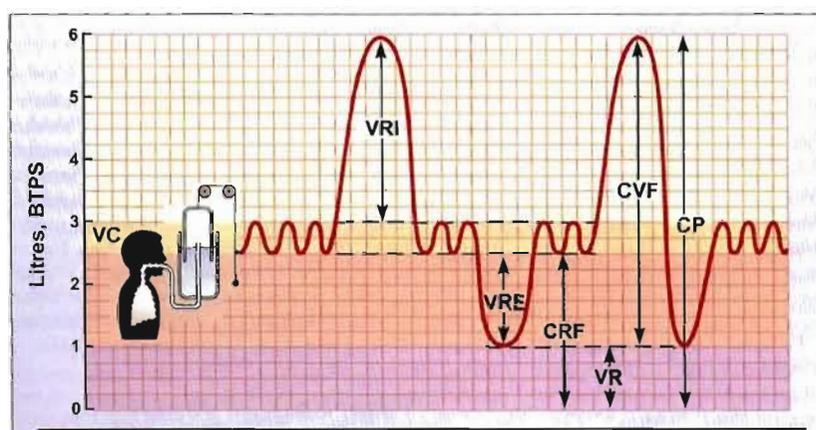


Figure 2.1 Volumes pulmonaires. (Tirée de McArdle *et al.*, 2001)

2.1.2 Échanges gazeux, transport et consommation d'O₂

La production d'énergie par la voie aérobie implique nécessairement la consommation d'O₂ par l'organisme, et plus particulièrement par les tissus les plus actifs (muscles sollicités et cœur). Ainsi, la capacité de performance aérobie peut être appréhendée à partir des valeurs atteintes à l'exercice (sous maximal et maximal) et de la rapidité avec laquelle celles-ci peuvent être atteintes (Dufour, 2005). Le système cardiorespiratoire est responsable d'alimenter les fibres musculaires en oxygène et de rejeter le dioxyde de carbone (CO₂) produit. Il y a une composante centrale et une composante périphérique qui déterminent le fonctionnement du système cardiorespiratoire. La composante centrale s'occupe du transport de l'oxygène vers les fibres musculaires, c'est-à-dire le transport de l'O₂ dans le sang artériel vers les muscles ainsi que le transport du CO₂ dans le sang veineux vers les poumons.

La composante périphérique est liée à l'utilisation de l'oxygène et à la production de CO₂ par les fibres musculaires, afin de générer une contraction lors d'activités musculaires (Tortora & Derrickson, 2007).

Le transport de l'O₂ liée à l'hémoglobine (Hb) dépend essentiellement de la fonction cardiaque ou du débit cardiaque. Le débit cardiaque (DC) est la quantité de sang éjecté dans les vaisseaux à chaque battement de cœur par unité de temps (en minutes). Le DC est par définition déterminé par le produit des battements de cœur (la fréquence cardiaque) et la quantité de sang éjectée par battement (volume d'éjection systolique). Le VO₂ max renseigne sur l'aptitude du système ventilatoire, cardiovasculaire et musculaire à prélever l'O₂ de l'air ambiant, à l'acheminer aux muscles actifs et à l'utiliser pour resynthétiser l'ATP nécessaire à l'exercice. De ce fait, il est considéré comme un bon témoin de l'efficacité maximale de la fonction cardiorespiratoire chez le sujet sain (Dufour, 2005).

Lors d'une épreuve d'effort progressive, le VO₂ max est obtenue lorsque le sujet atteint l'épuisement ou lorsque l'augmentation de l'intensité d'exercice ne s'accompagne plus d'une augmentation de la consommation d'O₂ (Howley *et al.*, 1995). Souvent décrite comme linéaire, cette relation n'est en réalité linéaire que jusqu'à environ 80 % du VO₂ max lors d'un exercice sur ergocycle (Mortensen *et al.*, 2005). Dans ce dernier cas, on observe alors un plateau. Cependant il n'y a pas de consensus général à cet égard. Lorsque le plateau n'est pas apparent ou lorsque la performance au cours du test semble limitée par des facteurs locaux (périphériques) plutôt que par des facteurs circulatoires (centraux), on utilise habituellement l'expression VO₂ de crête (VO₂ peak) qui est la plus haute valeur atteinte de consommation d'oxygène au cours du test (Zhelyazkov, 2001). Le plafonnement du VO₂ indique alors que le sujet a atteint ses capacités maximales d'utilisation de l'O₂ et représente un des plus évidents critères d'atteinte du VO₂ max. D'autres indices, tels qu'un quotient respiratoire (rapport rejet de CO₂/consommation d'O₂ ou VCO₂/VO₂) supérieur à 1,1, une fréquence cardiaque supérieure à 90 % de la fréquence cardiaque maximale théorique (220-âge du sujet) et une lactémie autour de 8-10 mmol·l⁻¹ sont également considérés comme des indices objectifs pour déterminer si le VO₂ max a été atteint (Bassett & Howley, 2000).

Ces critères permettent souvent de déterminer l'atteinte du VO_2 max même en l'absence d'un plateau, phénomène souvent observé chez les athlètes en endurance (Doherty *et al.*, 2003).

Bien qu'il y ait encore aujourd'hui une certaine controverse autour de ce sujet, plusieurs chercheurs considèrent que le point d'inflexion de la courbe du lactate est le moment où le métabolisme anaérobie devient prédominant afin de satisfaire la demande d'énergie. Chez le sujet sain, un premier seuil métabolique apparaît pour des intensités d'exercice localisées aux alentours de 50-60 % du $\text{VO}_{2\text{max}}$. Ce premier seuil métabolique a également été défini à partir des échanges gazeux mesurés à la bouche. Alors que la VO_2 , la ventilation (VE) et la VCO_2 augmentent linéairement pour les faibles intensités d'exercice, le franchissement du premier seuil métabolique marque une accélération du rejet de CO_2 . La VCO_2 augmente alors plus rapidement que la VO_2 , parce que la génération de CO_2 liée au tamponnage des ions H^+ par les ions HCO_3^- vient s'ajouter à la production métabolique de CO_2 . Ces adaptations ventilatoires conduisent le rapport VE/VCO_2 à rester constant, alors que le rapport VE/VO_2 augmente (Wasserman *et al.*, 1997). On parle alors de seuil ventilatoire ou de premier seuil ventilatoire (SV1) (Meyer *et al.*, 2005). Bien que largement sous maximal, ce premier seuil ventilatoire, exprimé en valeur absolue du VO_2 ou en % du VO_2 , est un bon indicateur de la capacité de performance dans les disciplines sportives d'endurance, plus élevé chez le sportif (70-75% VO_2) que chez le sédentaire (55% VO_2) (Meyer *et al.*, 2005).

Un deuxième seuil métabolique apparaît pour des intensités d'exercice plus proches du VO_2 max. Au niveau des échanges gazeux mesurés à la bouche, on observe que le VE augmente en excès et non plus de manière proportionnelle à la VCO_2 . Bien que l'hyperventilation observée soit le résultat de nombreux stimuli différents, la baisse du pH sanguin couplée à la poursuite de l'augmentation linéaire de la VCO_2 , est considéré comme un de ces mécanismes essentiels (Meyer *et al.*, 2004). À ce niveau de puissance métabolique, le rapport VE/VCO_2 augmente de manière remarquable. Associé à l'hyperventilation et à la poursuite de l'augmentation du rapport VE/VO_2 , cet indice contribue à définir le seuil de compensation respiratoire ou encore second seuil ventilatoire (SV2).

Là aussi, lorsqu'il est exprimé en valeur absolue du VO_2 ou en % du VO_2 max, ce second seuil métabolique est considéré comme un bon témoin de la capacité de performance aérobie (Iwaoka *et al.*, 1988; Laursen *et al.*, 2003), se rapprochant du VO_2 max (90% VO_2 max chez les athlètes de très haut niveau (Meyer *et al.*, 2005). Ces deux seuils métaboliques, donnent des indications sur la puissance métabolique que les athlètes peuvent soutenir avant de présenter les symptômes témoignant de la mise en jeu du métabolisme anaérobie. Concrètement, plus cette zone de transition est proche du VO_2 max, plus les athlètes seront à même de soutenir de manière prolongée une puissance métabolique proche de leur VO_2 max. De plus, ces deux seuils donnent des indications pour la prédiction de la performance, ainsi que pour la prescription de l'exercice (ACSM, 2001). Quant à des différences du VO_2 max entre les femmes et les hommes, le VO_2 max des femmes est de 15 à 30 % plus bas que celui des hommes et c'est attribué généralement à des différences de la composition corporelle et du contenu d'hémoglobine. Chez les femmes le pourcentage de masse adipeuse est approximativement 65 % plus élevée que chez les hommes et le contenu d'hémoglobine est de 10 à 14 % plus bas que chez les hommes, probablement à cause d'un plus bas taux de testostérone. C'est pourquoi on exprime la consommation d' O_2 en termes relatifs à la surface corporelle, à la masse corporelle, à la masse maigre ou au volume segmentaire.

D'autre part, dans le cas où on ne mesure pas le VO_2 sous-maximal directement, mais qu'on le calcul en utilisant la charge de travail en Watts ou en Kilopound (Kp), la valeur du VO_2 max calculée peut être inexacte en rapport à la magnitude de la variabilité de l'efficacité mécanique étant donné le coût additionnel d'oxygène d'un effort inefficace (ACSM, 2007; Zhelyazkov, 2001).

2.2 Aspects généraux du fonctionnement du système cardiovasculaire

Les artères conduisent le sang riche en oxygène vers les tissus. Celles-ci, sont constituées de tissus conjonctif et musculaire lisse. Le sang qui passe du ventricule gauche à l'aorte, aboutit en petites branches artérielles, qui sont appelées artérioles, lesquelles sont réparties dans l'organisme. Les parois des artérioles, se contractent ou se relâchent pour réguler le débit sanguin périphérique dans le circuit vasculaire. Cette fonction de redistribution est très importante au cours d'un exercice physique car elle permet de priver temporairement certaines régions corporelles au profit de muscles actifs.

L'extensibilité et l'élasticité de la paroi artérielle au cours d'un cycle cardiaque peuvent être perçues dans le « pouls », caractéristique de toute artère superficielle. Chez les personnes en bonne santé, la fréquence de pouls et la fréquence cardiaque sont identiques. La pression artérielle est définie de la façon suivante :

$$\text{Pression sanguine} = \text{Débit cardiaque} * \text{Résistance périphérique}$$

La pression systolique au repos, est normalement de 120 mm Hg (16 kPa). Celle-ci fournit un indice du travail cardiaque et de la résistance de la paroi artérielle au cours d'une contraction ventriculaire. Pendant la phase de relaxation du cycle cardiaque ou diastole, la pression artérielle descend jusqu'à 70 à 80 mm Hg. (9,3 – 10,6 kPa). La pression diastolique est un indice de la résistance périphérique, c'est-à-dire de la facilité d'écoulement du sang des artérioles vers les capillaires. Lorsque la résistance périphérique est élevée, la pression dans les artères ne s'atténue pas et demeure élevée sur une longue période du cycle cardiaque.

La force moyenne exercée par le sang contre les parois artérielles au cours d'un cycle cardiaque s'appelle Pression artérielle moyenne (Pam) et elle est estimée par l'équation suivante :

$$\text{Pam} = \text{P Diastolique} + (0,333 (\text{P Systolique} - \text{P Diastolique}))$$

Au cours d'un effort, la pression systolique augmente beaucoup plus que la pression diastolique et, comparativement à la valeur de repos, le débit cardiaque peut s'accroître de 6 à 8 fois. Par conséquent, la résistance périphérique peut diminuer considérablement.

2.2.1 Débit cardiaque

Le débit cardiaque (Q) est défini comme le produit de la fréquence cardiaque (FC) par le volume d'éjection systolique (VES).

$$Q = FC * VES$$

Au repos ($FC = 70 \text{ bat.min}^{-1}$), la quantité de sang pompée représente environ 5 l.min^{-1} , les femmes ayant une valeur d'environ 25% inférieure, essentiellement causée par leur différence de gabarit comparativement aux hommes (Tortora & Derrickson, 2007). Ainsi, chez un individu masculin non entraîné, on estime que le VES représente environ 70 ml par battement alors que chez un athlète ($FC = 50 \text{ bat.min}^{-1}$), le VES sera d'environ 100 ml par battement. Chez les athlètes d'endurance, l'entraînement augmente la sensibilité du nœud sinusal à l'acétylcholine, hormone parasymphatique dont l'effet est de ralentir la fréquence cardiaque (Tableau 2.1). En plus, il y a une réduction de l'activité sympathique au repos, ce qui explique en partie, la FC moins élevée rencontrée chez de nombreux athlètes d'endurance en particulier.

Tableau 2.1. Valeurs du débit cardiaque au repos et à l'exercice chez des individus sédentaires et chez des athlètes.

Repos			
Situation	Volume d'éjection systolique ml	FC (batt*min)	Débit Cardiaque ml
Sédentaire	70	70	5000
Athlète	105	45	5000
Exercice maximal			
Sédentaire	120	170-180	20000 - 22000
Athlète	200	180-190	36000 - 38000

(Adapté de Fritz Zintl; 1991)

2.2.2 Différence artérioveineuse (a-v O₂)

La différence artérioveineuse (a-v O₂), est le résultat de l'extraction tissulaire d'oxygène qui au repos est d'approximativement 4 à 5 ml d'O₂ par 100 ml de sang. Les demandes d'oxygène pour le muscle cardiaque augmentent proportionnellement avec le travail physique, ce qui augmente le flux des artères coronaires (ce pourquoi on utilise comme référence la fréquence cardiaque et le volume systolique). Une autre variable à considérer pour estimer le travail du myocarde, c'est le produit de la pression systolique par la fréquence cardiaque, lequel est connu comme l'indice du travail relatif ou double produit (PPF). Les valeurs type du PPF vont de 6000 au repos (FC=50 batt*min⁻¹ et PS = 120 mm Hg) à 40000 (FC= 200 batt*min⁻¹ et PS = 200 mm Hg) et plus, selon l'intensité et la forme de l'exercice. Quelques études scientifiques ont démontré qu'avec un programme d'entraînement aérobie intense et prolongé, des cardiaques pouvaient améliorer leur PPF.

Notre étude sur le vélo aquatique, bien que conduite auprès d'une population asymptomatique, pourra permettre un transfert des connaissances vers des populations aux prises avec une capacité fonctionnelle limitée en raison des problèmes cardiocirculatoires notamment. Par exemple, le myocarde de malades souffrant de maladies avancées des artères coronaires a souvent de la difficulté à accomplir un travail ou à répondre aux stimuli d'entraînement. Par conséquent, les adaptations du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque à l'exercice sont minimales. Néanmoins, la tolérance à l'effort et la capacité cardiaque peuvent encore être améliorées car l'entraînement accroît leur capacité musculaire de capture et d'utilisation de l'oxygène. La différence artérioveineuse (a-v O₂), augmente et permet chez ces sujets de travailler à plus forte intensité ou à niveau submaximal, malgré un plus faible débit cardiaque.

2.2.3 Équivalent métabolique (MET)

La mesure du VO₂ est communément réalisée dans un laboratoire, en utilisant une procédure appelée « spirométrie en circuit ouvert » dans laquelle le sujet emploie une embouchure et un masque qui dirige l'air expiré vers un système informatisé, lequel mesure le volume total ainsi que les fractions d'O₂ et de CO₂ contenues dans l'air expirée

(ACSM, 2007). Une manière de mesurer l'intensité de l'activité physique est par l'équivalent métabolique ou MET. Un MET équivaut à la consommation relative d'oxygène au repos. En conséquence un MET = 3,5 ml.kg⁻¹.min⁻¹. Les METs sont calculés en divisant la consommation relative d'oxygène par 3,5. Par exemple, un sujet qui génère une consommation d'oxygène de 35 ml.kg⁻¹.min⁻¹ durant une activité physique quelconque, se verra octroyé une dépense énergétique équivalent à 10 METs. Le calcul du VO₂ pour un travail donné peut se faire à partir d'un logiciel reconnu fiable par l'ACSM et appelé MetCalcs (ACSM, 2007). Il reste cependant que les variabilités interindividuelles peuvent atteindre 7 %, ce qui peut se traduire par une différence de 1 MET ou plus (3,5 ml.kg⁻¹.min⁻¹).

2.3 Propriété bioénergétique du pédalage

Pendant l'exercice sur bicyclette ergométrique, le sujet pédale contre une résistance (généralement par friction contre un frein ou une courroie) tout en parcourant une distance donnée, avec chaque révolution de pédalier. En calculant le nombre de tours à chaque minute, il est possible de déterminer le travail produit (W). Le travail réalisé durant l'exercice sur ergocycle est souvent exprimé en kilogrammes * mètre * minute. (kg.m.min⁻¹) à partir de l'équation suivante :

$$\text{Travail (kg.m.min}^{-1}\text{)} = R \text{ (kg)} * D \text{ (m)} * (\text{RPM})$$

D'où :

R = Résistance ou charge donnée en kilogrammes

D = Distance parcourue en mètres pour chaque révolution de pédale

RPM = Révolutions par minute (cadence).

Lors d'une révolution complète sur un ergocycle de marque « Monark », la distance parcourue correspond à 6 m alors que sur un ergocycle de marque « Tunturi », elle correspond à 3 m. Il est donc essentiel de tenir compte des particularités des différents ergocycles afin d'obtenir des mesures fiables. Une autre façon d'exprimer le travail est de l'exprimer en watts. Cette unité est habituellement utilisée dans les programmes de santé, de conditionnement physique et d'entraînement sportif, aussi bien que dans la littérature spécialisée.

L'exercice sur ergocycle implique trois composantes lorsqu'on calcule le VO₂:

1. La valeur du coût énergétique (VO₂) pour actionner la roue avant, de manière à réaliser une révolution complète ($\approx 3,5 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$). Cette valeur s'applique à des cadences comprises entre 50 à 60 rev.min⁻¹ et peut varier à une cadence hors de cet intervalle;
2. La résistance externe sur la roue est approximative de 1,8 ml.kg⁻¹.min⁻¹ pour chaque kg.m.min⁻¹;
3. La valeur du VO₂ au repos qui est approximativement de 3,5 ml.kg⁻¹.min⁻¹.

Par conséquent, l'équation pour calculer le VO₂ sur ergocycle est égal à :

$$\text{VO}_2 (\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}) = (1.8 * \text{travail (kg.m.min}^{-1}) / \text{Poids corporel (Kg)}) + 3,5 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1} + 3,5 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1} \text{ (ACSM, 2007)}$$

Où

$$\text{VO}_2 (\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}) = 1.8 * \text{travail (kg.m.min}^{-1}) / \text{Poids corporel (kg)} + 7 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$$

Néanmoins, cette équation a quelques limitations :

1. Cette équation a été développée à partir de valeurs de consommation d'O₂ en état stable (steady-state). Son utilisation pour estimer le VO₂ dans des conditions autres devra être interprété avec prudence;
2. La précision de l'équation est optimale à l'intérieur de l'intervalle compris entre 300 et 1200 kg.m.min⁻¹ ou entre 50 à 200 watts. Au-delà de ces niveaux, la marge d'erreur de calcul du VO₂ max peut augmenter considérablement (ACSM, 2007).

2.3.1 Considérations mécaniques de l'avancement dans l'eau

La quantification précise de l'effort dans l'eau est souvent problématique, due principalement aux variations biomécaniques interindividuelles durant la marche ou la course ainsi que des difficultés à maintenir l'équilibre dans l'eau lors de déplacements ou l'utilisation des bras comme moyen de propulsion. De plus, lorsqu'un objet traverse un fluide ou un gaz, il est confronté à une force de résistance opposée à la direction du mouvement. Cette force de résistance est connue sous le terme de force de traînée ou plus simplement la traînée (Nigg et al., 2000). Cette résistance à l'avancement se manifeste principalement de deux façons : 1. La traînée de frottement ; 2. La traînée de forme. La traînée de frottement est causée par la friction entre le corps de l'individu et l'air ou l'eau. La traînée de forme résulte de la résistance frontale à l'avancement et est tributaire notamment de la position et des dimensions du corps (Burke, 1986). Cependant, si l'évaluation se déroule sur un vélo stationnaire, la résistance à l'avancement (traînée de forme) est principalement causée par les composantes mécaniques de l'ergocycle comme les pales, les pédales et le pédalier.

Mathématiquement, les traînées de frottement et de forme sont combinées pour déterminer la traînée totale, laquelle se définit à partir de l'équation suivante :

$$F = \frac{1}{2} M * V^2 * A * CF \text{ (Shames, 1989)}$$

Où:

F = Force en Newton.

M = Masse (densité de l'eau en kg/m³)

V = Vitesse de mouvement en m/s au carré du système, du pédalier, de la pale et de la pédale (figure 2.2)

A = Surface de contact ou secteur frontal de résistance en m²

CF = Coefficient de forme (paramètre qui dépend de la forme des pales, des leviers et des pédales dans le cas du vélo Hydridorider)



Figure 2.2 Système pales, pédalier et pédales

D'abord, il est important de se souvenir que travail et énergie sont des concepts relativement semblables. Travail, énergie et performance, dépendent des aspects biochimiques, physiologiques, thermodynamiques et mécaniques. Ces facteurs eux-mêmes sont influencés par l'état psychologique de l'athlète (Nigg et al., 2001).

Énergie est définie comme l'habilité pour faire un travail. Le travail mécanique (W) exécuté pour un vecteur force (F) en agissant sur une particule est défini comme :

$$\text{Travail (W)} = \text{Force (F)} * \text{Distance (d)}$$

La force est l'habilité pour accélérer une masse ou l'action mécanique d'un corps sur un autre. Elle est numériquement déterminée par :

$$\text{Force (F)} = \text{Masse (m)} * \text{Accélération (a)}$$

La Puissance (P) est défini comme Travail (W)/ Temps (t)

$$\text{Alors, Puissance (P)} = \text{Force} * \text{Distance (d)} / \text{Temps (t)}$$

$$\text{Vitesse (v)} = \Delta d / \Delta t$$

$$\text{Donc : } \quad \mathbf{P = F * v}$$

2.3.2 Modèle mathématique pour le calcul de la puissance de pédalage sur vélo aquatique Hydrorider

Étant donné que l'étude vise à trouver les équivalents de la puissance mécanique de pédalage sur ergocycle aquatique relativement à un effort identique sur terrain, d'abord, nous utiliserons l'équation de Boundary pour connaître la valeur de la force du système « pale - levier - pédale » et postérieurement le modèle mathématique ci-dessus pour arriver au calcul de la puissance.

$$F = \frac{1}{2} M * V^2 * A * CF$$

Nous établissons les valeurs suivantes pour les variables de la formule:

- M = 995,7 kg/m³ Densité de l'eau dans une température de 30 degrés.
- V = Vitesse (au carré) du système « levier – pale pédale » entre 40 et 120 révolutions.
- A = Base * hauteur (de la pale, de le levier et la pédale)
- CF = Coefficient de forme (paramètre qui dépend de la forme de la pale, de la pédale et du bras de levier)

Avec l'objectif de calculer la vitesse (V²) du système « levier - pale- pédale » entre 40 et 120 révolutions, la première variable qu'on va calculer, c'est la distance qu'effectue chacun des éléments du système en faisant un tour complet.

La façon de calculer sa distance c'est en appliquant la formule suivante:

$$\pi * \text{diamètre du cercle} = 2 * \pi * \text{rayon du cercle}$$

Le rayon du cercle est égal à la longueur de chacun des éléments du système, c'est-à-dire pour le levier et la pédale 0,205 et pour la pale 0,22 mètres. Pour le calcul du centre de masse, il faut tenir compte que la distance que franchie le levier (F₂) et la pale (F₃), est différente le long de la surface de chacune d'elles, c'est-à-dire que plus on s'approche du centre, plus la distance parcourue est inférieure et vice versa (Donskoï & Zatsiorski, 1988).

Par conséquent, il faut placer leur point moyen (Figure 2.3) comme la valeur à considérer dans l'équation. Cependant, pour la pédale (F_1) ce n'est pas nécessaire, puisque celle-ci est positionnée à l'extrémité du levier. Ça sera la longueur du rayon du cercle. Pour trouver la distance parcourue en rendant un tour complet, il s'agit de multiplier le nombre de révolutions à chaque minute (40 à 120 rpm) de façon à calculer la vitesse. Postérieurement, on doit remplacer chaque valeur dans l'équation, dans le but de calculer la valeur de la force en newton, fourni pour chaque élément du système à chaque niveau d'intensité ou révolutions par minute.

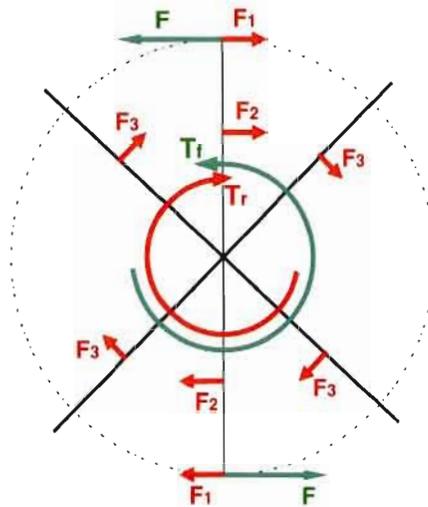


Figure 2.3 Point d'application des forces du système.
 F_1 = Pédale, F_2 = Leviers, F_3 = Pales

Dans le Tableau 2.2 on peut observer le calcul correspondant par rapport à la longueur du pied du sujet.

Tableau 2.2. Calcul de la puissance en Watts vs. RPM vs. Pied.

RPM	Pied		
	26 cm	28 cm	30 cm
Watts			
40	17	18	19
50	33	35	37
60	58	61	65
70	91	97	103
75	113	119	126
80	137	145	153
85	164	174	184
90	194	206	219
95	229	243	257
100	267	283	300
105	309	328	347
110	355	377	399
120	461	489	518

RPM : Révolutions par minute

Contrairement aux vélos stationnaires d'entraînement ou d'évaluation sur terrain sec (i.e. Monark, Excalibur, Tunturi, etc.), les modèles de vélos aquatiques actuellement disponibles ne permettent pas d'établir le travail externe avec précision. Le modèle le plus populaire (Hydrorider®), ne possède aucun mécanisme pour l'ajustement de la charge de travail. En fait, la résistance est essentiellement contrôlée par la cadence de pédalage (Figure 2.4). Étonnamment, le fabricant ne produit aucune information relativement aux coûts métaboliques associés à la cadence de pédalage. De plus, aucune étude à ce jour n'a établie d'équivalences bioénergétiques pour aucun des modèles de vélos aquatiques disponibles sur le marché.

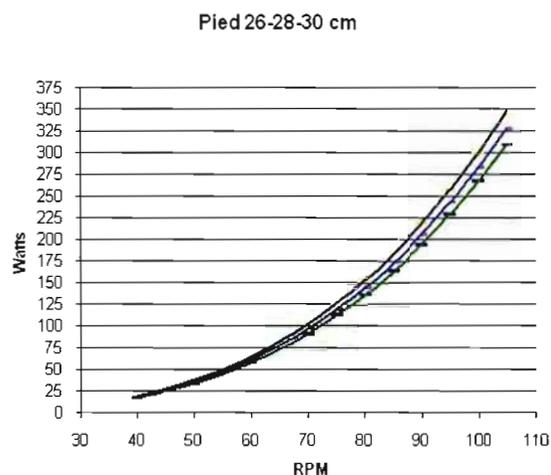


Figure 2.4 Tendence de la courbe de puissance vs. RPM

Pour ce faire, une méthode simple consiste à mesurer le travail en établissant le coût énergétique interne à partir d'un analyseur métabolique (Cosmed K4b2). Il s'agit ensuite de confronter les données bioénergétiques du coût métabolique de pédalage en immersion minimale pour ne pas impliquer les facteurs hydrostatiques (Figure 2.5) aux valeurs mesurées sur un ergocycle standard hors de l'eau (ExcaliburV2.0).



Figure 2. 5 Utilisation du Cosmed K4b2 sur la plateforme

2.4 Effets physiologiques de la pression hydrostatique et de la température au repos

Lorsque le corps est immergé, il y a un phénomène qui s'appelle pression hydrostatique qui cause un déplacement des fluides des extrémités vers la cavité centrale. En position verticale, la pression hydrostatique agit sur le corps en fonction de la profondeur de l'eau qui exerce une pression externe sur le corps, provoquant ainsi un déplacement des gaz et des fluides vers des aires de pression inférieures. Par conséquent, une personne qui est en position debout dans l'eau, ressent une compression sur le corps agissant vers l'intérieur et vers le haut. Cette compression, contribue entre autres, à l'augmentation du retour veineux, du volume d'éjection systolique et du débit cardiaque, alors que la résistance périphérique et la fréquence cardiaque sont diminuées en produisant un moindre coût énergétique (Wikock et al., 2006).

Pendant l'immersion au niveau de la hanche, la pression cause le déplacement des fluides des jambes vers la région thoracique. Ce mouvement de fluides, peut augmenter la capacité d'un individu à récupérer puisque l'immersion cause l'amélioration du transport des substrats et réduit le temps de leur recyclage (Coffey et al., 2004; Sanders, 1996). L'immersion à partir de la poitrine en position verticale provoque également des modifications du volume d'éjection systolique. Au niveau du processus xiphoïde on peut observer des changements entre 38-67% (Farhi & Linnarsson, 1977), entre 28-95 % au niveau du cou (Park et al., 1999) tandis qu'au niveau des hanches, on rapporte une augmentation de 12-37% (Löllgen et al., 1981) en immersion à température thermoneutre (29-34°C) par rapport à la même position hors de l'eau (Tableau 2.3).

Tableau 2.3 Réponse cardiaque en immersion thermoneutre et hors de l'eau (Tirée de Wilcock et al., 2006)

Table III. Cardiac response of thermoneutral immersion compared with non-immersion ($p < 0.05$ unless otherwise stated)

Study	Immersion duration (min)	Change in stroke volume (%)	Change in heart rate (%)	Change in cardiac output (%)
Hip level immersion				
Farhi and Linnarsson ⁽³²⁾		11.9	-3.9	14.0
Löflgen et al. ⁽³³⁾		37.0	-5.7	29.2
Xiphoid process immersion				
Farhi and Linnarsson ⁽³²⁾		64.2	-10.5	48.0
Löflgen et al. ⁽³³⁾		67.1	-11.4	48.1
Bonde-Petersen et al. ⁽³⁴⁾	15	38.7	-14.5 NS	19.1
Gabrielsen et al. ⁽⁴⁶⁾	10	50.8	-10.6	32.6
Gabrielsen et al. ⁽⁷⁰⁾	10		-14.1	
Waterpaugh et al. ⁽⁷¹⁾	30		-18.3	
Weston et al. ⁽⁷²⁾	15	50.0	-11.0	31.5
Head-out immersion				
Arborelius et al. ⁽⁴¹⁾	10	28.3	-3.3 NS	28.9
Farhi and Linnarsson ⁽³²⁾		79.1	-6.6	66.0
Löflgen et al. ⁽³³⁾		79.5	-11.4	59.1
Gabrielsen et al. ⁽⁷⁰⁾	10		-15.3	
Johansen et al. ⁽⁴²⁾	5		-6.9 NS	
	10		-8.6	
	15		-8.6	
Park et al. ⁽⁶⁷⁾	30	54.7	-1.4	53.2
Shiraishi et al. ⁽⁶⁹⁾	30	62.1	-8.6	52.4
Sramek et al. ⁽⁶⁾	10		-8.0	
Yun et al. ⁽⁶⁰⁾	20	52.5	-1.7 NS	49.1
Yun et al. ⁽⁶⁰⁾	20	56.4	-6.3 NS	46.7
Yun et al. ⁽⁶⁰⁾	20	95.3	-2.3 NS	101.7

a. Subjects = breath-hold divers (mean age 55y).

b. Subjects = housewives (mean age 55y).

c. Subjects = housewives (mean age 22y).

NS = non-significant.

L'augmentation du volume systolique est l'un des premiers changements à survenir lorsque immergé dans l'eau. Ceci résulte principalement d'une augmentation immédiate du volume sanguin central, lui-même causé par une pression négative trans-thoracique et d'une réduction du flux sanguin périphérique (Farhi & Linnarsson, 1977). Plus récemment, Chu & Rhodes (2001) ont observé des volumes systoliques relativement plus bas sur terrain sec qu'en immersion ($67 \pm 1,5$ ml/ batt) qui augmente à son tour, en fonction de la profondeur de l'immersion (78 ± 2 , à la hanche, $110 \pm 2,4$ au niveau de la poitrine et $120 \pm 2,5$ au niveau du menton).

En ce qui concerne la FC, elle a tendance à diminuer de l'ordre de 4-6% lors de l'immersion au niveau des hanches, de 11-18% au niveau du processus xiphoïde et de 3-15 % au niveau du cou (Farhi & Linnarsson, 1977; Bonde-Peterson et al., 1992; Weston

et al., 1987). En plus de l'augmentation du débit cardiaque pendant l'immersion, il y a une diminution de la résistance périphérique causée principalement par un mécanisme de vasodilatation local. Finalement, la résistance périphérique pendant l'immersion jusqu'au cou diminue de l'ordre de 27-51 % (Park et al., 1999; Sramek et al., 2000; Yun et al., 2004).

L'ensemble de ces adaptations physiologiques vont évidemment affecter le débit cardiaque. Ainsi, l'immersion au niveau des hanches induit une augmentation de 10 à 15 % du débit cardiaque et une diminution concomitante de la FC en raison de deux facteurs: une augmentation de la pression artérielle et une légère augmentation du volume systolique causé pour une faible augmentation du volume sanguin thoracique (Chu & Rhodes, 2001). Dans le même sens, Chu et Rhodes ont observé une plus grande compression de l'abdomen lors de l'immersion jusqu'au processus xiphoïde conduisant à un plus grand déplacement du volume sanguin dans la cavité thoracique, causant ainsi un plus grand VES et par conséquent un plus grand débit cardiaque. Ce mécanisme d'adaptation semble cependant se dérouler de manière paradoxale lors de l'immersion au niveau du menton par une augmentation de la FC, phénomène causé principalement par l'augmentation de la pression atriale (Tableau 2.4). Quant à la résistance périphérique pendant l'immersion jusqu'au cou, on peut observer une diminution de celle-ci de 27 à 51 %. Cependant ce phénomène ne semble pas se manifester à des niveaux d'immersion inférieurs (Bonde-Peterson et al., 1992; Löllgen et al., 1981; Park et al., Sramek et al. 2000; Weston et al., 1987).

D'autre part, l'effet de la flottabilité permet une plus grande relaxation des muscles gravitationnels et de conservation d'énergie en raison de la réduction des forces gravitationnelles qui agissent sur le système musculosquelettique. Ce phénomène permet une réduction de la perception de fatigue consécutive à une diminution de la réponse neuromusculaire pour maintenir la posture dû à une réduction générale dans la transmission neurale de l'ordre de 11 à 35 % (Koriak, 2002; Pöyhönen & Avela, 2002).

Tableau 2.4. Différences métaboliques entre la course maximale sur tapis roulant (TMR) et la course dans l'eau profonde (DWR)

Condition	VO ₂ max. ml/kg/min	VO ₂ max. L/min	FC (batt*min)	V _E (L/min)
TMR (Homme)	64,5	4,55	193,3	150,0
DWR(Homme)	58,4	4,09	183,4	140,8
TMR (Femme)	55,7	3,32	188,7	116,6
DWR (Femme)	46,8	2,79	179,5	97,7

FC : fréquence cardiaque; VE : Ventilation maximale; TMR : treadmill running; DWR :deep water running; (Adapté de Chu & Rhodes, 2001).

2.4.1 Effets de la pression hydrostatique sur les paramètres respiratoires au repos

L'immersion produit une variété d'ajustements respiratoires suite à la compression de la paroi thoracique. Agostini et al. (1966) ont rapporté des diminutions significatives du volume résiduel (VR) et du volume de réserve expiratoire (VRE) de 1,87 l sur terrain sec à 0,51 l en immersion au niveau du processus xiphoïde, en produisant une diminution de la capacité fonctionnelle résiduel de 3,53 l à 1,90 l respectivement. Sensiblement à la même époque, Hong et collègues (1969) ont remarqué qu'il n'y avait pas de différence de Volume Courant (VC) entre une immersion au niveau du processus xiphoïde ou du cou. Toutefois des différences ont été observées pour le VRE (déclin de 1150 ml) et pour la CV (déclin de 360 ml) pendant l'immersion. Cette situation s'explique par l'accroissement du volume sanguin intra-thoracique causant une redistribution du sang induit par la pression hydrostatique (Tableau 2.5). En outre, l'immersion au niveau des hanches dévoile un accroissement minimal dans le volume sanguin intra-thoracique et une diminution légère de la fréquence cardiaque, ce qui indique que ces diminutions sont reliées directement avec le niveau d'immersion.

Tableau 2.5 Ajustements respiratoires et pulmonaires qui se produisent en immersion au repos. (Tirée de Chu & Rhodes, 2001.)

Condition	Level of immersion	FRC (L)	ERV (L)	VC (L)	p_aO_2 (torr)	p_vCO_2 (torr)	p_aCO_2 (torr)	A-apO ₂ (torr)	V _E (L/min)	Resistance (%TMR)	Reference
Air		3.53	1.86		5.2					100	2
Water	Neck level	1.90	0.56							158	
Water	Xiphoid level		1.60	4.46							9
Water	Neck level		0.45	4.10							
Air		3.03 (0.08)			35 (0.9)	35 (0.9)					10
Water	Hip level	2.85 (0.09)			36 (0.8)	36 (0.9)					
Water	Xiphoid level	2.58 (0.09)			41 (0.9)	36 (0.9)					
Water	Chin level	2.13 (0.06)			44 (0.7)	37 (1.0)					
Air			2.10 (0.08)	5.33 (0.05)							11
Water	Thorax only		0.65 (0.08)	5.28 (0.08)							
Water	Neck level		0.52	5.05							
Air					40.7 (3.3)	42.8 (1.5)	36 (3.5)	2.1 (0.7)	13.9 (2.6)		12
Water	Neck level				44.7 (4.2)	40.5 (2.2)	36.9 (2.6)	0.1 (0.6)	10.9 (2.5)		

a Values in parentheses denote standard deviations.

A-apO₂ = alveolar-arterial partial pressure difference; ERV = expiratory reserve volume; FRC = functional residual capacity; p_aCO_2 = partial pressure of arterial CO₂; p_vCO_2 = partial pressure of venous CO₂; p_vO_2 = partial pressure of venous O₂; resistance = flow resistance; TMR = treadmill running; VC = vital capacity; V_E = minute ventilation.

2.4.2 Effets de la température de l'eau

La profondeur de l'immersion n'est pas le seul facteur qui peut affecter les paramètres cardiorespiratoires. En effet, la réponse physiologique sera influencée également par les variations de température de l'eau dans des conditions non thermoneutre. Au repos, on considère que des températures variant entre 33 et 35°C sont considérées comme thermoneutres (Reilly et al., 2003). Lorsque le corps est immergé à des températures inférieures à la thermoneutralité, une vasoconstriction périphérique est alors observée. En contrepartie, lorsque la température de l'eau s'élève à plus de 35°C, une vasodilatation périphérique s'effectue (Epstein, 1976). À des températures se situant autour de 28°-30°C, on observe une diminution de la FC de repos. Cette réponse réflexe est attribuable à la stimulation des thermorécepteurs qui réagissent au froid en augmentant l'activité vagale (Noakes, 2002). Cette activité du système nerveux central sera accentuée si une baisse de température est enregistrée.

Park et collègues (1999) ont comparé le débit cardiaque au repos sur terrain sec et en immersion jusqu'au cou à une température de 34,5°C et 30°C et ils ont observé que dans l'eau, le débit cardiaque avait un accroissement d'environ 50 % en comparaison au terrain sec, dû principalement à l'augmentation du volume d'éjection systolique lequel était en retour plus grand à 30°C qu'à 34,5°C (Tableau 2.6). Ainsi, bien que la FC diminue avec une baisse de la température de l'eau, le débit cardiaque augmente. Ceci s'explique par une compensation du VES qui augmente proportionnellement avec la diminution de la FC.

Tableau 2.6 Effets de l'immersion jusqu'au cou sur les fonctions cardiovasculaires au repos (Tirée de Park et al., 1999).

	Air	WI 34.5 C	WI 30 C
Stroke volume (ml)	64 - 5	99 - 7*	108 - 9*
Heart rate (beats·min ⁻¹)	74 - 2	73 - 3	63 - 2**
Cardiac output (l·min ⁻¹)	4.7 - 0.3	7.2 - 0.5*	6.8 - 0.4*
Ejection fraction (%)	51 - 2	64 - 4*	63 - 1*
Left ventricular end-diastolic vol. (ml)	125 - 9	153 - 11*	169 - 12**
Arterial systolic pressure (mmHg)	112 - 2	121 - 3*	124 - 3*
Arterial diastolic pressure (mmHg)	74 - 2	78 - 3	85 - 2**
Mean arterial pressure (mmHg)	87 - 2	92 - 3*	98 - 3*
Total peripheral resistance (mmHg·min ⁻¹)	19 - 1	12 - 1*	13 - 1**
Esophageal temperature (°C)	36.7 - 0.1	36.6 - 0.1	36.4 - 0.1*
Mean skin temperature (°C)	32.4 - 0.35	34.6 - 0.02*	30.1 - 0.03**

Mean - SE (n=10). Total peripheral resistance was estimated by dividing the difference between the mean arterial pressure and central venous pressure with cardiac output. Central venous pressure was assumed to be 0.4 mmHg in air and 11.1 mmHg during WI (Christie et al., 1990). *significantly different from the corresponding value in Air (p < 0.05). ** significantly different from the corresponding value in WI 34.5 C (p < 0.05).

2.5 Effets de l'immersion pendant l'exercice sur les variables cardiopulmonaires

L'ajustement du système circulatoire pendant l'exercice, se caractérise par une élévation de l'activité sympathique, laquelle diminue la résistance périphérique. Étant donné que les métabolites vasodilatateurs des muscles en fonction ont cependant pris le contrôle des effets vasoconstricteurs de l'activité nerveuse sympathique, le flux sanguin est maintenant redistribué des muscles au repos vers les muscles actifs (Park et al., 1999).

Depuis quelques années, les activités comme marcher et courir en piscine sont de plus en plus populaires. Evans et al. (1978) ont fait une comparaison du coût énergétique entre la marche et la course en immersion jusqu'aux hanches, et ils ont comparé leurs résultats sur un tapis roulant en terrain sec. Dans l'eau, la vitesse nécessaire pour marcher ou courir se limitait à la moitié ou un tiers de la vitesse sur le tapis roulant pour un même coût énergétique qu'en terrain sec. Cependant, Gleim et Nicholas (1989) ont procédé à la comparaison du coût énergétique pendant la marche sur un tapis roulant en immersion et sur terrain sec. Ils ont remarqué qu'il y avait une énorme différence entre marcher sur un tapis roulant dans l'eau et marcher directement sur le fond de la piscine, où tout le corps subit une friction pendant le déplacement.

Dans une étude de Shono et collègues (2001) sur la réponse cardiorespiratoire de la marche à faible intensité dans l'eau (profondeur variant entre la taille et le processus xiphoïde), ils ont remarqué qu'il n'y avait pas de différence significative entre le VO_2 max mesuré pendant la marche sur terrain sec à $80 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ et la marche en immersion à $40 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ ou à la marche sur terrain sec à $60 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ et en immersion à $30 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$. Ces observations abondent dans le même sens que les études mentionnées ci-haut et dans lesquelles il a été établi qu'il serait nécessaire de marcher au double de la vitesse sur terrain sec par rapport à la vitesse en immersion pour obtenir le même effort physiologique. Cependant, pour des vitesses plus faibles, cette relation ne semble pas se vérifier. Selon cette même étude, les auteurs soulevaient également que le VO_2 pendant la marche en immersion à une vitesse de $20 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ était significativement inférieur qu'à une vitesse de $40 \text{ m}\cdot\text{min}$ sur terrain sec ($p < 0,01$).

Ce phénomène s'expliquerait par le fait que lors de la marche à une vitesse de 20 m.min⁻¹ la flottaison a un effet plus grand sur la réduction du coût énergétique que la résistance de l'eau (Figure 2.6).

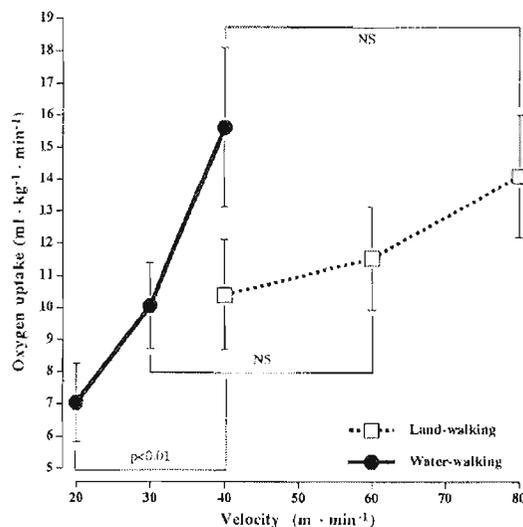


Figure 2.6 Rapport entre la vitesse de la marche et le VO₂ pendant la marche dans l'eau et hors de l'eau.

Selon Becker (1997), l'immersion au niveau du processus xiphoïde cause une réduction du poids corporel de l'ordre de 75%. C'est pour cette raison que marcher dans l'eau à basse vitesse pourrait devenir une stratégie de réhabilitation surtout pour les personnes avec des problèmes de lésions aux extrémités inférieures.

Shedahl et collègues (1986) ont comparé la relation entre la FC et le VO₂ pendant l'exercice à vélo sur terrain sec et en immersion jusqu'au cou et ont observé que la FC moyenne dans l'eau et sur terrain sec au repos et à l'exercice modéré à un même niveau de VO₂ max était similaire. Néanmoins, lors d'efforts intenses, la FC était plus basse en immersion. Lorsque l'immersion se situe au niveau des épaules, la réponse cardiorespiratoire n'est pas significativement différente à une FC correspondant à 40 et 60 % du VO₂ max. Cependant, lorsque ce seuil atteint 80 % la valeur du VO₂ max atteint est significativement plus faible (Sheldahl et al., 1987).

D'autre part, Shono et al. (2001) ont réalisé une étude sur la réponse physiologique de la marche en immersion avec des sujets féminins d'une cinquantaine d'années et ont comparé deux groupes de sujets, l'un avec une expérience importante pour l'entraînement aquatique et l'autre groupe avec des sujets non impliqués dans des activités aquatiques. Ils ont conclu que la population qui s'adonne à l'exercice régulièrement dans l'eau avait une fréquence cardiaque et un VO_2 plus bas à une même vitesse de déplacement que les femmes qui font de l'exercice régulièrement, mais sur terrain sec. L'expérience acquise en milieu aquatique semble permettre à ce groupe de femmes de mieux gérer la dépense énergétique de marche (économie de marche). Il apparaît donc clairement, qu'il est important de contrôler les antécédents aquatiques des sujets lors des comparaisons intergroupes.

En résumé, il apparaît clairement que l'exercice en position verticale en milieu aquatique provoque des adaptations physiologiques aiguës différentes que celles que l'on observe sur terrain sec. La course et la marche dans l'eau posent des problèmes méthodologiques particuliers quant à la standardisation de l'effort. Les dimensions et la composition corporelle, l'expérience, l'efficacité globale de déplacement, le contrôle de la vitesse de course ou de marche et l'équilibre pour n'en nommer que quelques uns, sont tous des facteurs importants mais, en même temps, très difficiles à contrôler. L'utilisation des vélos aquatiques stationnaires pourrait permettre de solutionner plusieurs de ces problèmes par l'absence de résistance à l'avancement. Cependant, les paramètres de standardisation du coût bioénergétique de pédalage restent à être établis. C'est ce que ce projet de maîtrise permettra de réaliser.

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

3.1 Les sujets

Trente-six sujets (26 hommes et 10 femmes) âgés de 18 à 55 ans ont été recrutés pour ce projet. Cette étude multicentrique s'est déroulée au centre sportif de l'Université du Québec à Montréal (UQAM). Le recrutement des sujets s'est fait par des annonces (affiches) au centre sportif de l'UQAM. Compte tenu de la nature du projet, la pertinence d'inclure un groupe témoin n'apparaît pas pertinent. Le niveau d'entraînement des sujets sera noté mais ne servira pas à inclure ou exclure des participants.

3.1.1 Critères d'inclusions

1. Hommes et femmes âgés de 18 ans et plus sans historique ou évidence de maladie pulmonaire et/ou cardiovasculaire.
2. Réponses négatives à toutes les questions du questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP).

3.1.2 Critères d'exclusions

1. Tabagisme actif;
2. Hypertension artérielle (HTA) non traitée ou non maîtrisée;
3. Médication modifiée depuis 3 mois;
4. Diabète;
5. Toute autre symptomatologie non investiguée pouvant être liée à une maladie cardiaque, pulmonaire, métabolique ou musculosquelettique.

3.1.3 Conditions

Les activités de recherche seront exécutées dans les laboratoires d'évaluation ainsi qu'aux piscines de l'UQAM, qui rencontrent les conditions de température thermoneutre. L'expérimentation consiste à des évaluations sur vélo aquatique en immersion (Hydrorider Bologna Italy) jusqu'aux mollets puis sur terrain sec sur un ergocycle (Excalibur V2.0, Groningen, Netherlands) (Figure 3.1)



Figure 3.1 Ergocycle Excalibur V2.0

L'immersion jusqu'aux mollets a pour but de minimiser les effets de la pression hydrostatique sur les membres inférieurs tout en s'assurant que le pédalier soit en tout temps complètement immergé. Le but de cette étude est d'établir les équivalents en termes de coûts bioénergétiques du vélo aquatique (Hydrorider) comparativement à un vélo standardisé (Excalibur V2.0). Par cette procédure, il sera par la suite possible de déterminer avec plus de précision, les impacts de l'immersion sur les fonctions cardiorespiratoires en s'assurant que les comparaisons se font à des intensités d'efforts identiques dans les deux conditions. La détermination de l'intensité de l'effort sur les vélos aquatiques est capitale pour que ce médium puisse être confronté au vélo standard.

3.1.4 Variables mesurées

Les mesures anthropométriques suivantes seront prises sur chacun des participants:

1. Masse corporelle
2. Taille
3. Le pourcentage de tissu adipeux par bioimpédance
4. L'indice de masse corporelle (IMC)
5. Circonférence du mollet et de la cuisse
6. Longueur du pied

La fréquence cardiaque (battements/min⁻¹) sera mesurée à l'aide d'un moniteur de fréquence cardiaque (Polar belt T31, Polar, Fi). Un analyseur métabolique portable (Cosmed, K4b2, Italy) mesurera le coût énergétique ainsi que les fractions d'O₂, de CO₂, la ventilation minute (l.min⁻¹) et le quotient respiratoire (R). La lactémie (mmol.l⁻¹) ou concentration de lactate sanguin, est une mesure objective et fiable de la quantification de l'effort et des processus métaboliques impliqués. Elle sera prélevée à la fin du premier palier, à 70 rpm sur vélo Hydrorider et 125 watts sur vélo Excalibur V2.0 et lors du dernier palier, autant sur le vélo aquatique que sur terrain sec.

3.2 Procédures

1. Recrutement des sujets

Le recrutement des sujets s'est fait par des annonces (affiches) au centre sportif de l'UQAM ainsi que par invitation directe aux sujets qui fréquentent l'UQAM.

2. Envoi du formulaire libre de consentement pour courrier

3. Réponse aux questions au sujet du formulaire et définition de dates pour faire les tests.

4. Journée du premier test (Piscine ou laboratoire).

Présentation des intervenants, explication du déroulement de la séance et période de questions.

5. Questionnaire de consentement et directives pré-test

Chaque personne sera informée du protocole et signera un consentement éclairé de participation. Elle aura déjà rempli un Q-AAP. Elle sera informé de ne pas manger, boire de boisson avec caféine 3 heures avant le test, boire de boisson alcoolisée 6 heures avant le test et faire de l'exercice vigoureux 24 heures avant le test.

6. Mesures anthropométriques

La taille du sujet fut mesurée sans souliers en position debout avec un standiomètre (Lafayette). Déchaussé et vêtu légèrement, le sujet fut pesé sur une balance à fléau (Tanita, Tokyo, Japan). L'IMC a été établi (Body Fast Analyser, OMRON, Japan), ainsi que la circonférence des mollets et des cuisses ont été mesurées selon les recommandations de la Société de Biométrie Humaine, ainsi que la longueur du pied.

7. Mesure de la fréquence cardiaque

La ceinture sera placée autour de la poitrine, juste en dessous des muscles pectoraux. Les électrodes rainurées seront humidifiées et plaquées contre la peau afin que le moniteur de fréquence cardiaque (Polar belt T31, Polar, Fi) soit positionné à l'endroit et au centre du thorax. L'enregistrement se fera directement à l'unité du Cosmed K4b2.

8. Critères de positionnement

La posture et la cadence de pédalage sur vélo sont des sujets d'actualité, en raison de l'incidence sur les facteurs internes (la consommation d'O₂) et externes du travail (le développement de la puissance).

Il est clair qu'une modification sur le positionnement du pied oblige une intervention sur la position de la selle. Cependant, tenant compte que l'exercice se déroule sur un vélo aquatique Hydrorider, pour lequel il n'y a pas de possibilité de grandes modifications au niveau du réglage du pied proprement dit, ni de l'angle du tube vertical, on s'en tient à établir la façon de régler la hauteur et le recul de la selle par rapport à la longueur standard du levier et de la pédale de ce type de vélo.

Genzling (1979) a déterminé qu'il y avait un coefficient statistique reliant l'entrejambe (ep) et la hauteur de la selle. On doit multiplier la hauteur de l'entrejambe en centimètres par 0,885. Cette distance doit être prise depuis le centre de l'axe du pédalier jusqu'à l'horizontal de la selle dans son point le plus haut (Figure 3.2).



Figure 3.2 Critères de positionnement sur vélo

D'autres études tendent à travailler sur la longueur du membre inférieur. La longueur de la jambe est exprimée à partir du grand trochanter jusqu'au sol. Cette distance doit être multipliée par 0,965. Cette valeur est la distance entre le point le plus bas de la pédale jusqu'à l'horizontal de la selle dans son point le plus haut. Une autre façon de chercher la hauteur correcte est de monter sur le vélo avec le talon du pied appuyé sur la pédale, situer celui-ci dans son point le plus bas et la jambe doit être complètement étirée. Cette dernière méthode est celle qui sera utilisée dans notre étude.

Quant au recul de la selle, c'est un paramètre étroitement lié à la hauteur de la selle. Piednoir et al (1998) et Zani (1994) considèrent que le réglage approprié de recul de la selle correspond à la jonction suivant la verticale de l'axe de la pédale et du condyle externe du genou.

9. Évaluation sur vélo aquatique

Les sujets devront porter un short et un maillot. La hauteur de la selle et la position du guidon seront ajustées selon les considérations décrites. Le vélo Hydorrider sera placé sur une plateforme en immersion au niveau des mollets du sujet (Figure 3.3). L'intensité de l'effort sur le vélo aquatique sera contrôlée en modifiant la cadence de pédalage. Ainsi, en immersion, plus la vitesse de pédalage augmente, plus grande sera la résistance de l'eau. La cadence de pédalage ou RPM, sera contrôlée en utilisant un Cyclocomputer (Cateye ECHO-F2, Taiwan) et un métronome (Qwik Time Quartz- métronome, Chine).



Figure 3.3. Pédalage en immersion au niveau des mollets.

Le sujet pédalera à une cadence initiale de 40 RPM avec une augmentation de la vitesse de pédalage de 10 RPM à toutes les 2 minutes jusqu'à 70 RPM. D'ici jusqu'à l'épuisement il faut augmenter 5 révolutions par minute à toutes les 2 minutes. Il retournera à la cadence initiale pour faire un retour au calme de 3 minutes. Les cadences de pédalage anticipées varieront de 40 à 120 révolutions par minute. La fréquence cardiaque et la valeur du lactate pour chaque palier, sont enregistrées dans le format que s'illustre dans le tableau 3.1

Tableau 3.1. RPM pour chaque palier sur vélo Hydridorider.

Palier	Temps	RPM	FC (batt*min)	[La] (mmol/L)
1	3'	40		
2	5'	50		
3	7'	60		
4	9'	70		
5	11'	75		
6	13'	80		
7	15'	85		
8	17'	90		
9	19'	95		
10	21'	100		
11	23'	105		
12	25'	110		
13	27'	115		
14	29'	120		

RPM : révolutions par minute; FC : fréquence cardiaque; [La] : concentration sanguine de lactate.

10. Mesure du coût bioénergétique et de la lactémie

Les mesures du coût énergétique seront réalisées en continues (breath-by-breath) à partir d'un analyseur métabolique portable (Cosmed K4b2) qui permet également de quantifier les fractions d'O₂ et de CO₂, la ventilation minute et le quotient respiratoire. La lactémie sera également mesurée à partir d'une goutte de sang prélevée sur le doigt. Elle sera prélevée à la fin du premier palier, à 70 rpm sur vélo Hydridorider et 125 watts sur vélo Excalibur V2.0 et lors du dernier palier, autant sur le vélo aquatique que sur terrain sec. L'estimation des valeurs du coût énergétique pour chacun des paliers serviront à établir la charge équivalente (watts) pour le vélo sur terrain sec.

11. Évaluation sur terrain sec

Le sujet pédalera sur un vélo électromagnétique Excalibur V2.0 à une fréquence de pédalage de 60 révolutions par minute avec une charge initiale de 0.5 KP (25 watts). L'intensité de l'exercice sera augmentée de 0.5 KP à chaque 2 minutes jusqu'à épuisement du sujet. Il retournera à la première intensité pour faire un retour au calme de 3 minutes. L'augmentation progressive de la charge par tranche de 25 watts permettra de déterminer avec précision la valeur correspondante sur le vélo aquatique et ainsi établir le travail en immersion en fonction de la cadence de pédalage. La fréquence cardiaque et la valeur du lactate pour chaque palier sur vélo Excalibur sont enregistrées dans le format que s'illustre dans la tableau 3.2.

Tableau 3.2. Watts pour chaque palier sur vélo Excalibur.

Palier	Temps	Watts	FC (batt*min)	[La] (mmol/L)
1	3'	25		
2	5'	50		
3	7'	75		
4	9'	100		
5	11'	125		
6	13'	150		
7	15'	175		
8	17'	200		
9	19'	225		
10	21'	250		
11	23'	275		
12	25'	300		
13	27'	325		
14	29'	350		
15	31'	375		

FC: fréquence cardiaque; [La]: concentration sanguine de lactate.

12. Repos entre les séances d'évaluation en immersion et sur terrain sec

Entre chacune des 2 séances d'évaluation (sur terrain sec et en immersion), un repos de 48 heures sera accordé aux sujets. Toutefois, les deux sessions devront être réalisées à l'intérieur de deux semaines. Afin de minimiser l'influence des rythmes circadiens, les sujets seront évalués au même moment de la journée pour chacune des épreuves maximales.

3.2.1 Variables indépendantes

Les variables indépendantes sont : la masse corporelle, la taille, le pourcentage de tissu adipeux, l'IMC, la FC, la circonférence du mollet et de la cuisse, la longueur du pied, le coût énergétique sur terrain sec, la fréquence de pédalage dans l'eau, la concentration de lactate sanguin, l'âge, le sexe et le niveau d'entraînement.

3.2.2 Variable dépendante

Le coût bioénergétique de pédalage à partir de 40 révolutions par minute jusqu'au maximum en immersion jusqu'aux mollets.

3.2.3 Analyses statistiques

Les mesures de tendance centrale et de dispersion (moyenne et écart-type) seront calculées pour chacune des variables. Les comparaisons de moyennes entre les valeurs mesurées en immersion et sur terrain sec se feront à partir d'un test de Student-t pour valeurs paires. Les équations de régression seront calculées par la méthode pas à pas afin d'identifier les variables qui contribuent aux modèles. Le seuil de signification a été établi à $p \leq 0.05$. Les statistiques seront calculées à partir du logiciel SPSS pour Windows version 16.0.

CHAPITRE IV
MANUSCRIT SOUMIS À
MEDICINE AND SCIENCE IN SPORTS AND EXERCISE

TITRE:

*Energy expenditure and power output during
exercise on an immersible ergocycle*

Contribution des auteurs :

Mario Leone, Ph.D. est l'auteur original du projet et investigateur principal sur la demande IRSC. Professeur Leone a effectué la vérification de l'analyse des résultats ainsi que l'interprétation et la révision complète du manuscrit. Professeur Leone a contribué à part égal avec monsieur Garzon sur le manuscrit.

Mauricio Garzon a mis en œuvre la logistique de la collecte de données et a effectué l'analyse approfondie préliminaire et la rédaction du premier jet dans le cadre de ses études à la maîtrise. Monsieur Garzon a contribué à part égal avec le professeur Leone sur le manuscrit.

Luc Léger, Ph.D. est l'auteur original du projet et investigateur principal sur la demande IRSC. Professeur Léger a effectué la vérification de l'analyse des résultats ainsi que l'interprétation et la révision complète du manuscrit.

Andrée Dionne a contribué à la logistique de la collecte de données.

Alain Steve Comtois, Ph.D. est l'auteur original du projet et investigateur principal sur la demande IRSC. Il a effectué la vérification de l'analyse des résultats ainsi que l'interprétation et la révision complète du manuscrit.

4.1 Paper submitted for publication to Medicine & science sports & exercise

February 10, 2010

Medicine & science sports & exercise

Editorial office

Dear members of the editorial office

Please find enclosed a manuscript submitted to the journal of Medicine & science sports & exercise. The title of manuscript is "*energy expenditure and power output during exercise on an immersible ergocycle.*" The manuscript has not been submitted elsewhere while it is being reviewed for publication in the journal.

The authors listed are of the Département de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal (UQAM), Montréal (QC), Canada H3C 3P8 and Physical Activity and Health Sciences Program, Université du Québec à Chicoutimi (UQAC), Saguenay (QC), Canada G7H 2B1 and Département de kinésiologie, Université de Montréal, Montréal (QC), Canada H3C 3J7.

The authors in order of appearance on the manuscript are: Mario Leone, professor, e-mail: mario_Leone@uqac.ca, Tel: 418 545 5011; Mauricio Garzon, Graduate student, e-mail: garzon.mauricio.2@courrier.uqam.ca, Tel: 514 987 3000; Luc Leger, professor, e-mail: luc.leger@umontreal.ca, Tel: 514 343 7792; Andréé Dionne, graduate student, e-mail: dionne.andree@uqam.ca, Tel: 514 987 3000, and Alain Steve Comtois, professor, e-mail: comtois.alain-steve@uqam.ca, Tel: 514 987 3000.

Kindest regards

Alain Steve Comtois, Ph D.

Professor of work Physiology

4.2 ENERGY EXPENDITURE AND POWER OUTPUT DURING EXERCISE ON AN IMMERSIBLE ERGOCYCLE

Mario Leone², Mauricio Garzon¹, Luc Leger³, Andrée Dionne⁴ and Alain Steve Comtois¹

¹Département de kinanthropologie, Université du Québec à Montréal (UQAM), Montréal (QC), Canada H3C 3P8 and ²Physical Activity and Health Sciences Program, Université du Québec à Chicoutimi (UQAC), Saguenay (QC), Canada G7H 2B1 and ³Département de kinésiologie, Université de Montréal, Montréal (QC), Canada H3C 3J7. ⁴Division de kinésiologie, département de médecine sociale et préventive, Université Laval, Québec (QC), Canada G1V 0A6.

Address of correspondance : Alain Steve Comtois, Ph.D.

Département de kinanthropologie

Université du Québec à Montréal

C.P. 8888, succ. Centre-ville

Montréal, Qc. Canada

H3C 3P8

Tél: 514 987 3000 ext. 1506

Fax: 514 987 6616

E-Mail: comtois.alain-steve@uqam.ca

Abstract

The purpose of this study was to find equivalent load levels based on energy costs of pedalling on an immersible ergocycle (IE) and dryland ergocycle (DE). Thirty six healthy informed volunteers (26 men and 10 women, aged: 18 to 55 years old) took part in this study. Incremental exercise tests to maximum were performed while subjects pedaled either immersed to the calf on an IE (Hydrorider®) or on a DE (Excalibur®). The effort intensity on the IE was increased 10 rpm every 2 minutes starting at 40 to maximum pedaling RPM (90-105). On the DE, subjects performed an incremental test at 60 rpm with an initial load of 0.5 kp (25 W) increased by 0.5 kp every 2 minutes until exhaustion. The regression equation of VO_2 as a function of load (Watts) obtained during DE for every subject was used to calculate the estimated load using the VO_2 measured during IE. The results have permitted to establish the following equations to the aim to know the load (Watts) and VO_2 on IE: $\text{Load (W)} = 57.5 - 2.877 \times \text{RPM} + 0.0523 \times \text{RPM}^2$ ($r = 0.972$, $\text{SEE} = 27 \text{ W}$) et $\text{VO}_2 (\text{L min}^{-1}) = 1.51 - 0.0514 \times \text{RPM} + 0.0008 \times \text{RPM}^2$ ($r = 0.974$, $\text{SEE} = 0.4 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$). There was no significant difference between the value of VO_2max between DE and IE (3.50 ± 0.92 vs $3.48 \pm 0.90 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$, respectively, $p > 0.05$). In conclusion, this study provides the first report identifying load equivalents for various intensities of pedaling speed with an IE. Calf level IE incremental exercise to maximum is equivalent to DE to measure $\text{VO}_2 \text{ max}$. However, future research is needed to consider the effects of greater levels of immersion (ex., head out only) while exercising with an IE on load equivalents and VO_2 .

Key words: immersible ergocycle, water immersion, power output, pedal rate, VO_2max

Introduction

Paragraph Number 1 Water immersion may produce positive effects in the hemodynamic response during exercise and may decrease the musculo-skeletal constraints as well as reduce the body weight by about 75% (2). Water immersion increases the central blood volume, which raises the stroke volume and causes a lower heart rate (HR) (6). In addition, the increased hydrostatic pressure caused by water immersion may increase the cardiac output, venous return, stroke volume, translocation of substrates from the muscles, whereas the peripheral vascular resistance is decreased, all contributing to lower energetic costs (5, 9, 13, 18). This is caused by a trans-thoracic negative pressure and a reduction of peripheral blood flow. However, the precise quantification of the effort in water is often problematic, due mainly to the variations inter-individual energy cost during walking and running, as well as difficulties for the participants for maintaining their balance in water during displacements and using arms like means of propulsion. On the other hand, during immersion cycling, we can perhaps take advantage of the external hydrostatic pressure, of the reduction of impacts on the articulations and also achieve better standardisation of effort intensity when compared to walking and running in water, since the only leg movement is to be considered. Thus, the purpose of this study was to identify power output (expressed in Watts) during incremental exercise to maximum on an immersible ergocycle (IE) in relation to the equivalent oxygen consumption measured during incremental exercise to maximum on a dryland ergocycle (DE). The ability to quantify workload while using an IE would allow determining accurately training intensities for special populations such as cardiac or pulmonary patients.

Methods

Subjects

Paragraph Number 2 Thirty six healthy volunteer subjects (26 men and 10 women, aged 18 to 55 years old) took part in this study. Anthropometric characteristics with predicted Max HR of the subjects are shown in Table 1. The height of each subject was measured without shoes in an upright position. Subject weight was taken barefooted and lightly dressed using a balance (Tanita, Tokyo, Japan). The body mass index (BMI) was calculated by introducing the height and weight of the subject in an electronic apparatus (Body Fast Analyser, OMRON, Japan) that also measured percent body fat by upper body impedance.

Paragraph Number 3 This study was approved by the Institution Ethics Committee Review Board. Before testing, each subject was informed of the objective of the study, the testing procedures and provided their written informed consent. In addition, to be included in the study each subject had to answer negatively to all questions listed in the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q) (16). One positive answer excluded them from the study. Other exclusion criteria were subjects less than 18 years old, and any documented cardiovascular, pulmonary, musculo-skeletal or metabolic pathologies.

Oxygen consumption and heart rate measurements

Paragraph Number 4 During all tests, oxygen consumption (VO_2) was measured with a portable gas analyser (Cosmed, K4b² (Rome, Italy) that was calibrated before each test following the manufacturer's instructions (User's manual K4b2, 2006). This particular portable gas analyser has been shown to be valid and reliable by several authors (8, 10, 11).

Paragraph Number 5 Heart rate (HR) was also measured continuously using a heart rate monitor (Polar belt T31, Polar, Kempele, Fi) that was recorded directly into the memory of the portable gas analyser.

Experimental conditions

Paragraph Number 6 Research activities were carried out at the UQAM Human performance laboratory and at the UQAM Sports Complex pool where the water temperature was 28-30° C (17, 19). The order of experiment sessions was randomized according to the availability of the swimming pool and the laboratory.

Water immersion experiments

Paragraph Number 7 Cycling in water, as shown in Fig. 1, was done on an IE (Hydrorider, Bologna, Italy) that was placed on a platform in the pool. During the experiment, the subjects wore shorts, shirt and special shoes to place the foot inside the toe-clip. The platform was adjusted to the appropriate pool depth that allowed the subjects to be immersed to calf level. This permitted the pedal system to remain completely immersed at all times. The purpose of calf level immersion was to minimize the effects of the hydrostatic pressure on lower extremities.

Paragraph Number 8 After proper pool depth was determined; the portable gas analyser (Cosmed K4b², Rome, Italy) was installed on the subject. Resting VO₂ was collected for three minutes while the subjects sat quietly on the bike. Pedal cadence was controlled with either a metronome (Qwik Time Quartz metronome, Chine) or a pedal RPM meter (cateye Echowell F2, Taiwan). The exercise protocol began at a pedal cadence of 40 cycles / minute (RPM). Cadence was then increased every 2 minutes by 10 RPM until 70 RPM. Afterwards, cadence was

increased by 5 RPM until the subject was unable to follow the pace or until exhaustion. Following the exercise test, subjects cooled down for 3 minutes at the initial pedalling rate (40 RPM). The pedalling shovel system was adjusted in its longer point.

Dry land experiments

Paragraph Number 9 Dry land experiments were conducted with an ergocycle (Excalibur V2.0, Groningen, Netherlands). During the experiments, subjects were dressed with shorts, t-shirt and shoes that allowed foot placement into the toe-clip. The subjects were seated on the saddle in the same postural conditions as on the IE. The portable gas analyser was then installed on the subject, as indicated above. Again, subjects initially remained seated quietly on the bike to collect resting cardiorespiratory data. Following the rest period, an initial exercise load of 25 watts was applied and increased every 2 minutes by 25 watts until exhaustion (1, 12). The pedal rate was set at 60 RPM. After completion of the maximal exercise bout, subjects recovered for 3 minutes by pedalling at a load of nil to 25 watts.

Immersible ergocycle (IE) power output estimation

Paragraph Number 10 Power output expressed in Watts for the IE was established from the VO_2 -Watt relationship obtained during the incremental exercise test till maximum on the DE (data not shown). Briefly, individual regression analysis was calculated for every subject from the incremental exercise test on dryland (watts per stage, see above). The dryland regression equation of VO_2 vs watts for each subject was then used to calculate the equivalent power output based on the VO_2 measured during the incremental exercise test till maximum on the IE (RPM per stage, see above). Thus, a corresponding watt value for every RPM stage was estimated for each subject

using this approach. Mean power output per RPM stage was then calculated by averaging the power output obtained from each subject.

Paragraph Number 11 The posture of each subject on the bike, the correct height of the saddle was established by sitting the subject on the bicycle with the heel of the foot pressed on the pedal at the lowest point and the leg completely extended (3). Regarding the appropriate adjustment of the saddle, its correct position is such that there is a vertical alignment of the pedal axis and the external condyle of the knee. Between each evaluation test (land and immersion), a minimum of 48 h rest was granted to the subjects. However, the two tests were carried out within two weeks. In order to minimize the influence of the circadian rhythms, the subjects were evaluated at the same time of the day.

Results

VO₂ and power output

Paragraph Number 12 The VO₂ (L*min⁻¹) and equivalent power output (w) on DE for each exercise stage is shown in Fig. 2. As illustrated in Fig. 2A, the relationship between VO₂ and power (w) is linear and is represented by the following equation, where VO₂ expressed in L*min⁻¹ is equal to 0.0136 power (w) + 0.3 (r = 0.98, SEE = 0.23). The measured VO₂ is also very similar to the one calculated (dashed line) by using the equation proposed by Billat for leg ergocycle (4), where VO₂ expressed in L*min⁻¹ is equal to 0.0122 power (w) + 0.3. Fig. 2B shows the VO₂ relationship for one subject and it can be observed, as well, that the Billat equation line (dashed line) is very close to the actual measured values.

Pedal revolution (RPM), VO₂ and power output

Paragraph Number 13 The VO₂ (L*min⁻¹) and equivalent power output (watts) relative to pedal revolution (RPM) during incremental exercise on the IE is illustrated in Fig. 3. As shown in Fig. 3A, the relationship between VO₂ and RPM is curvilinear and is best represented by the following equation, where VO₂ expressed in L* min⁻¹ is equal to $0.0008*\text{RPM}^2 - 0.0514*\text{RPM} + 1.5063$ ($r = 0.97$, $\text{SEE} = 0.4 \text{ L*min}^{-1}$). Similarly, Fig. 3B illustrates the relationship between power (w) and RPM, which is also curvilinear, and best represented by the following equation: $\text{Power (w)} = 0.0523*\text{RPM}^2 - 2.8774*\text{RPM} + 57.503$ ($r = 0.97$, $\text{SEE} = 27 \text{ w}$). Fig. 3 C shows the relationship between IE predicted power (w) and IE VO₂ (L*min⁻¹), which is represented by the following equation: $\text{Power (w)} = 72.94 - 29.95 \text{ VO}_2$ ($r = 0.98$, $\text{SEE} = 15.8$).

Paragraph Number 14 Table 2 shows values of power output and VO₂ for the IE calculated for each RPM stage (40 to 105 RPM). The mean watts and VO₂ values are the averages calculated from the individual scores, as described in Methods, obtained at every stage for each subject. On the other hand, the predicted values for both watts and VO₂ were calculated from the regression equations obtained from Figs. 3 A and B.

VO₂ max, immersible ergocycle (IE), and dry land ergocycle (DE)

Paragraph Number 15 The VO₂ max values obtained during progressive exercise to maximum on both the IE and DE are shown in Fig. 4. As indicated in Fig. 4A, there was no significant difference between both mean VO₂ max values (3.50 ± 0.92 vs $3.48 \pm 0.90 \text{ L*min}^{-1}$, respectively, $p > 0.05$). On the other hand, Fig. 4B illustrates a strong significant correlation ($r = 0.93$, $\text{SEE} = 3.57$, $p < 0.000$) between the VO₂ max obtained on the IE to that obtained with the DE.

A near perfect agreement between both DE $\text{VO}_{2\text{max}}$ and IE $\text{VO}_{2\text{max}}$ is shown in Fig. 4C, where the mean VO_2 difference is close to zero ($-0.03 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, upper limit 0.62 and lower limit $-0.56 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$).

DISCUSSION

Paragraph Number 16 In this report we show that VO_2 measured during exercise on the IE at calf level can be used to extrapolate the power output for various levels of RPM from the established VO_2 -Watt relationship obtained on a DE. The novel aspect in this report, and to the best of our knowledge, is that it is the first study to quantify load equivalents at different RPM for the IE. From this report, it is now possible to estimate power output based on the data presented in Table 2 for RPM stages spanning 40 to 105 RPM established with 36 participants of various levels of fitness, age and gender. In addition, a worth noting finding is that $\text{VO}_{2\text{max}}$ determined by IE at calf level is not significantly different than DE.

Immersible ergocycles and oxygen consumption

Paragraph Number 17 There are very few studies that have investigated the physiological effects of exercising on immersible ergocycles. The few studies published have investigated either the physiological effects of different levels of immersion (immersion to hips vs shoulder vs neck) to dryland ergocycle exercise or compared the effects of training on dryland vs water immersed (6, 14, 15). However, to the best of our knowledge, there are no reports that have attempted to identify the workload at different levels of pedal revolution on a identical IE; Therefore, the comparison of the immersion physiological effects may be not enough accurate.

Paragraph Number 18 In the current report all participants were immersed to the calf level, which allowed the pedal cranking mechanism to be entirely immersed in order to provide pedaling resistance. Our approach is different from other investigators that have studied ergocycle immersion, since the goal of the present study was to quantify IE load for different RPM and not to study the effect of immersion on various physiological variables. Thus, there is very little information in the scientific literature to compare or discuss our results. Nonetheless, a study by Park et al (14) on ergocycles (head-out water immersion vs dry land) has shown that water immersion at a water temperature of 30° C increases cardiac output without modifying $\dot{V}O_2$. Their finding was explained by lesser arterious-venous oxygen concentration difference ($[a-v]O_2$). We did not measure $[a-v]O_2$ difference but we believe it was not modified by calf level immersion that probably causes very little hydrostatic pressure modification on the lower limbs. In addition, the pool water temperature ranged between 28-30 C, which was the temperature reported by Park et al (14) in their study. Thus, there are no reasons to believe that $\dot{V}O_2$ measurements during incremental IE exercise could have been affected by calf level water immersion or temperature.

Power estimation from oxygen consumption measurements

Paragraph Number 19 Power output expressed in watts for the IE at each RPM stage was estimated from $\dot{V}O_2$ measurements obtained during progressive exercise on the IE. The $\dot{V}O_2$ for each stage on the IE was used to calculate the equivalent power output in watts from the $\dot{V}O_2$ -watt regression equation determined on the DE for every subject in a laboratory setting. We have not found any scientific literature that used a similar approach to estimate ergocycle workloads. Nonetheless, a study by Bréchat et al (6) has shown that water immersion up to the xiphoid process causes an increase in $\dot{V}O_2$ requirements at similar workload (~122 watts) when compared

to air (dryland). The increase in VO_2 probably reflects, among others, the effect of leg drag in the water, which was not present in our study since only calf level immersion was achieved. In contrast, however, several studies show that deep water running yields lower VO_2 values when compared to maximal treadmill running (7). The lower VO_2 achieved during deep water running is probably not caused by maladapted physiological responses but most probably by lack of adaptability to running under such conditions. Thus, once again we believe that the level of water immersion in our study did not affect VO_2 and that the probability of overestimating or underestimating the VO_2 requirement for a given pedal RPM is small.

Limitations

Paragraph Number 20 We did not measure work output directly with the IE and the estimated values are only relevant for calf level immersion. Other levels of immersion may produce different measurements of VO_2 , as indicated above, that would undoubtedly transform the estimated work output values as we have currently calculated. Nonetheless, changes in VO_2 produced by water immersion would reflect other factors such as hydrostatic pressure and water drag on the lower limbs, and certainly warrants further research.

CONCLUSION

Paragraph Number 21 This study provides to the best of our knowledge the first report identifying load equivalents for various intensities of pedaling speed with a commercially available immersible ergocycle. As well, calf level IE incremental exercise to maximum is equivalent to a DE to measure VO_2 peak. However, future research is necessary to consider the effects of greater levels of immersion (ex., hip, xyphoid process and head out only) while exercising with an immersible ergocycle on load equivalents and VO_2 . In addition, this new tool

may provide in the future to the strategic arsenal as a means of intervention in order to facilitate training in populations having particular limited functional capacities such as cardiac or pulmonary patients.

ACKNOWLEDGEMENTS

Paragraph Number 22 The authors wish to express extreme gratitude to Elise Busilacchi for technical assistance and data collection throughout the entire length of the study and to Carole Roy for logistic support. This study was supported by a CIHR (No 175918-MIA) grant to ML, LL and ASC and a PAFARC (Programme Aide Financier À la Recherche et Création, UQAM) grant to ML.

Reference list

1. Bassett DR Jr, Howley ET (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc.* 32: 70-84.
2. Becker BE (1997). Aquatic physics. In: *Aquatic rehabilitation*. Ruoti, Morris and Cole eds. Lippincott, Philadelphia
3. Belluye N, Cid M (2001) Approche biomécanique du cyclisme moderne, données de la littérature. *Science & Sports.* 16:71-87
4. Billat Véronique (1998). *Physiologie et méthodologie de l'entraînement*. Belgique. De Boeck Université
5. Bonde-Petersen F, Schultz-Pedersen L, Dragsted N (1992). Peripheral and central blood flow in man during cold, thermoneutral, and hot water immersion. *Aviat space environ Med.* 63: 346-50.
6. Brechat PH, Wolf JP, Simon-Rigaud ML, Brechat N, Kantelip JP, Berthelay S, Regnard J (1999). Influence of immersion on respiratory requirements during 30-min cycling exercise. *Eur respir J.* 13:860-866
7. Chu KS, Rhodes EC (2001). Physiological and cardiovascular changes associated with deep water running in the young. Possible implications for the elderly. *Sport Med.* 31: 333-46.
8. Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. (2004). Accuracy and reliability of a Cosmed K4b² portable gas analysis system. *Journal of Science and Medicine in Sport.* 7:11-22
9. Gleim GW, Nicholas JA (1989). Metabolic cost and heart rate responses to treadmill walking in water at different depths and temperatures. *Am J Sports Med.* 17: 248-252.
10. Hausswirth C, Bigard AX, Le Chevalier J. (1997) The Cosmed K4 Telemetry System as an accurate and reliable device for oxygen uptake measurements during exercise. *International Journal of Sports Medicine* 18:449-53.
11. McLaughlin JE, King GA, Howley ET, Ainsworth BE (2001). Validation of the cosmed K4b2 portable metabolic system. *International Journal of Sports Medecine.* 22:280-284.
12. Meyer T, Scharhag J, Kindermann W (2005). Peak oxygen uptake. Myth and truth about an internationally accepted reference value. *Z Kardiol.* 94: 255-264.
13. Miyamoto T, Oshima Y, Ikuta K, Kinoshita H (2006). The heart rate increase at the onset of high-work intensity exercise is accelerated by central blood volume loading. *Eur J Appl Physiol.* 96: 86-96

14. Park KS, Choi JK, Park YS (1999). Cardiovascular regulation during water immersion. *J Physiol Anthro.* 18: 233-241
15. Sheldahl LM, Tristani FE, Clifford PS, Kalbfleisch JH, Smits G, Hughes CV (1986). Effect of head-out water immersion to exercise training. *J Appl Physiol.* 60: 1878-1881.
16. The Canadian Physical Activity, Fitness & Lifestyle Approach (CPAFLA) (2004). Canadian Society of Exercise Physiology, 3rd Ed.
17. Weston CEM, O'Hare JP, Evans JM. et al. (1987). Hemodynamic changes in man during immersion in water at different temperatures. *Clin Sci.* 73: 613-616.
18. Wilcock IM, Cronin JB, Hing WA.(2006). Physiological response to water immersion. *Sport Med,* 36: 747-765
19. Yun SH, Choi JK, Park YS (2004). Cardiovascular responses to head-out water immersion in Korean women breath-hold divers. *Eur J Appl Physiol.* 91: 708-711.

Table 1. Subject characteristics

	Females	Males	Group
	(n = 10)	(n = 26)	(n = 36)
Age (y)	32.9 (11.62)	29.3 (8.55)	30.3 (9.46)
Height (m)	1.64 (5.47)	1.80 (6.11)	1.76 (9.47)
Weight (kg)	60.8 (7.04)	78.8 (8.53)	73.8 (11.49)
HR _{MAX} Pred (bpm)	187 (11.6)	191 (8.6)	190 (9.5)
BMI	22.5 (1.54)	24.2 (2.12)	23.69 (2.09)
Body Fat (%)	24.3 (6.89)	14.3 (4.74)	17.51 (7.18)

Means \pm (S.D.). HR_{MAX} Pred, predicted maximum HR calculated from 220 – age;

BMI, body mass index.

Table 2. Predicted power output and VO₂ cost from angular velocity in the immersed ergometer

RPM	Subject	Power (W)	VO ₂ Cost	%HR _{MAX}
	n		L min	
40	36	26,1	0,7	48 (6.0)
50	36	44,4	0,9	52 (6.1)
60	36	73,1	1,3	57 (7.1)
70	36	112,4	1,8	67 (8.6)
75	21	135,9	2,2	71 (10.7)
80	36	162,0	2,5	82 (10.0)
85	20	190,8	2,9	84 (8.3)
90	27	222,2	3,4	90 (7.7)
95	13	256,2	3.8	91 (6.1)
100	13	292,8	4,4	96 (6.0)
105	5	332,0	4,9	97 (6.5)

$$\text{Power} = 57,5 - 2,877 \times \text{RPM} + 0,0523 \times \text{RPM}^2 \quad r = 0,972, \text{ SEE} = 27 \text{ W}$$

$$\text{VO}_2 = 1,51 - 0,0514 \times \text{RPM} + 0,0008 \times \text{RPM}^2 \quad r = 0,974, \text{ SEE} = 0,4 \text{ L min}^{-1}$$

Figure legends

Figure 1. Set-up of the immersible ergocycle (IE; Hydrorider, Bologna, Italy) on the underwater platform as used in the current study.

Figure 2. The relationship between VO_2 and power output (watts) on DE for each exercise stage.

A) Oxygen consumption (VO_2) during DE incremental exercise as a function of DE Power (w). The solid line represents the values of VO_2 obtained during the DE incremental test represented by the following equation: $y = 0,0136x + 0.3039$. The correlation between both VO_2 and DE is a significant ($p < 0.05$, $r = 0.98$, $\text{SEE} = 0.23$).

B) Oxygen consumption (VO_2) during DE incremental exercise as a function of DE Power (w) for subject 28. In both A and B, the dashed line represents the VO_2 calculated with the Billat (ref 4) equation for leg ergometry ($y = 0,0122x + 0.3$).

Figure 3. Oxygen consumption (VO_2) and estimated power output (Watts) both as a function of pedal crank revolution (RPM) on the immersible ergometer (IE) A) VO_2 as a function of RPM. Dashed line represents the significant regression between both variables ($r = 0.97$, $\text{SEE} = 0.4 \text{ L min}$); B) Watts as function of RPM. The dashed line represents the significant regression between both variables ($r = 0.97$, $\text{SEE} = 27 \text{ w}$); C) Predicted power (w) during IE incremental exercise as function of VO_2 during IE (IE $\text{VO}_2 \text{ L min}$), $\text{Power (w)} = 72.94 - 29.95 \text{ VO}_2$ ($r = 0.98$, $\text{SEE} = 15.8$).

Figure 4. Maximum oxygen consumption ($\text{VO}_2 \text{ max}$) recorded during both the end stage maximal exercise on the immersible and dryland ergocycle (IE and DE, respectively).

A) $\text{VO}_2 \text{ max}$ recorded at maximal exercise for both IE and DE; B) The relationship between $\text{VO}_2 \text{ max}$ obtained on the IE and DE for every subject. C) Bland and Altman plot illustrating the level of agreement between $\text{VO}_2 \text{ IE}$ and $\text{VO}_2 \text{ DE}$. The small dashed lines indicate the 95% confidence interval. The medium dashed line represents the non-

significant regression between both variables where the mean VO_2 difference is close to zero ($-0.03 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, upper limit 0.62 and lower limit $-0.56 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$).



FIG 1

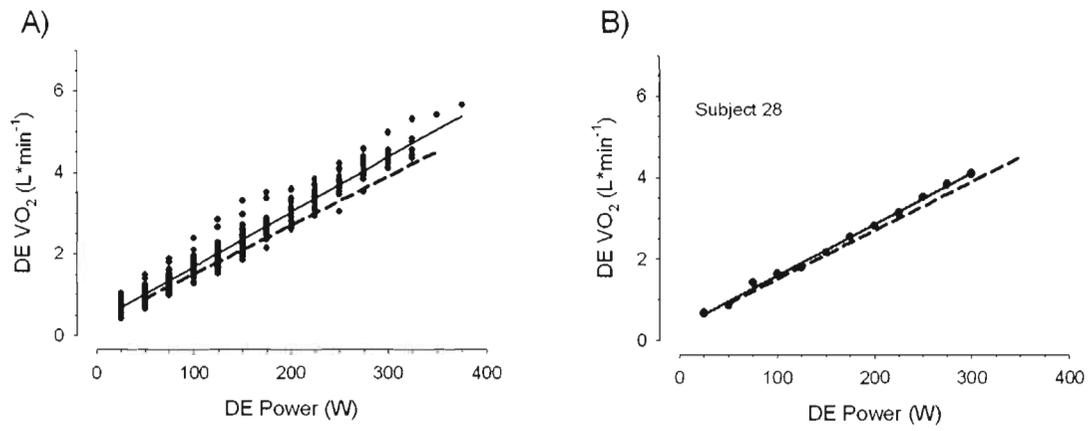


Fig. 2

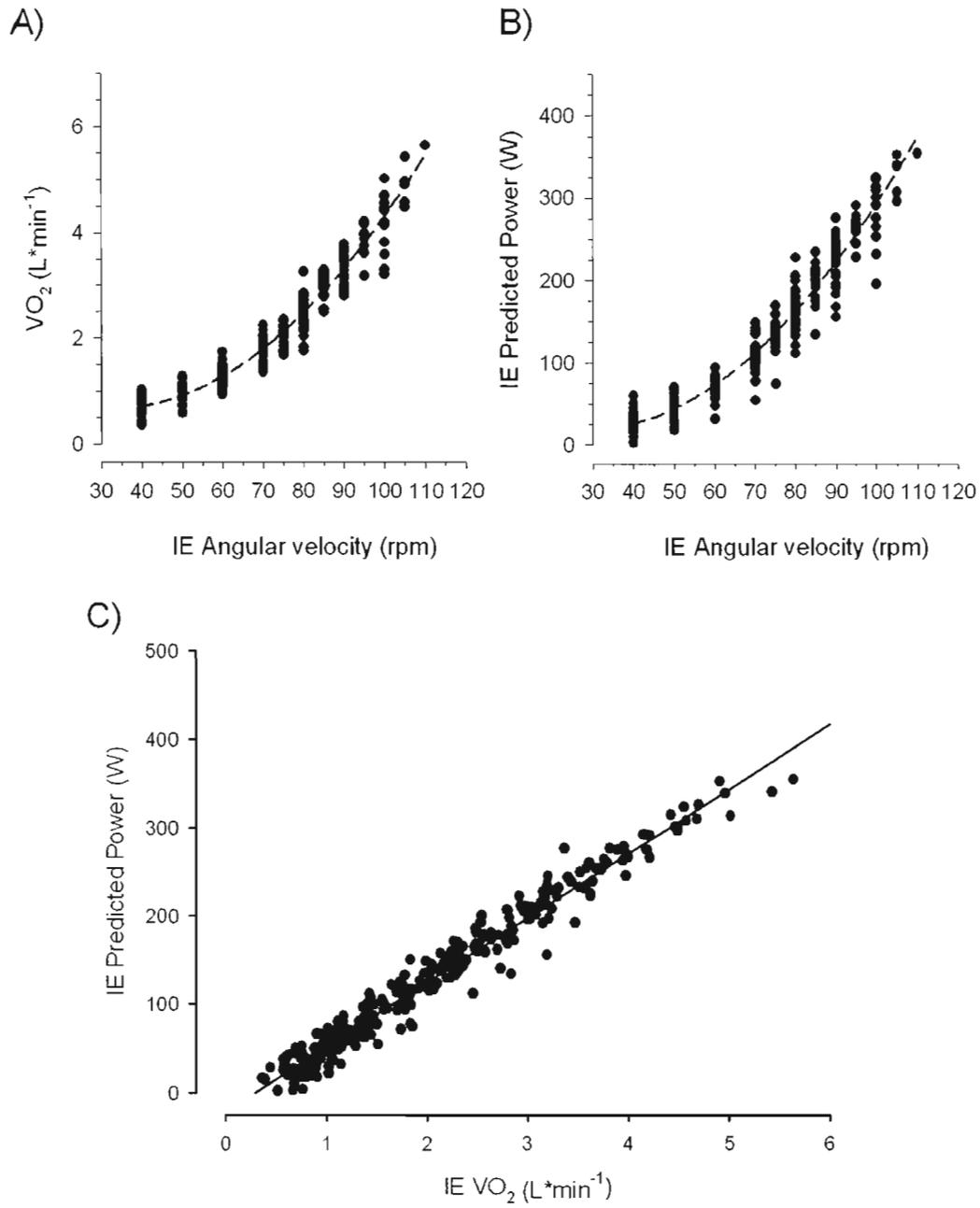


Fig. 3

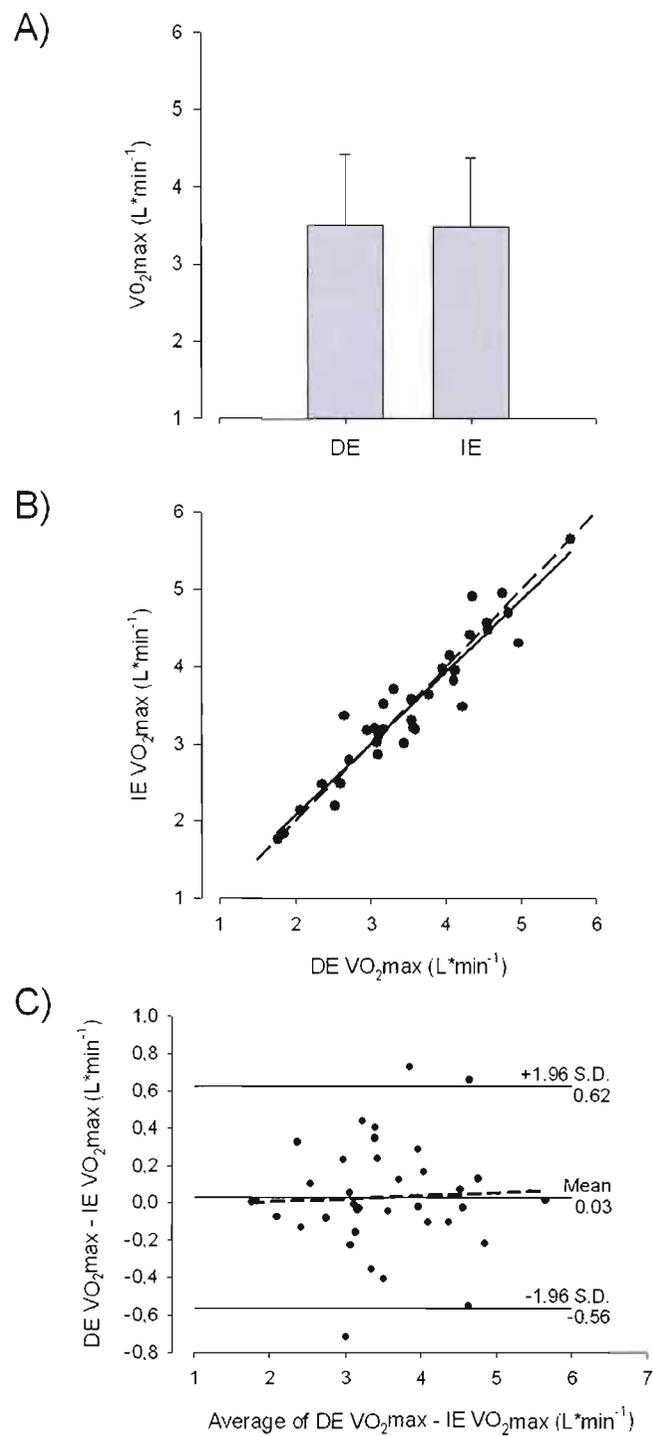


Fig. 4

CHAPITRE V

CONCLUSION

Les travaux réalisés dans le cadre de ce mémoire de maîtrise ont permis de déterminer la valeur en watts pour différents RPM sur un vélo immersible, à partir des équivalents bioénergétiques qui correspondent au travail sur terrain sec et sur vélo Hydrorider sans l'effet de l'immersion sur le corps.

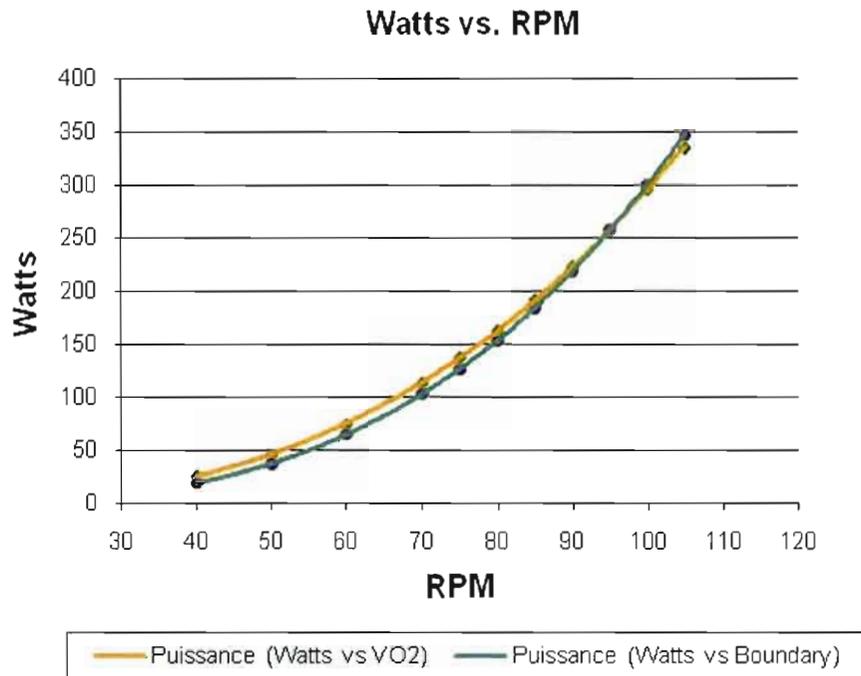


Figure 6.1. Puissance (watts) et la limite maximale prédite en utilisant une longueur de pied de 30 cm (boundary) par rapport à la VO_2

Tel que nous avons exposé, une équation de régression VO_2 ($L \cdot \text{min}^{-1}$) en fonction de la puissance (Watts) atteinte par chaque sujet sur DE, fut utilisé pour estimer la puissance sur IE à partir du VO_2 mesuré sur IE. Les résultats ont permis d'établir des équations afin de calculer la puissance et la VO_2 sur IE, respectivement, tel qui suit :

Puissance (W) = $57,5 - 2,877 \times \text{RPM} + 0,0523 \times \text{RPM}^2$ ($r = 0,972$, $\text{SEE} = 27 \text{ W}$)

VO_2 (L min^{-1}) = $1,51 - 0,0514 \times \text{RPM} + 0,0008 \times \text{RPM}^2$ ($r = 0,974$, $\text{SEE} = 0,4 \text{ L*min}^{-1}$).

La VO_2max sur DE et IE n'était pas significativement différente (47.2 ± 9.4 vs $47.6 \pm 10.3 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$, respectivement, $p > 0.05$).

Cette étude fournit des équations pour IE permettant de calculer la puissance et la VO_2 à partir de la cadence de pédalage (RPM) et les VO_2peak sont similaires.

La standardisation de la charge en watts et du coût énergétique de pédalage sur vélo Hydrorider permettra de déceler avec précision les adaptations physiologiques en immersion et préciser ainsi les comparaisons sur terrain sec. De fait, on pourra comparer l'effet de l'immersion par rapport à la même cadence de pédalage sur terrain sec et mieux doser l'intensité de l'exercice. Cependant à l'avenir, il faudra tenir compte de l'incidence de la force de traînée dans l'eau sur le mouvement des jambes pour recalculer la valeur de la puissance pour chaque RPM en immersion au niveau des hanches ou de la poitrine.

D'autre part, nous avons pu constater que pour une même cadence de pédalage en immersion au niveau de la poitrine, plusieurs variables cardio-pulmonaires sont affectées pendant l'exercice, ce que sera l'objet d'une recherche future. Il est évident, que maintenant nous avons une plus grande connaissance sur cette outil ce qui faciliterait la mise sur pied d'un programme d'entraînement de façon plus méthodique.

En plus, ce nouvel outil pourrait augmenter dans le futur l'arsenal stratégique des moyens d'intervention afin de faciliter l'entraînement des personnes ayant notamment une capacité fonctionnelle limitée (Exemple; patients avec certains pathologies cardio-pulmonaires).

REFERENCES

ACSM (2001). *Resource Manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. Fourth edition. Lippincott Williams & Wilkins. USA.

ACSM's *Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 5th edition. Baltimore. Williams and Wilkins, 1995.

ACSM's *Metabolic Calculations Handbook*. Lippincott Williams & Wilkins. USA, 2007.

Agostoni E, Gurtner G, Torri G, et al. (1966). Respiratory mechanics during submersion and negative-pressure breathing. *J Appl Physiol*. 21: 251-258.

ASPC Agence de la santé publique du Canada (2008). Réseau canadien de la santé. En ligne <http://www.canadian-health-network.ca/servlet>. Le fardeau croissant des maladies cardiovasculaires et des accidents vasculaires cérébraux au Canada

Bassett DR Jr, Howley ET (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*. 32: 70-84.

Becker BE (1997). Aquatic physics. In: *Aquatic rehabilitation*. Ruoti, Morris and Cole eds. Lippincott, Philadelphia.

Belli A, Hintzy F (2002). Influence of pedaling rate on the energy cost of cycling in human. *Eur J Appl Physiol*. 88: 158-162.

Belluye N, Cid M (2001) Approche biomécanique du cyclisme moderne, données de la littérature. *Science & Sports*. 16:71-87

Billat Véronique (1998). *Physiologie et méthodologie de l'entraînement*. Belgique. De Boeck Université

Bonde-Petersen F, Schultz-Pedersen L, Dragsted N (1992). Peripheral and central blood flow in man during cold, thermoneutral, and hot water immersion. *Aviat space environ Med*. 63: 346-50.

Burke E R (1986). *Science of Cycling*. United States of America. Human Kinetics Books.

CDC Centers for disease control and prevention (2007). En ligne <http://www.cdc.gov/heartdisease/>

Chu KS, Rhodes EC (2001). Physiological and cardiovascular changes associated with deep water running in the young. Possible implications for the elderly. *Sport Med*. 31: 333-46.

- Coffey V, Leveritt M, Gill N. (2004) Effect of recovery modality on 4- hour repeated treadmill running performance and changes in physiological variables. *J Sci Med Sport.* 7:1-10.
- Doherty M, Balmer J, Davison RC, Robinson L, Smith PM (2003). Reliability of a combined 3-min constant load and performance cycling test. *Int J Sports Med.* 24: 366-371.
- Donskoï D, Zatsiorski V (1988). *Biomécanica de los ejercicios físicos.* Ciudad de la Habana. Editorial Pueblo y Educación.
- Dufour S (2005). *Optimisation de la performance aérobie chez l'athlète: Hypoxie intermittente à l'exercice et ergocycle excentrique comme nouvelles approches de stimulations métaboliques et mécaniques.* Université de Strasbourg I– Louis Pasteur.
- Epstein M (1976). Cardiovascular and renal effects of head-out water immersion in man. *Circulation Res.* 39: 189-194.
- Evans BW, Cureton KJ, Purvis JW (1978). Metabolic and circulatory responses to walking and jogging in water. *Res Q.* 49: 442-449.
- Farhi LE, Linnarsson D (1977). Cardiopulmonary readjustment during grade submersion in water at 35 degrees. *Respir physiol.* 30: 35-50
- Gleim GW, Nicholas JA (1989). Metabolic cost and heart rate responses to treadmill walking in water at different depths and temperatures. *Am J Sports Med.* 17: 248-252.
- Gnehm P, Reichenbach S (1997). Influence of different racing positions on metabolic cost in elite cyclists. *Med Sci Sports Exerc.* **29:818-23.**
- Gonzales H, Hull ML (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics.* 22 :1151-61
- Hong SK, Cerretelli P, Cruz JC et al.(1969). Mechanics of respiration during submersion in water. *J Appl Physiol.* 27:535-538.
- Howley ET, Bassett DR Jr, Welch HG (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med Sci Sports Exerc.* 27: 1292-1301.
- Iwaoka K, Hatta H, Atomi Y, Miyashita M (1988). Lactate, respiratory compensation thresholds, and distance running performance in runners of both sexes. *Int J Sports Med.* 9: 306-309.
- Koryac Y (2002). “DRY” immersion induces neural and contractile adaptation in the human triceps surae muscle. *Environ med.* 46: 17-27.

Laursen PB, Shing CM, Jenkins DG (2003). Reproducibility of the cycling time to exhaustion at .VO₂peak in highly trained cyclists. *Can J Appl Physiol*. 28: 605-615.

Löllgen H, Nieding GV, Kopenhagen K (1981). Hemodynamic response to graded water immersion. *Klin Wochenschr*, 59: 623-628.

McArdle WD, Katch FI, Katch V (1990). *Fisiologia del ejercicio. Energía, nutrición y rendimiento*. Madrid – España. Alianza Editorial, Consejo Superior de Deportes. P, 195-198.

McArdle W, Katch F, Katch V (2001). *Physiologie de l'activité physique: énergie, nutrition et performance*. 4^e édition, Maloine/Edisem.

Meyer K, Bücking (2004). Exercise in heart Failure: Should aqua therapy and swimming be allowed? *Med Sci Sports Exerc*. 36: 2017-2023.

Meyer T, Scharhag J, Kindermann W (2005). Peak oxygen uptake. Myth and truth about an internationally accepted reference value. *Z Kardiol*. 94: 255-264.

Mortensen SP, Dawson EA, Yoshiga CC, Dalsgaard MK, Damsgaard R, Secher NH, González-Alonso J (2005). Limitations to systemic and locomotor limb muscle oxygen delivery and uptake during maximal exercise in humans. *J Physiol*. 566: 273-285

National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases (2007). « Statistics related to overweight and obesity ». In *Weight-control information network*. En ligne, <http://win.niddk.nih.gov/statistics/index.htm>

Nigg BM., MacIntosh BR. Mester J (2000). *Biomechanics and biology of movement*. Human Kinetics Publishers, Champaign, IL. p, 465 p.

Noakes TD (2002). Exercise and the cold. In: *Advances in sports, leisure and ergonomics*. Reilly and Greeves ed. London, Routledge.

Park KS, Choi JK, Park YS (1999). Cardiovascular regulation during water immersion. *J Physiol Anthro*. 18: 233-241.

Platonov VN (1991). *La adaptación en el deporte*. Editorial Paidotribo. Barcelona España, 2da. Edición, p, 68.

Pöyhönen T, Avela J (2002). Effect of head-out water immersion on neuromuscular function of the plantar-flexor muscles. *Aviat space environ Med*. 73:1215-1218.

Programme national de certification des entraîneurs (1990). *Publié par l'Association canadienne des entraîneurs*. Niveau 3. Canada. P, 118-121.

Relly T, Dowzer CN, Cable NT (2003). The physiology of deep-water running. *J Sports Sci.* 21: 959-972.

Shames IH (1989). *Mechanics of fluids*. McGraw-Hill Publishing Company. Second edition.

Sheldahl LM, Tristani FE, Clifford PS, Kalbfleisch JH, Smits G, Hughes CV (1986). Effect of head-out water immersion to exercise training. *J Appl Physiol.* 60: 1878-1881.

Sheldahl LM, Tristani FE, Clifford PS, Hughes CV, Sobocinski KA, Morris RD (1987). Effect of head-out water immersion on cardiorespiratory response to dynamic exercise. *J Am Coll Cardiol.* 10: 1254-1258.

Shono T, Fujishima K, Hotta N, Ogaki T, Masumoto K (2001). Cardiorespiratory responses to low-intensity walking in water and on land in elderly women. *J Physiol Anthro Appl Human Sci.* 20: 269-274.

Srámek P, Simecková M, Janský L, Savlíková J, Vybíral S(2000). Human Physiological responses to immersion into water of different temperatures. *Eur J Appl Physiol.* 81:436-442.

The Canadian Physical Activity, Fitness & Lifestyle Approach (CPAFLA) (2004). Canadian Society of Exercise Physiology, 3rd Ed.

Tjepkema M (2006). « Obésité chez les adultes » *Rapports sur la santé*, 17 (1), p, 9-26. Statistique Canada, no 82-003-XIF.

Tortora G, Derrickson B (2007). *Principes d'anatomie et de physiologie*. 2^{da} édition, Éditions du renouveau pédagogique INC.

Wasserman K, Zhang YY, Gitt A, Belardinelli R, Koike A, Lubarsky L, Agostoni PG (1997). Lung function and exercise gas exchange in chronic heart failure. *Circulation.* 96: 2221-2227.

Weston CEM, O'Hare JP, Evans JM. et al. (1987). Hemodynamic changes in man during immersion in water at different temperatures. *Clin Sci.* 73: 613-616.

Wilcock IM, Cronin JB, Hing WA (2006). Physiological response to water immersion. *Sport Med*, 36: 747-765.

Yun SH, Choi JK, Park YS (2004). Cardiovascular responses to head-out water immersion in Korean women breath-hold divers. *Eur J Appl Physiol.* 91: 708-711.

Zintl F (1991). Entrenamiento de la resistencia. *Fundamentos, métodos y dirección del entrenamiento*. Barcelona – España. Ediciones Martinez Roca., S.A.

Zhelyazkov T (2001). *Bases del entrenamiento deportivo*. Barcelona – España. Editorial Paidotribo.