



Faculté
des études
supérieures

Thèse de doctorat

Université de Montréal

Comparaison des réponses physiologiques lors d'un exercice
incrémental maximal sur vélo immergé et sur terrain sec :
Aspects biomécaniques,
cardiopulmonaires et hémodynamiques

Par

Mauricio Garzon Camelo

Département de Kinésiologie

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures de l'Université de Montréal
en vue de l'obtention du grade de Philosophia Doctor (Ph.D)
en sciences de l'activité physique

Octobre, 2014

© Mauricio Garzon Camelo, 2014

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

Comparaison des réponses physiologiques lors d'un exercice
incrémental maximal sur vélo immergé et sur terrain sec :
Aspects biomécaniques, cardiopulmonaires et
hémodynamiques

Présentée par :

Mauricio Garzon Camelo

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Dave Elleberg, président-rapporteur
Martin Juneau, directeur de recherche
Mathieu Gayda, co-directeur de recherche
Jean-Marc Lavoie, membre du jury
Jean P. Boucher, examinateur externe
Dany H. Gagnon, Représentant du doyen de la FES

Résumé

L'exercice en immersion dans l'eau peut générer des réponses hémodynamiques et cardiorespiratoires différentes à celles de l'exercice sur terrain sec. Cependant, aucune étude n'a comparé ces réponses sur vélo aquatique (VA) à celles sur vélo sur terrain sec (VS) à une même puissance mécanique externe (P_{ext}).

À cet égard, le premier travail de cette thèse visait, d'abord, à trouver les équivalences de P_{ext} lors du pédalage sur VA en immersion à la poitrine par rapport au VS au laboratoire, en considérant que cela restait non déterminé à ce jour. Une équation de mécanique des fluides fut utilisée pour calculer la force déployée pour le système de pédalage (pales, leviers, pédales) et des jambes à chaque tour de pédale. Ensuite, cette force totale a été multipliée par la vitesse de pédalage pour estimer la P_{ext} sur VA. Ayant trouvé les équivalences de P_{ext} sur VA et VS, nous nous sommes fixés comme objectif dans la deuxième étude de comparer les réponses hémodynamiques et cardiorespiratoires lors d'un exercice maximal progressif sur VS par rapport au VA à une même P_{ext} . Les résultats ont montré que le $\dot{V}O_2$ ($p < 0.0001$) et la différence artérioveineuse ($C(a-v)O_2$) ($p < 0.0001$) étaient diminués lors de l'exercice sur VA comparativement à celui sur VS. Parmi les variables hémodynamiques, le volume d'éjection systolique (VES) ($p < 0.05$) et le débit cardiaque (Q_c) ($p < 0.05$) étaient plus élevés sur VA. En plus, on nota une diminution significative de la fréquence cardiaque (FC) ($p < 0.05$). Étant donné qu'à une même P_{ext} les réponses physiologiques sont différentes sur VA par rapport à celles sur VS, nous avons effectué une troisième étude pour établir la relation entre les différentes expressions de l'intensité relative de l'exercice (% du $\dot{V}O_{2\text{max}}$, % de la FC_{max} , % du $\dot{V}O_2$ de réserve (% de $\dot{V}O_{2R}$) et % de la FC réserve (% FCR)).

Les résultats ont démontré que la relation % FCR vs % $\dot{V}O_2R$ était la plus corrélée (régression linéaire) et la plus proche de la ligne d'identité. Ces résultats pourraient aider à mieux prescrire et contrôler l'intensité de l'exercice sur VA pour des sujets sains. Finalement, une dernière étude comparant la réactivation parasympathique après un exercice maximal incrémental effectué sur VA et VS en immersion au niveau de la poitrine a montré que la réactivation parasympathique à court terme était plus prédominante sur VA (i.e. τ , $\Delta 10$ à 60 et T30, $p < 0.05$). Cela suggérait, qu'après un exercice maximal sur VA, la réactivation parasympathique à court terme était accélérée par rapport à celle après l'effort maximal sur VS chez de jeunes sujets sains. En conclusion, nous proposons une méthode de calcul de la puissance mécanique externe sur VA en fonction de la cadence de pédalage. Nous avons démontré que pendant l'exercice sur VA les réponses hémodynamiques et cardiorespiratoires sont différentes de celles sur VS à une même P_{ext} et nous proposons des équations pour le calcul du $\dot{V}O_2$ dans l'eau ainsi qu'une méthode pour la prescription et le contrôle de l'exercice sur VA. Finalement, la réactivation parasympathique à court terme s'est trouvée accélérée après un effort maximal incrémental sur VA comparativement à celle sur VS.

Mots-clés : vélo aquatique, puissance externe, consommation d'oxygène, réponses hémodynamiques, prescription de l'exercice, réactivation parasympathique.

Abstract

Water immersion can affect hemodynamic and cardiorespiratory responses during exercise relative to exercise on dry land. However, according to our knowledge, $\dot{V}O_2$ and hemodynamic responses have never been compared during exercise on immersible ergocycle (IE) and dryland ergocycle (DE) at the same level of external power output (P_{ext}).

In this regard, the first study of this thesis has proposed a method to calculate accurately the P_{ext} deployed by participants using a model of IE during chest level immersion exercise, since the P_{ext} from pedalling rate (rpm) in water was still undetermined to date. The P_{ext} expressed in W was calculated by multiplying the total force overcoming the resistance of the water on the system movement (pedaling system and legs) by the velocity (m/s) of the pedal. We favored this approach since it takes into consideration the resistance of water on the lower limbs and not only the pedaling system. The quantification of P_{ext} allowed us subsequently to compare the physiological response of the immersion during exercise on an IE when compared to the same P_{ext} on a DE. The results shown that $\dot{V}O_2$ ($p < 0.0001$) and $C(a-v)O_2$ ($p < 0.0001$) were significantly lower during exercise on IE relative to DE. Among hemodynamic variables, stroke volume ($p < 0.05$) and cardiac output ($p < 0.05$) were higher and heart rate ($p < 0.05$) lower during exercise on IE. Because physiological responses were different for the same P_{ext} on IE and DE, we have studied the relationship between various expressions of relative exercise intensity (% $\dot{V}O_{2max}$, %HRmax, % $\dot{V}O_2$ reserve (% $\dot{V}O_2R$) and %HR reserve (%HRR)) in order to obtain the more appropriate method for exercise intensity prescription when using an immersible ergocycle (IE). The results shown that %HRR vs % $\dot{V}O_2R$ relationship appears to be the most accurate for exercise training prescription on immersible ergocycle (IE). Thus, absolute

cardiopulmonary responses ($\dot{V}O_2$ and HR) during exercise on IE were different to that of DE but relative intensity was found similar at a similar P_{ext} on both immersible and dryland ergocycle. This study offers a new tool to better prescribe, control and individualize exercise intensity on IE in young healthy subjects.

Finally, a last study comparing parasympathetic reactivation after maximal incremental exercise performed on IE (immersion at the chest) and DE, showed that short-term parasympathetic reactivation was more predominant on IE (i.e. τ , $\Delta 10$ to 60 and T30, $p < 0.05$). This suggests that, after maximal exercise on IE, parasympathetic reactivation was accelerated relative to recovery after maximal effort on DE in healthy participants. In conclusion, we proposed a method to calculate the P_{ext} on different models of IE from rpm and an equation for the calculation of $\dot{V}O_2$ during exercise on IE. We demonstrated that during exercise on IE the hemodynamic and cardiorespiratory responses are different from those on DE at the same P_{ext} and a method for exercise prescription and control on IE. Finally, we demonstrated that short-term parasympathetic reactivation was accelerated during post-maximal exercise recovery on IE as compared to that on DE.

Keywords: immersed ergocycle, external power output, oxygen uptake, central hemodynamic responses, exercise prescription, parasympathetic reactivation.

Table de matières

Résumé	ii
Abstract	iv
Table de matières	vi
Liste des tableaux	ix
Liste des figures	xii
Liste des abréviations	xiv
Dédicace	xvi
Remerciements	xvii

Introduction	1
---------------------------	----------

Chapitre I. Cadre théorique	4
--	----------

1. Réponses physiologiques au repos lors de l'immersion orthostatique.	4
1.1. Réponses respiratoires au repos lors de l'immersion orthostatique dans l'eau.	4
1.2. Réponses hémodynamiques au repos lors de l'immersion orthostatique dans l'eau.	6
1.3. Effets de l'immersion au repos sur le système musculosquelettique.	10
1.4. Effets de la température de l'eau sur les réponses cardiorespiratoires lors de l'immersion orthostatique au repos.	13
1.5. Réponse endocrinienne lors de l'immersion orthostatique dans l'eau	16

2.	Effets physiologiques de l'immersion lors de l'exercice aigu et chronique.	19
2.1.	Effets de de l'immersion sur les paramètres cardiorespiratoires lors de l'exercice aigu.	23
2.1.1.	La marche et la course dans l'eau.....	23
2.1.2.	Le vélo aquatique.....	29
2.2.	Effets de de l'immersion sur les paramètres hémodynamiques lors de l'exercice aigu.	32
2.2.1.	La marche et la course dans l'eau.....	32
2.2.2.	Le vélo aquatique.....	34
2.3.	Réactivation parasympathique post exercice dans l'eau.	38
2.4.	Effets de la température de l'eau pendant l'exercice sur vélo aquatique lors de l'immersion orthostatique.	41
2.5.	Effets de l'entraînement en immersion orthostatique sur les paramètres respiratoires et hémodynamiques.	43
3.	Considérations mécaniques du pédalage sur vélo aquatique.	48

Chapitre II. Cadre expérimental.	57
Article 1: Biomechanical analysis to determine the external power output on an immersible ergocycle.	58
Article 2: Cardiovascular and hemodynamic responses on dryland vs. immersed cycling.	80
Article 3: Immersible ergocycle prescription as a function of relative exercise intensity.	95
Article 4: Improved postexercise parasympathetic reactivation on immersed cycling	115
Chapitre III. Discussion générale et perspectives.	133
Chapitre IV. Références bibliographiques.	136

Liste des tableaux

1. Ajustements respiratoires et pulmonaires qui se produisent en immersion au repos.
Tirée de Chu & Rhodes (2001)..... 5
2. Indices des variables hémodynamiques et de la compliance artérielle au repos,
pendant l'immersion orthostatique au niveau du cou. Tirée de Boussuges (2006)...7
3. Réponse cardiaque en immersion thermoneutre et hors de l'eau. Tiré Wilcock et al.
(2006). 8
4. Comparaison des variables hémodynamiques au repos dans l'eau et sur terrain sec.
Tirée de Christie et al. (1990). 9
5. Effets de l'immersion jusqu'au cou sur les fonctions cardiovasculaires au repos.
Tirée de park et al. (1999). 14
6. Réponses cardiovasculaires en immersion à différentes températures vs. terrain
sec. Tirée de Mourot, et al. (2008). 15
7. Concentrations plasmatiques comme réponse à l'immersion à différentes
températures vs terrain sec. Tirée de Mourot et al. (2008). 17

8.	Variables cardiopulmonaires pic obtenues au cours des tests sur tapis roulant et DWR. Tirée de Gayda et al. (2010).	24
9.	Résumé des résultats des réponses physiologiques maximaux sur tapis roulant vs DWR. Adapté de Nakanishi, et al. (1999).	25
10.	Fréquence cardiaque maximale et $\dot{V}O_2$ max sur tapis roulant sur terrain sec et sur tapis dans l'eau. Tirée de Krueel et al. (2013)	25
11.	Réponses maximales de la course dans l'eau vs la course sur tapis roulant sur terrain sec. Tirée de Reilly et al. (2003).....	27
12.	Durée du test, cadence de pédalage maximal atteint, valeur pic du $\dot{V}O_2$ et de la FC pendant un test maximal sur 5 vélos différents. Adaptée de Giacomini et al. (2009).....	30
13.	Différences métaboliques entre la course maximale sur tapis roulant (TMR) et la course dans l'eau profonde (DWR). Adaptée de Chu & Rhodes (2001).....	33
14.	Fréquence cardiaque et variabilité de la fréquence cardiaque pendant la récupération après un exercice sous-maximal. Adapté d'Al Haddad (2010).....	40
15.	Valeurs maximales sur vélo, avant et après d'une période de deux mois d'entraînement par intervalles dans l'eau. Adapté de Broman et al.(2006).....	44

16.	Effet de l'entraînement sur DE vs IE sur la SBP et DPB. Adaptée de Sheldhal et al. (1986).	46
17.	$\dot{V} O_2$, rpm et W : comparaison de différents modèles de vélo aquatique.....	53

Liste des figures

1. Changement de la résistance vasculaire sous-cutanée (FSVR) et musculaire (FMVR) de l'avant-bras pendant 30 min d'immersion et 30 min de récupération au niveau du processus xiphoïde et du cou. Tirée de Gabrielsen et al. (2000)..... 11
2. Réponse de la fréquence cardiaque et du volume d'éjection systolique au cours de l'exercice progressif maximal. Tirée de Lepretre et al. (2005)..... 21
3. La réponse du Qc et du VES à l'exercice progressif maximal à l'exercice progressif maximal dans trois groupes de sujets. Tirée de Zhou (2001)..... 22
4. Variables physiologiques à différentes profondeurs d'eau et de fréquence de pas par minute (spm). Tirée de Benelli et al. (2014). 26
5. Effets de l'immersion au niveau des épaules sur la fréquence respiratoire, le volume courant et la ventilation minute au repos et pendant l'exercice sur IE. Tirée de Sheldhal et al. (1987). 29
6. Pression artérielle pulmonaire et pression auriculaire droite au repos et pendant l'exercice dans l'eau et sur terrain sec. Tirée de Christie et al. (1990).....35
7. Index cardiaque, volume d'éjection systolique indexé, volume télésystolique et télédiastolique au repos et à l'exercice dans l'eau et sur terrain sec. Tirée de Christie et al. (1990)..... 35

8.	Fréquence cardiaque au repos et pendant l'exercice dans l'eau et sur terrain sec. Tirée de Christie et al. (1990).	36
9.	Réponse de la FC, du $\dot{V}O_2$ et de la ventilation (VE) en immersion à différentes cadences de pédalage et différente température (27 °C et 31°C). Les lettres indiquent qu'il y a une différence pour une même cadence de pédalage (rpm). Tirée de Yasigi et al. (2013).	42
10.	Effets de 12 semaines d'entraînement sur DE vs IE sur la FC, VES et Qc à 40-60- 80% de la $\dot{V}O_2$ max initiale. Tirée de Sheldhal et al. (1986).	45
11.	Test sur vélo aquatique (VA). a : VA, b : vélo sur terrain sec (VS), c : Transmission par une chaîne entre vélos, e: Moniteur d'ECG, f : Spiromètre, g : Tubes pour expiration des gaz. Tirée d'Almeling et al. (2006).	50
12.	A : Vélo aquatique avec système de pédalage (SP) conventionnel; B : Vélo aquatique avec SP avec des pales additionnelles; C : Vélo aquatique avec SP avec des cylindres additionnelles ; D : Vélo aquatique avec SP avec des pédales additionnels. Tirée d'Giacomini et al. (2009).	51
13.	Exercice sur vélo aquatique sur une plateforme en immersion au mollet (immersion totale du système pédalage).	55
14.	La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et la puissance mécanique externe estimée (W) en fonction de la cadence de pédalage (rpm) sur vélo aquatique (IE).	56

Liste des abréviations

C(a-v)O₂	Différence artérioveineuse en O ₂
CO₂	Gaz carbonique
DE	Dryland ergocycle
FC	fréquence cardiaque
FCR	Fréquence cardiaque de récupération
FR	Fréquence respiratoire
IE	Immersion ergocycle
HR	Heart rate
HRmax	Maximal heart rate
HRR	Heart rate reserve
IC	Index cardiaque (<i>L/min/m²</i>)
PA	Pression artérielle (<i>mmHg</i>)
PAD	Pression artérielle diastolique (<i>mmHg</i>)
PAM	Pression artérielle moyenne (<i>MmHg</i>)
PAS	Pression artérielle systolique (<i>mmHg</i>)
PAO₂	Pression partielle alvéolaire en O ₂ (<i>mmHg</i>)
PaO₂	Pression partielle artérielle en O ₂ (<i>mmHg</i>)
P_{ext}	External power output (W)
P_{ext}	Puissance externe (W)
Qc	Débit cardiaque (<i>L/min</i>)
RVS	Résistances vasculaires systémiques (<i>dyn/s/cm⁵</i>)

rpm	Revolutions per minute
VA	Vélo aquatique
VCO₂	Production de CO ₂ par minute (ml/min ⁻¹)
VE	Volume expiré par minute (BTPS) <i>l/min</i>
VES	Volume d'éjection systolique (<i>ml/b</i>)
VFC	Variabilité de la fréquence cardiaque
$\dot{V}O_2$	Oxygen uptake (ml.min ⁻¹) (l.min ⁻¹)
$\dot{V}O_2$	Consommation d'O ₂ par minute (ml.min ⁻¹) (l.min ⁻¹)
$\dot{V}O_{2max}$	Maximal Oxygen uptake (ml.min ⁻¹) (l.min ⁻¹)
$\dot{V}O_{2R}$	Oxygen uptake reserve (ml.min ⁻¹) (l.min ⁻¹)
VS	Vélo sur terrain sec
VT	Volume courant (<i>Litre</i>)
% HRmax,	Percentage of maximal heart rate
% HRR	Percentage of heart rate reserve
% $\dot{V}O_{2max}$	Percentage of maximal oxygen uptake
% $\dot{V}O_{2R}$	Percentage of oxygen uptake reserve
W	Watts
W.min⁻¹	Watts per minute

Je dédie cette thèse,

À Dieu

À mon épouse Constanza

À mes enfants, Catherine et Santiago

À mes parents, Yony et Teresa

À ma sœur, Claudia

À mes frères, Leonardo et Camilo

À ma belle-mère, Aura

À toute ma famille

Remerciement

Tout d'abord, je tiens à souligner l'implication majeure de mon directeur de recherche, le docteur Martin Juneau, qui a été une personne fondamentale dans le développement du projet pendant la phase de rédaction de cette thèse, ainsi que pour son soutien sans limite pendant mes études de doctorat. Dr. Juneau, je te remercie profondément pour la confiance que tu m'as accordée tout au long du doctorat. Les résultats de mon travail, les articles publiés et à publier ne sont plus que le résultat du travail acharné et de tes qualités comme personne. Tu es un grand coach.

Je veux souligner l'apport de mon co-directeur Mathieu Gayda pour le précieux temps dédié tout au long de mes études et pour ta collaboration à la rédaction des articles. Tes connaissances suscitent mon admiration. Merci de m'avoir orienté dans la rédaction rigoureuse de cette thèse.

J'aimerais témoigner ma reconnaissance au docteur Anil Nigam pour la pertinence de ses recommandations à la rédaction des articles et à la préparation des présentations aux congrès. Je veux te manifester mon plus profond respect.

Au professeur Alain-Steve Comtois pour son précieux temps, son soutien et ses apports importants pendant la rédaction des articles et au professeur Jean-Marc Lavoie pour ses conseils aux différents rencontres et lorsqu'on a fait la mise à jour de mon travail.

Je remercie aussi Julie Lalongé pour son assistance technique, mais plus importants encore, Julie je te remercie pour ta disponibilité, tes remarques constructives, et tes encouragements. Merci à Manon pour ses corrections linguistiques, à Heidi, Marie, Julie V. et enfin à toute l'équipe d'ÉPIC, c'est un honneur et un privilège de travailler avec vous.

Je tiens à remercier d'une façon spéciale le professeur Jean P. Boucher pour avoir dédié une partie de son temps précieux à agir comme jury externe.

Je veux témoigner ma reconnaissance envers mon épouse, Constanza, qui m'a accompagné durant tous mes défis, pour sa patience et pour m'avoir épaulée et redonnée courage et force pour accomplir cette grande réalisation, ainsi qu'à mes enfants Catherine et Santiago qui sont la plus grande force et source de motivation de ma vie et de chaque défi.

Je n'aurai jamais de mots pour exprimer ma reconnaissance envers mes parents Yony et Teresa et ma famille en général ainsi qu'à ma belle-mère, Auris, qui m'ont constamment manifesté leur encouragement. Ma famille a été toujours un motif de fierté et d'exemple pour moi. Merci Leo, Claudita et Cami pour être toujours là.

Merci aussi à mes amis d'enfance et de ma jeunesse, entre autres, los Machao, los Gaviria, Julio Cesar, Pocho, viejo Pep, à ma famille d'accueil Aminita et Memo, à mes amis immigrants, spécialement ceux de Brossard qui sont devenus ma famille ici dans cette nouvelle vie et donc mes amis québécois Sylvain et Mark pour leur soutien spirituel. Vous, mes amis, avez toujours été présents quand j'ai voulu recharger les batteries.

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

Mon travail fut facilité par l'appui financier des fonds de recherche du docteur Martin Juneau et du docteur Anil Nigam, à qui j'adresse mes remerciements.

Merci à la Faculté des études supérieures et postdoctorales (FESP) de l'Université de Montréal pour la bourse d'excellence pendant mes études, au Département de kinésiologie qui m'a aussi donné une bourse Kinési-UM 2014 pour participer aux congrès, ainsi qu'à

l'Institut de Cardiologie de Montréal pour le privilège qu'il m'a accordé avec le prix Martial Bourassa à la journée de la recherche 2014.

Merci au Département de kinésiologie de l'Université de Montréal pour m'avoir donné l'honneur d'être étudiant de doctorat dans un pays étranger, ce qui m'a permis d'accomplir un de mes rêves de vie.

Finalement, un grand remerciement à la vie et à Dieu qui est ici aujourd'hui et qui était toujours avec moi, même avant que je m'en sois rendu compte. Il y a un temps pour tout.

INTRODUCTION

Chaque année, 38 millions de personnes meurent de maladies non transmissibles (MNT : maladies cardiaques, les cancers, le diabète et les pneumopathies chroniques), dont près de 16 millions prématurément avant l'âge de 70 ans. Le nombre de décès par MNT a augmenté dans le monde et dans toutes les régions depuis l'an 2000 (OMS, 2014). Sur la base du plan stratégique à moyen terme (2008-2013) de l'OMS pour lutter contre les MNT, un des objectifs est "promouvoir la santé et le développement, et prévenir ou réduire les facteurs de risque pour la santé associés au tabac, à l'alcool, aux drogues et à l'usage d'autres substances psychoactives, à une alimentation déséquilibrée, à la sédentarité et aux rapports sexuels à risque".

Diverses études scientifiques ont documenté que l'activité physique régulière protège contre les maladies coronariennes, le diabète de type 2, certains cancers, l'hypertension, l'obésité, la dépression et d'autres maladies chroniques. De même, il est démontré que l'inactivité physique est un prédicteur indépendant des maladies mentionnées ci-dessus ainsi que de la mortalité globale et d'une faible qualité de vie. (Haskell et al., 2007; Murphy, McNeilly, & Murtagh, 2010; Nigam, A., & Juneau, M., 2011; Warburton, Nicol, & Bredin, 2006).

D'autre part, de nombreuses publications ont documenté l'efficacité de l'exercice dans les programmes de prévention secondaire (Juneau & Nigam, 2010 ; Jolliffe et al., 2001; R. S. Taylor et al., 2004). L'exercice aérobie effectué à un niveau approprié d'intensité a des effets bénéfiques sur la santé de la population en général (Garber et al., 2011; Warburton, Nicol, & Bredin, 2006).

Les personnes qui ont des limitations fonctionnelles dues à des pathologies comme l'obésité, les maladies musculo-squelettiques et cardiovasculaires entre autres, ne peuvent souvent atteindre un niveau d'effort minimal suffisant qui leur permet de profiter des avantages de l'exercice aérobie.

L'arrivée des vélos aquatiques immersibles (VA) ouvrent de nouvelles perspectives. De plus, le peu de littérature scientifique relative à ce médium d'entraînement rend ce champ de recherche certainement novateur.

Les réponses cardiaques et hémodynamiques en immersion au repos (Wilcock, Cronin, & Hing, 2006a) et lors d'efforts à la marche ou à la course ((Alberton et al., 2009; Nakanishi et al., 1999; Gayda, Juneau, et al., 2010a) permettent de réduire le coût métabolique (rapport entre la demande d'oxygène et la charge externe) lorsque celui-ci est comparé au même travail (vitesse pic) sur terrain sec. Cependant, aucune étude n'a comparé ces réponses sur VA en immersion à la poitrine à celles sur vélo sur terrain sec (VS) au laboratoire à une même puissance mécanique externe (P_{ext}). À cet égard, les travaux de cette thèse visaient à : 1) trouver les équivalences de P_{ext} sur VA en immersion à la poitrine par rapport à un VS; 2) comparer les réponses cardio-respiratoires et hémodynamiques lors d'un exercice maximal incrémental réalisé sur VA vs l'exercice sur VS; 3) étudier la relation entre les différentes expressions de l'intensité relative de l'exercice (% de fréquence cardiaque maximale et de réserve (%FCmax, %FCR) et prélèvement d'oxygène maximal et de réserve, (% $\dot{V}O_2$ max, % $\dot{V}O_2$ R) pour obtenir la méthode la plus appropriée afin de prescrire l'exercice sur VA; et 4) comparer la réactivation parasympathique après un exercice maximal incrémental effectué sur VA vs. VS.

Cette thèse comprend trois principaux chapitres. Le premier chapitre qui présente le cadre théorique contient trois parties : La première partie met en évidence les réponses physiologiques au repos lors de l'immersion orthostatique.

La deuxième partie décrit les réponses physiologiques de l'exercice aigu et chronique lors de l'immersion orthostatique. La troisième partie fait référence à quelques études qui considèrent les aspects mécaniques du pédalage sur vélo aquatique, en particulier à la quantification de la puissance mécanique externe (P_{ext}) sur VA, qui est primordiale pour mieux comprendre l'effet des forces de l'eau sur le système de pédalage et ses conséquences au niveau physiologique.

Le deuxième chapitre de cette thèse contient les articles scientifiques produits à partir des expérimentations effectuées et le troisième chapitre présente la discussion et la conclusion générale de l'ensemble des résultats obtenus.

Chapitre I. CADRE THÉORIQUE

1. RÉPONSES PHYSIOLOGIQUES AU REPOS LORS DE L'IMMERSION ORTHOSTATIQUE

1.1. Réponses respiratoires au repos lors de l'immersion orthostatique dans l'eau.

Pendant l'immersion se présente une variété d'ajustements respiratoires suite à la compression de la paroi thoracique. Ces facteurs produisent des modifications dans la mécanique des poumons en conduisant à une réduction globale de la capacité pulmonaire (Chu & Rhodes, 2001).

L'une des premières études à présenter des diminutions significatives du volume résiduel (VR : de 1,67 l sur terrain sec à 1,39 l en immersion au niveau du processus xiphoïde) et du volume de réserve expiratoire (VRE : de 1,86 l sur terrain sec à 0,56 l en immersion au niveau du processus xiphoïde) en produisant une diminution de la capacité fonctionnelle résiduelle de 3,53 l à 1,90 l respectivement, a été celle d'Agostini et al. (1966) (Agostoni, Gurtner, Torri, & Rahn, 1966). 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 1,15 l) et pour la capacité vitale (CV) (déclin de 0,360 l) pendant l'immersion (Hong, Cerretelli, Cruz, & Rahn, 1969).

Dans le tableau 1, on peut regarder les ajustements respiratoires et pulmonaires qui se produisent à différents niveaux d'immersion.

Tableau 1 - Ajustements respiratoires et pulmonaires qui se produisent en immersion au repos. Tirée et adapté de Chu & Rhodes (2001).

Condition	Niveau immersion	FRC (L)	ERV (L)	VC (L)	PvO ₂ (torr)	PvCO ₂ (torr)	PaCO ₂ (torr)	A-apO ₂ (torr)	V _E (L/min)
Air		3.53	1.86						
Eau	Cou	1.90	0.56	4.10					
Eau	Poitrine		1.60	4.46					
Air		3.03 (0.08)			35 (0.9)	35 (0.9)			
Eau	Poitrine	2.58 (0.09)			41 (0.9)	36 (0.9)			
Eau	Hanche	2.85 (0.09)			36 (0.9)	36 (0.9)			
Air					40.7 (3.3)	42.8 (1.5)	36 (3.5)	2.1 (0.7)	13.9 (2.6)
Eau	Cou				44.7 (4.2)	40.5 (2.2)	36.9 (2.6)	0.1 (0.6)	10.9 (2.5)

Values in parentheses denote standard deviations.

A-apO₂ = alveolar-arterial partial pressure difference; ERV = expiratory reserve volume; FRC = functional residual capacity; PaCO₂ = partial pressure of arterial CO₂; PvCO₂ = partial pressure of venous CO₂; PvO₂ = partial pressure of venous O₂; VC = vital capacity; VE = minute ventilation

1.2. Réponses hémodynamiques au repos lors de l'immersion orthostatique dans l'eau.

Lorsque le corps est immergé, la pression hydrostatique cause un déplacement des fluides des extrémités vers la cavité thoracique en produisant un accroissement du volume sanguin intrathoracique. 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 de gaz (l'oxygène (O₂), du gaz carbonique (CO₂)) 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 (Wilcock et al., 2006a). Cette compression, contribue entre autre, à l'augmentation du volume d'éjection systolique (VES) et du débit cardiaque (Qc) qui sont les premiers changements à survenir lors de l'immersion. Ceci résulte principalement d'une augmentation immédiate du volume sanguin central, lui-même causé par une pression négative transthoracique et d'une hyperperfusion sanguine causée principalement par un mécanisme de vasodilatation locale (Farhi & Linnarsson, 1977).

Cette augmentation du volume sanguin central est d'environ 700 ml, dont 180 à 240 ml est attribué au volume du cœur, avec un élargissement de l'ensemble des quatre chambres. En plus, une planimétrie de la zone antéropostérieure diastolique du cœur a montré une augmentation moyenne de la taille du cœur de 30% pendant 6 secondes d'immersion (Arborelius, Ballidin, Lilja, & Lundgren, 1972; Meyer & Leblanc, 2008; Risch, Koubenec, Gauer, & Lange, 1978).

D'autre part, la pression centrale veineuse (PCV) et la pression dans l'oreillette droite augmentent d'un maximum de 15 à 20 mmHg. L'étirage de l'oreillette provoque une diurèse compensatoire réflexe, montrant ainsi que le volume de sang est régulé par des récepteurs d'étirement intrathoracique via un lien cardio-rénal (Pendergast & Lundgren, 2009).

Par conséquent, le volume télédiastolique ventriculaire gauche qui est considéré comme un indicateur de la longueur des fibres du myocarde augmente de 40 à 70 ml. Donc, l'augmentation de la précharge génère une augmentation du volume d'éjection systolique de 35 à 45% (Epstein, 1978; Gabrielsen, Johansen, & Norsk, 1993; Smith et al., 1998). Chu & Rhodes (Chu & Rhodes, 2001) ont observé un volume d'éjection systolique diminué sur terrain sec ($67 \pm 1,5$ mL) relativement à l'immersion au niveau de la hanche (78 ± 2.3 mL), la poitrine (110 ± 2.4 mL) et le menton (120 ± 2.5 mL).

Les indices des variables hémodynamiques et de la compliance artérielle au repos pendant l'immersion orthostatique au niveau du cou sont indiqués dans le tableau 2.

Tableau 2 - Indices des variables hémodynamiques et de la compliance artérielle au repos, pendant l'immersion orthostatique au niveau du cou. Tirée de Boussuges (2006).

	Baseline	Immersion	p-value
Heart rate (bpm)	70 ± 8	71 ± 8	0.3
Stroke volume (ml)	78 ± 10	84 ± 11	< 0.001
Cardiac output ($L \cdot \text{min}^{-1}$)	5.4 ± 0.7	6 ± 0.9	< 0.001
Cardiac index ($L \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{m}^{-2}$)	3.1 ± 0.3	3.4 ± 0.3	< 0.001
Total arterial compliance ($\text{ml} \cdot \text{mmHg}^{-1}$)	1.48 ± 0.17	1.63 ± 0.15	< 0.001
Large artery compliance (C1) ($\text{ml} \cdot \text{mmHg}^{-1} \times 10$)	15 ± 3.2	17 ± 3.9	< 0.01
Small artery compliance (C2) ($\text{ml} \cdot \text{mmHg}^{-1} \times 100$)	8.4 ± 2.6	9.1 ± 2.8	< 0.05
Systemic vascular resistance ($\text{dyn} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{cm}^{-5}$)	1262 ± 194	1138 ± 176	< 0.001

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 et 67% (Farhi & Linnarsson, 1977) et entre 28-95 % au niveau du cou (Park, Choi, & Park, 1999). Au niveau des hanches, on rapporte une augmentation de 12 à 37% (Lollgen, von Nieding, Koppenhagen, Kersting, & Just, 1981) en immersion à température thermoneutre (29 à 34°C) par rapport à la même position hors de l'eau (Tableau 3).

Tableau 3 - Réponse cardiaque à différents niveaux d'immersion. Tiré de Wilcock et al. (2006).

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
Löllgen et al. ^[33]		37.0	-5.7	29.2
Xiphoid process immersion				
Farhi and Linnarsson ^[32]		64.2	-10.5	48.0
Löllgen et al. ^[33]		67.1	-11.4	48.1
Bonde-Petersen et al. ^[5]	15	38.7	-14.5 NS	19.1
Gabrielsen et al. ^[45]	10	50.8	-10.6	32.6
Gabrielsen et al. ^[70]	10		-14.1	
Watenpaugh et al. ^[71]	30		-18.3	
Weston et al. ^[12]	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
Löllgen 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. ^{[68] a}	20	52.5	-1.7 NS	49.4
Yun et al. ^{[68] b}	20	56.4	-6.3 NS	48.7
Yun et al. ^{[68] c}	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'immersion au niveau des hanches dévoile un accroissement minimal du volume sanguin intrathoracique et une diminution légère de la fréquence cardiaque, ce qui indique que ces diminutions sont reliées directement avec le niveau d'immersion (Chu & Rhodes, 2001).

Par rapport aux résistances périphériques, pendant l'immersion jusqu'au cou, celles-ci diminuent de l'ordre de 27 à 51 % (Park et al., 1999; Yun, Choi, & Park, 2004).

Cependant ce phénomène ne semble pas se manifester à des niveaux d'immersion inférieurs (Bonde-Petersen, Schultz-Pedersen, & Dragsted, 1992; Lollgen et al., 1981; Park et al., 1999).

Il est important de faire ressortir qu'en plus d'une augmentation significative de la pression veineuse centrale et du volume d'éjection systolique, on remarque aussi que la résistance vasculaire systémique est diminuée de façon identique chez les sujets souffrant d'insuffisance cardiaque et chez les sujets sains. Dans le tableau 4, on peut voir la comparaison d'autres variables hémodynamiques au repos dans l'eau et sur terrain sec en immersion aux épaules (Christie et al., 1990).

Tableau 4 - Comparaison des variables hémodynamiques au repos dans l'eau et sur terrain sec. Tirée de Christie et al. (1990).

	<i>n</i>	Land	Water
Heart rate, beats/min	10	70±3	69±3
Blood pressure, mmHg			
Systolic	10	125±2	126±4
Diastolic	10	86±2	87±2
$\dot{V}O_2$, ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹	10	4.8±0.3	4.6±0.2
Right atrial mean pressure, mmHg	9	0.4±0.6	11.1±1.2*
Pulmonary arterial mean pressure, mmHg	9	9.0±1.0	18.9±1.5*
Volume index, ml/m ²			
LV end-diastolic	8	33.7±3.1	51.1±2.7*
LV end-systolic	8	11.4±1.2	14.2±1.5*
LV ejection fraction, %	8	66±1	72±2*
Cardiac index, † l·min ⁻¹ ·m ⁻²	9	2.9±0.1	5.0±0.4*
Stroke index, † ml/m ²	9	41±3	74±8*
Systemic vascular resistance, dyn·cm ⁻¹ ·s	8	1,470±97	799±89*

Values are means ± SE; *n*, no. of paired comparisons. * *P* < 0.05.
 † Thermodilution method.

1.3. Effets de l'immersion au repos sur le système musculosquelettique.

Le passage des gaz du secteur capillaire vers le secteur tissulaire, c'est-à-dire les échanges gazeux périphériques (Wilmore & Costill, 2002) font partie des quatre processus (la ventilation pulmonaire, la diffusion alvéolo-capillaire, le transport d'oxygène et du dioxyde de carbone par le sang) qui permettent aux systèmes respiratoire et cardiovasculaire d'assurer un apport efficace de l'oxygène à tout l'organisme et l'élimination du dioxyde de carbone.

En parallèle, les mécanismes neuronaux et cardiovasculaires sont orientés vers le maintien du débit cardiaque, de la résistance périphérique totale, de la pression artérielle, du flux sanguin tissulaire et du métaboreflexe musculaire. Ce réflexe aide à maintenir l'apport d'oxygène et le débit sanguin aux muscles (hypoxiques/ischémiques) pendant l'exercice. En conséquence, le but ultime de ces mécanismes est le maintien du flux sanguin approprié pour apporter de l'oxygène aux tissus et les nutriments nécessaires aux besoins métaboliques (Prakash, 2008).

Il est démontré que l'immersion au repos dans l'eau thermoneutre augmente le flux sanguin musculaire au niveau des jambes (Balldin, et al. 1971; Gabrielsen et al., 2000) ce qui suggère un état d'hyperperfusion du muscle au repos causée par une diminution de la résistance vasculaire pendant l'immersion. Quelques études ont démontré que la résistance vasculaire de l'avant-bras était diminuée au cours de l'immersion. (Regolisti et al., 1993; Skagen, 1983).

L'étude de Gabrielsen et coll. (Gabrielsen et al., 2000) démontre que l'augmentation du volume sanguin central produit une diminution de la résistance vasculaire de l'avant-bras (FMVR) plus prononcée lors de l'immersion au niveau du cou que lors de l'immersion à niveau du processus xiphoïde. (Figure 1).

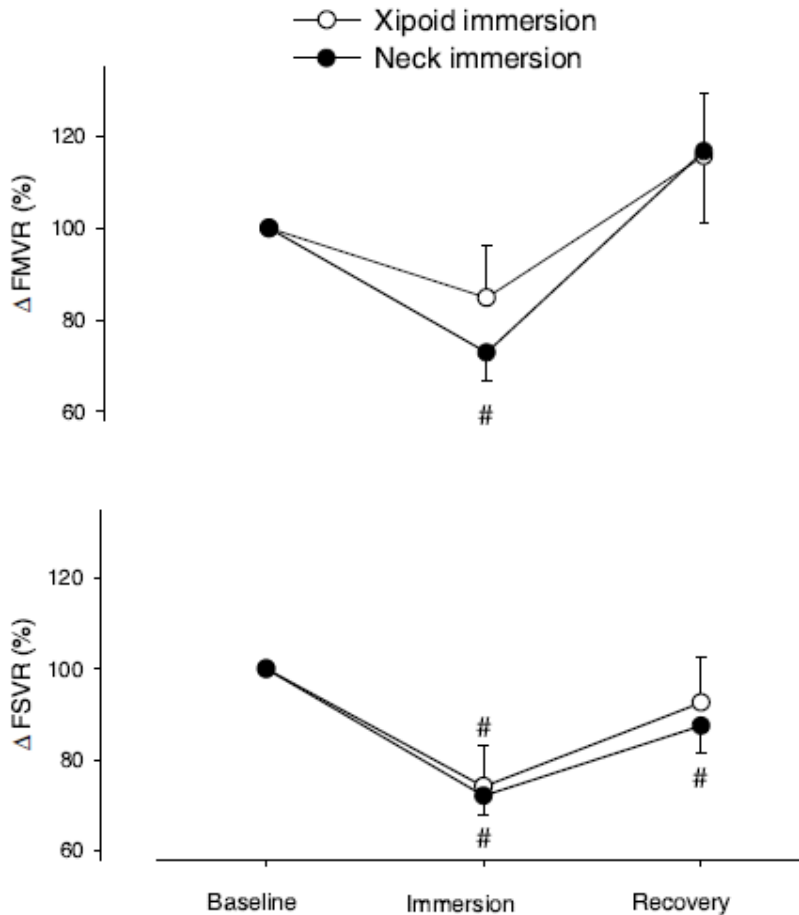


Figure 1 - Changement de la résistance vasculaire sous-cutanée (FSVR) et musculaire (FMVR) de l'avant-bras pendant 30 min d'immersion et 30 min de récupération au niveau du processus xiphoïde et du cou. Tirée de Gabrielsen et al. (2000).

En rapport à l'activité électromyographique dans les muscles des jambes pendant l'immersion, l'effet de la flottabilité permet une plus grande relaxation des muscles gravitationnels et une conservation de l'énergie en raison de la réduction des forces qui agissent sur le système musculosquelettique ainsi que d'une diminution de la contraction maximale volontaire (13%) pendant l'immersion (Poyhonen & Avela, 2002).

Ce phénomène permet une réduction de la perception de fatigue consécutive à une diminution de la réponse neuromusculaire (moins d'activité électromyographique au niveau du muscle soléaire (29%) et gastrocnémien (35%)) pour maintenir la posture due à une réduction générale dans la transmission neurale de l'ordre de 13 à 35 % (Koryak, 2002; Poyhonen & Avela, 2002).

Cependant, quant à l'effet de l'immersion pendant l'exercice, quelques auteurs ont indiqué ne pas avoir une intensité similaire dans les deux conditions (dans l'eau et sur terrain sec) rendant difficile la comparaison des réponses neuromusculaires, ce qui affecte les conclusions de ces études (Castillo-Lozano & Cuesta-Vargas, 2013).

1.4. Effets de la température de l'eau sur les réponses cardiorespiratoires lors l'immersion orthostatique au repos.

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 la température de l'eau dans des conditions non thermoneutre. Au repos, on considère que des températures variant entre 33°C à 35°C sont considérées comme thermoneutres (Reilly, Dowzer, & Cable, 2003) alors qu'à l'exercice, les températures thermoneutres sont considérés comme étant entre 29 et 32 °C (Christie et al., 1990; Gayda, Juneau, Guiraud, Lambert, & Nigam, 2010a; Nakanishi, Kimura, & Yokoo, 1999a). 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, 1978). À des températures se situant autour de 28° à 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, 2000). Cette activité du système nerveux central sera accentuée si une baisse de température est enregistrée.

Une autre étude (Park et al., 1999) a comparé le Qc au repos sur terrain sec et en immersion jusqu'au cou à une température de 34,5°C et 30°C. 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.

Ainsi, bien que la FC diminue avec une baisse de la température de l'eau, le Qc augmente. Ceci s'explique par une compensation du VES qui augmente proportionnellement avec la diminution de la FC (Tableau 5).

Tableau 5 - Effets de l'immersion et de la température de l'eau 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·l ⁻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 mm Hg 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).

Quant à la pression artérielle, une étude de Gabrielsen et coll. (1993) a démontré qu'elle n'a pas été modifiée ou à légèrement augmentée ou diminuée pendant un temps d'immersion de 85 à 110 minutes (température de l'eau 34.9±0.02°C) (Gabrielsen et al., 1993). Cependant, dans les résultats de l'étude de Mourot et al. (2008) sur les réponses cardiovasculaires en immersion pendant une période de 20 minutes à différentes températures (WIn =35-36°C and Wic 26-27°C) vs les réponses sur terrain sec (24 - 25°C), on peut constater que la température joue un rôle important dans le comportement de la pression artérielle (tableau 6) (Mourot et al., 2008). En effet, on peut observer que la pression artérielle systolique et diastolique ainsi que la résistance périphérique sont diminuées pendant WIn comparativement au terrain sec, alors que pendant pendant Wic la pression artérielle systolique et la résistance périphérique sont augmentées.

Tableau 6 - Réponses cardiovasculaires en immersion à différentes températures vs terrain sec. Tirée de Mourot, et al. (2008).

	AIR	WIn	Wlc
HR (bpm)	81.2 ± 2.7	67.8 ± 2.7*	55.3 ± 2.2* [†]
SBP (mmHg)	140.8 ± 4.7	116.5 ± 3.7***	148.0 ± 7.0 ^{†††}
DBP (mmHg)	89.8 ± 2.8	65.4 ± 1.7***	80.8 ± 3.0 ^{†††}
PP (mmHg)	51.0 ± 2.7	51.0 ± 3.0	68.1 ± 3.6 ^{**††}
SV (ml · min ⁻¹)	81.1 ± 5.0	88.4 ± 3.3*	86.6 ± 3.6
CO (L · min ⁻¹)	6.5 ± 0.4	6.0 ± 0.4	4.7 ± 0.6*
TPR (mmHg · L ⁻¹ · min)	16.3 ± 0.9	14.1 ± 1.0	25.8 ± 1.9 ^{***†††}

*, **, *** = significantly different from AIR at the $P < 0.05$, $P < 0.01$, and $P < 0.001$ level, respectively. †, ††, ††† = significantly different from WIn at the $P < 0.05$, $P < 0.01$, and $P < 0.001$ level, respectively. HR = heart rate, SBP and DBP = systolic and diastolic blood pressure, PP = pulse pressure, SV = stroke volume, CO = cardiac output, TPR = total peripheral resistance.

D'autre part, il est probable que l'effet de la pression hydrostatique sur les jambes en combinaison avec l'effet de la température de l'eau froide (vasoconstriction) et chaude (vasodilatation), pourraient altérer la circulation sanguine sur les muscles en augmentant la perfusion musculaire et l'élimination du lactate. 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, Leveritt, & Gill, 2004). Coffey et collaborateurs (2004) ont constaté que la récupération active et la récupération en immersion dans l'eau, en alternant la température froide (10 °C pendant 60 sec) et chaude (42 °C pendant 120 sec), réduisent la concentration de lactate dans le sang en fonction du temps, après des efforts à haute intensité (90% à 120 % de la vitesse max de course) par rapport à une récupération passive (Coffey, Leveritt, & Gill, 2004).

D'autres études sont nécessaires pour élucider les mécanismes responsables de la réduction de l'accumulation de lactate pendant l'immersion.

1.5. Réponse endocrinienne lors de l'immersion orthostatique dans l'eau

Comme nous l'avons présenté plus tôt dans le chapitre concernant les réponses hémodynamiques, en situation de repos, l'augmentation rapide et soutenue du volume central du sang induite par l'immersion dans l'eau thermoneutre (34,5-35 °C) (Reilly et al., 2003) est accompagnée d'une stimulation des barorécepteurs cardiopulmonaires et artériels. En conséquence, l'activité du système nerveux sympathique et la résistance vasculaire systémique sont diminuées et l'activité parasympathique devient prédominante (Mourot et al., 2008; Stadeager et al., 1992). De façon concomitante, l'augmentation du volume central supprime la libération de l'hormone arginine vasopressine (AVP) ou hormone antidiurétique et du système rénine-angiotensin-aldostérone, qui est responsable de la vasoconstriction des vaisseaux, en permettant une perfusion sanguine augmentée (Meyer & Leblanc, 2008; Stadeager et al., 1992).

Étant donné que la perte de chaleur par la peau est beaucoup plus grande dans l'eau que dans l'air, le refroidissement du corps peut se produire rapidement, surtout au repos (Boutelier, Bougues, & Timbal, 1977). Tel que nous l'avons présenté aux chapitres antérieurs, pendant l'immersion à des températures de 25 C°, 27 C° et 30 C°, la fréquence cardiaque est diminuée (Norsk, Bonde-Petersen, & Warberg, 1986; Risch et al., 1978) suite à une suppression de l'activité sympathique au niveau du cœur (Park et al., 1999) ou d'une activation de l'activité parasympathique (Schipke & Pelzer, 2001).

Cependant, il semble que la température de l'eau joue un rôle important dans la réponse endocrinienne lors de l'immersion orthostatique dans l'eau (Bonde-Petersen, Suzuki, Sadamoto, & Christensen, 1983; Nishimura & Onodera, 2001; Park et al., 1999).

Les concentrations plasmatiques de la noradrénaline, l'adrénaline, la dopamine, l'arginine-vasopressine (AVP) et du peptide natriurétique atrial (ANP) dans le sang pendant 20 minutes d'immersion verticale dans l'eau vs. les réponses sur terrain sec en position debout sont illustrées au tableau 7.

Tableau 7 - Concentrations plasmatiques comme réponse à l'immersion à différentes températures vs terrain sec. Tirée de Mourot et al. (2008).

	AIR	WIn	Wlc
Noradrenaline (pg · ml ⁻¹)	492.5 ± 35.7	263.9 ± 39.4**	530.8 ± 84.7 [†]
Adrenaline (pg · ml ⁻¹)	90.0 ± 16.9	35.1 ± 3.7**	39.6 ± 5.6**
Dopamine (pg · ml ⁻¹)	51.2 ± 5.3	47.5 ± 4.3	52.4 ± 4.7
AVP (pg · ml ⁻¹)	6.9 ± 1.7	2.4 ± 1.1*	2.0 ± 0.6*
ANP (pg · ml ⁻¹)	33.1 ± 2.4	36.3 ± 2.9	37.3 ± 2.7

*, ** = significantly different from AIR at the $P < 0.05$ and $P < 0.01$ level, respectively. † = significantly different from WIn at the $P < 0.01$ level. AVP = arginine vasopressine, ANP = atrial natriuretic peptide.

La température thermoneutre dans l'air (**AIR**) était 24-25°C, la température thermoneutre en immersion dans l'eau (**WIn**) était 35-36°C et la température froide en immersion dans l'eau (**Wlc**) était 26-27°C (Mourot et al., 2008). Ces résultats montrent que pendant l'immersion dans l'eau thermoneutre (WIn), la diminution de la résistance périphérique totale, des concentrations plasmatiques de noradrénaline et de l'arginine vasopressine sont le résultat d'une diminution du tonus vasomoteur qui est modulé par le système sympathique ainsi que de la post-charge pendant l'immersion, ce qui coïncide avec les résultats de l'étude de Boussuges et coll. (Boussuges, 2006). D'autre part, étant donné que la production centrale et périphérique d'oxyde nitrique (dans les cellules neuronales) peut exercer un effet facilitateur sur l'activité baroréflexe afférente dans le noyau du tractus solitaire et augmenter l'activité centrale et périphérique du nerf vague (Buch,

Coote, & Townend, 2002), l'exercice en immersion pourrait exercer un effet sur la production d'oxyde nitrique et donc sur le contrôle autonome cardiaque, en diminuant la fréquence cardiaque au repos et une amélioration de l'équilibre sympathovagal (Buch et al., 2002; Malfatto et al., 1996).

Les résultats de ces études, montrent un contrôle complexe du système nerveux autonome sur le système cardiovasculaire pendant l'immersion dans l'eau froide et thermoneutre. Pendant l'immersion dans l'eau froide, il y a une activation sympathique qui modifie les effets vasculaires, alors que pendant l'immersion thermoneutre, on trouve un renforcement de contrôle parasympathique sur le travail cardiaque.

Vu que chez de nombreux sujets avec des maladies cardiovasculaires, la fonction réflexe barorécepteur est altérée, l'immersion pourrait modifier la modulation du système sympathique, l'activité nerveuse et la libération des hormones vasoconstrictrices (ex : arginine-vasopressine_(AVP)) ainsi que diminuer la résistance vasculaire systémique en réponse à une augmentation du volume sanguin central (Gabrielsen et al., 1993).

Il y a très peu d'études sur le mécanisme de compensation au niveau cardiovasculaire ainsi que sur les réponses du système nerveux autonome et endocrinien à l'exercice en immersion. Cela permettra d'une perspective scientifique, de distinguer avec précision les adaptations physiologiques en immersion et de préciser les comparaisons sur terrain sec.

2. EFFETS PHYSIOLOGIQUES DE L'IMMERSION LORS DE L'EXERCICE AIGU ET CHRONIQUE

Le concept de $\dot{V}O_2$ max, à savoir qu'il existe une vitesse de course ou un rythme de travail au-delà duquel le $\dot{V}O_2$ cesse d'augmenter, a été développé par Hill et Lupton en 1923 (HILL & LUPTON, 1923). La consommation maximale d' O_2 ($\dot{V}O_2$ max) représente la capacité des systèmes pulmonaire, cardio-vasculaire et musculaire à transporter et utiliser l' O_2 (Poole, Wilkerson, & Jones, 2008).

Avant de présenter les effets de l'exercice en immersion sur les variables pulmonaires et hémodynamiques, il faut résumer ce qui se produit sur terrain sec en rapport au $\dot{V}O_2$, au débit cardiaque (Q_c), à la fréquence cardiaque (FC) et au volume d'éjection systolique (VES) à l'exercice, afin de mieux comprendre les effets de l'immersion sur ces variables.

La réponse du $\dot{V}O_2$ est fonction de l'augmentation de l'intensité de l'exercice sur terrain sec est souvent décrite comme curvi-linéaire, mais cette relation n'est en réalité linéaire que jusqu'à environ 80 % du $\dot{V}O_2$ max lors d'un exercice sur vélo (Mortensen et al., 2005). Lors d'une épreuve d'effort progressive, le $\dot{V}O_2$ max est obtenu lorsque le sujet atteint l'un des deux critères maximaux primaires: (1) un plateau de $\dot{V}O_2$ en dépit d'une augmentation de l'intensité d'exercice (une augmentation de $\leq 50 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ de $\dot{V}O_2$ pendant les dernières 30 secs) (Gayda, Juneau, et al., 2010a; Yoon, Kravitz, & Robergs, 2007) (2), un quotient respiratoire (rapport rejet de CO_2 /consommation d' O_2 ou $VCO_2/\dot{V}O_2$) supérieur à 1,15 (RER > 1,15) (Peronnet & Aguilaniu, 2012), ou l'un des trois critères secondaires maximaux:

(1) fréquence cardiaque maximale mesurée atteignant 95% de la fréquence cardiaque maximale théorique (FMT) selon l'équation $(210 - 0,65 \times \text{âge})$ (Aguilaniu & Wallaert, 2013), (2) l'incapacité à maintenir la charge de travail nécessaire (3) l'épuisement causé par la fatigue générale (Bassett & Howley, 2000; Gayda, Bosquet, et al., 2010; Peronnet & Aguilaniu, 2012).

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 « $\dot{V}O_2$ pic » qui est la plus haute valeur atteinte de consommation d'oxygène au cours du test (Balady et al., 2010). Parmi les hommes sédentaires âgés de 20 à 30 ans, on rapporte des valeurs de $\dot{V}O_2$ max de près $3300 \pm 200 \text{ ml. min}^{-1}$ alors que chez les femmes elles se situent plutôt autour de 2000 ml. mn^{-1} (valeurs relatives entre $40\text{-}50 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ chez les hommes et entre $34\text{-}44 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ chez les femmes) (ACSM's, 2009).

Le débit cardiaque (Q_c) augmente à l'exercice en proportion directe avec les besoins métaboliques de l'organisme selon l'équation de Fick ($\dot{V}O_2 = Q_c \times C(a-v)O_2$). Néanmoins, les réponses de la fréquence cardiaque (FC) et du volume d'éjection systolique (VES) en fonction de l'intensité d'exercice sont différentes (Figure 2). En ce qui concerne la FC, celle-ci augmente avec l'intensité d'exercice jusqu'à atteindre son maximum à l'épuisement du sujet lors d'une épreuve d'effort progressive sur vélo (Lepretre, Foster, Koralsztejn, & Billat, 2005; Mortensen et al., 2005).

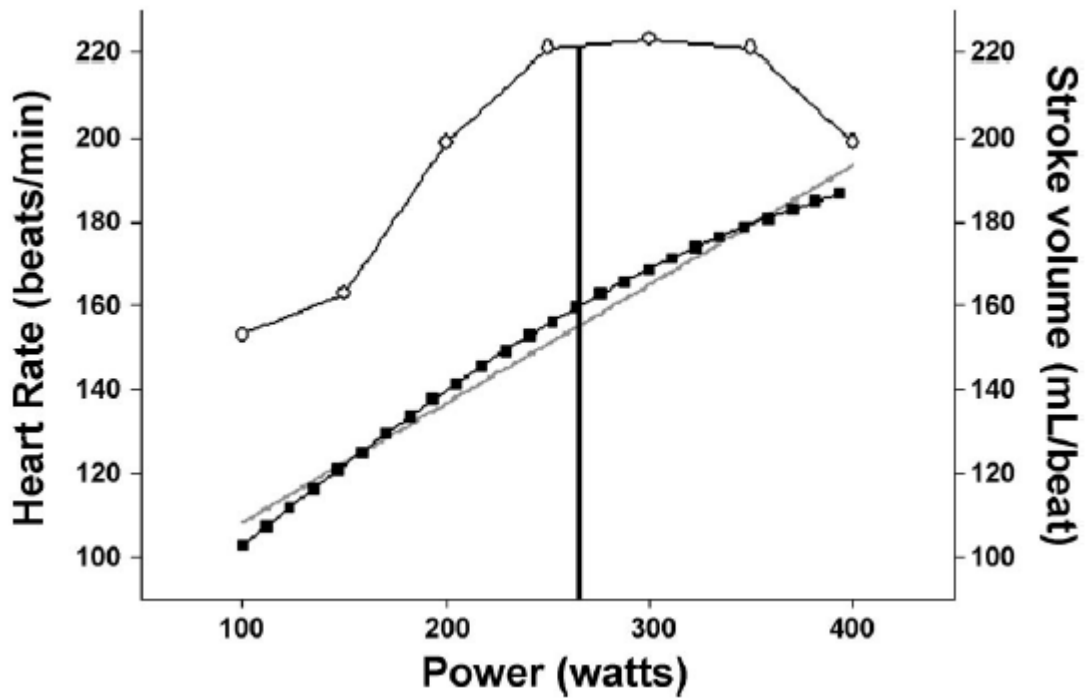


Figure 2 - Réponse de la fréquence cardiaque (FC) et du Volume d'éjection systolique (VES) au cours de l'exercice progressive maximal. O : la réponse du VES; ■ : la réponse de la FC ; Ligne grise : la réponse de la FC si la relation entre la FC et la puissance (watts) est linéaire. Tirée de Lepretre et al. (2005).

Par rapport au VES, il semble bien accepté que chez les sujets sédentaires en bonne santé ce paramètre augmente avec l'intensité de l'exercice jusqu'à environ 50% du $\dot{V}_{O_2 \max}$ où on trouve une tendance au plafonnement et même une chute avant l'atteinte du $\dot{V}_{O_2 \max}$ (Vella & Robergs, 2005).

D'autres travaux effectués avec des athlètes d'endurance montrent que le VES a continué d'augmenter tout au long de l'exercice jusqu'au maximum (Zhou et al., 2001) (Figure 3 a et b).

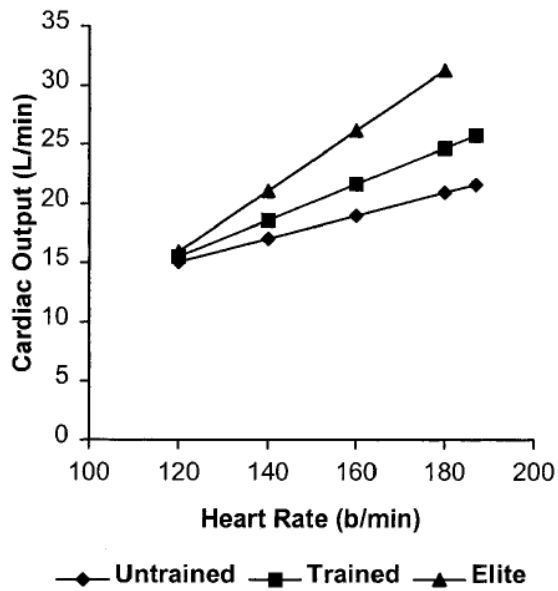


Figure 3a - La réponse du Qc à l'exercice progressif maximal dans les trois groupes.

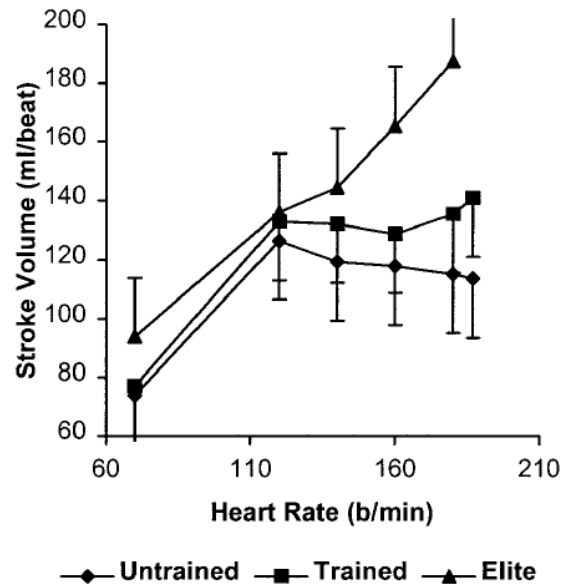


Figure 3b - La réponse du VES à l'exercice progressif maximal dans les trois groupes.

Tirées de Zhou et al. (2001)

2.1. Effets de de l'immersion sur les paramètres cardiorespiratoires lors de l'exercice aigu.

2.1.1. La marche et la course dans l'eau

L'exercice dans l'eau est de plus en plus populaire, car il semble être adéquat pour un large groupe de participants: personnes âgées, participants sains, obèses, sédentaires et athlètes (Benelli, Ditroilo, & De Vito, 2004). Lors d'efforts à la marche ou à la course, la réponse cardiopulmonaire en immersion permet de réduire le coût métabolique (rapport entre la demande d'oxygène et la charge externe) lorsque celui-ci est comparé à une vitesse pic sur terrain sec (Wilcock, Cronin, & Hing, 2006b). Cependant, au meilleur de notre connaissance, le travail mécanique pendant la marche dans l'eau n'a jamais été documenté ce qui rend difficile de comparer l'effort dans ce milieu à celui sur terrain sec à vitesses similaires.

Une étude de Gayda et al. (Gayda, Juneau, et al., 2010a) chez 24 participants sains âgés (45 à 73 ans) a comparé le $\dot{V}O_2$ pic lors d'un test de course en l'eau profonde (DWR : Deep Water Running) avec trois protocoles de durée différente ainsi que le $\dot{V}O_2$ pic dans l'eau vs le $\dot{V}O_2$ pic sur tapis roulant. La course dans l'eau profonde (DWR) est une forme d'exercice aquatique qui simule le mouvement de la course normale sur terrain sec. Lors de l'exécution du DWR, le sujet est placé dans la partie profonde de la piscine à l'aide d'un dispositif pour fournir une flottabilité suffisante pour garder la tête hors de l'eau.

Les résultats ont montré que la durée du test (DWR court < 8 minutes, DWR intermédiaire entre 8-12 minutes et DWR long > 12 minutes) n'affecte pas le $\dot{V}O_2$ pic pendant l'exercice en immersion.

Cependant, les auteurs ont démontré que le test de DWR a une excellente reproductibilité des réponses cardiopulmonaires pic, notamment en ce qui concerne à la valeur du $\dot{V}O_2$.

Ainsi, pendant le test de DWR le $\dot{V}O_2$ pic, la ventilation et l'efficacité ventilatoire (VE/VCO₂) étaient plus bas (-36%, -13 %, -36%, respectivement) par rapport à l'exercice sur terrain sec (Tableau 8).

Tableau 8 - Variables cardiopulmonaires pic obtenues au cours des tests sur tapis roulant et DWR. Tirée de Gayda et al. (2010).

Peak Parameters	Treadmill	DWR Test (≤ 8 mins)	ANOVA and <i>P</i> Values
VO ₂ (ml/min)	2545 (511)	1615 (586)	<0.0001
VCO ₂ (ml/min)	2853 (629)	1468 (442)	<0.0001
VO ₂ (ml//LBM/min)	49.39 (14.4)	29.30 (8.12)	<0.0001
VE (liters/min)	80 (16)	69 (20)	0.0011
RER	1.09 (0.11)	1.01 (0.12)	0.0001
HR (beats/min)	154 (15)	138 (11)	<0.0001
O ₂ pulse (ml O ₂ /pulse)	16.86 (4.02)	12.91 (5.64)	0.0045
VT (L)	2.29 (0.56)	1.70 (0.42)	<0.0001
Rf (cycles/min)	35 (7)	39 (9)	0.06
VE/VO ₂	30 (7)	52 (22)	<0.0001
VE/VCO ₂	28 (4)	44 (10)	<0.0001
VO ₂ plateau (%)	47	66	0.34
Exercise time (secs)	572 (84)	479 (56)	0.0009

Values are in means (SD) unless noted otherwise.
LBM, lean body mass; VE, ventilation; RER, respiratory exchange ratio; HR, heart rate; VT, volume tidal; Rf, respiratory frequency.

Une autre étude de Nakanishi et al. (Nakanishi et al., 1999a) sur 20 sujets qui ont fait deux épreuves d'effort maximal, l'une lors d'une course dans l'eau profonde à l'aide d'un dispositif (Wet Vest) pour permettre la flottabilité et l'autre sur tapis roulant, ont montré que le $\dot{V}O_{2max}$ (2,68 vs 3,40 ml/kg/min⁻¹), la FCmax (171 vs 191 bpm) et la ventilation minute maximale (98,5 vs 113.31/min) en réponse au DWR étaient nettement inférieures à ceux sur tapis roulant en conditions de température thermoneutre (Tableau 9).

Tableau 9 - Résumé des résultats des réponses physiologiques maximaux sur tapis roulant vs DWR. Adapté de Nakanishi, et al. (1999).

Characteristics	Treadmill	DWR	Difference	P
RPE (Breath)	9.65±0.67	9.60±0.82	0.05	0.8474
RPE (Leg)	9.10±1.86	9.65±0.59	0.55	0.2366
Resting HR	64.6±11.8	59.9±12.5	4.7	0.0001
HRmax (beats.min)	190.8±9.1	171.5±13.6	19.3	0.0001
Ventilation (L.min)	113.3±12.4	98.5±13.9	14.8	0.0001
$\dot{V}O_2$ (L.min ⁻¹)	3.40±0.46	2.68±0.43	0.72	0.0001
$\dot{V}O_2$ (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	51.8±9.02	41.0±8.7	10.8	0.0001
RQ	1.05±0.05	1.05±0.08	0.00	0.8474

Plus récemment, une étude de Kruel et al. (Kruel et al., 2013) a comparé les réponses cardiorespiratoires lors d'un test progressif sur tapis roulant sur terrain sec (TRE), la marche stationnaire sur terrain sec (SRL) et la marche stationnaire dans l'eau (SRW) en immersion jusqu'à la poitrine. La température de l'eau fut réglée à 31-32 °C. Les résultats montrent que dans l'eau la fréquence cardiaque et le $\dot{V}O_2$ max ont été significativement plus bas sur la SRW par rapport au TRE (Tableau 10).

Tableau 10 - Fréquence cardiaque maximal et $\dot{V}O_2$ max sur tapis roulant sur terrain sec et sur tapis dans l'eau. Tirée de Kruel et al. (2013).

PROTOCOL	HR _{max} (bpm)			VO _{2max} (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)		
	Mean	(± SD)	p	Mean	(± SD)	p
TRE (1)	196.12 ³	(4.45)		38.98 ^{2,3}	(3.39)	
SRL (2)	196.37 ³	(5.26)	0.001	34.88 ¹	(3.64)	0.004
SRW (3)	187.25 ^{1,2}	(6.75)		34.00 ¹	(3.90)	

HR_{max}, maximal heart rate; VO_{2max}, maximal oxygen uptake. Superscripts represent significant differences between the protocols (p < 0.05).

Benelli et coll. (Benelli et al., 2014) ont examiné les réponses physiologiques aiguës de l'exercice incrémental sous maximal sur un tapis roulant non motorisé, qui a été effectué à deux niveaux d'immersion différentes (crête iliaque et poitrine). Quinze femmes d'âge moyen en bonne santé ont subi deux tests de marche dans l'eau à 100, 110, 120, 130 pas par minute (SPM). Les résultats montrent que pendant la marche dans l'eau au niveau de la crête iliaque, le $\dot{V}O_2$ et la fréquence cardiaque (FC) étaient significativement plus élevés (en moyenne 13,5% et 8,1% respectivement) par rapport à l'exercice en immersion à la poitrine, dans toutes les intensités (Figure 4). En plus, ils ont trouvé une relation linéaire entre les réponses physiologiques ($\dot{V}O_2$ et FC) et l'augmentation de la vitesse de la marche établie en pas par minute (SPM).

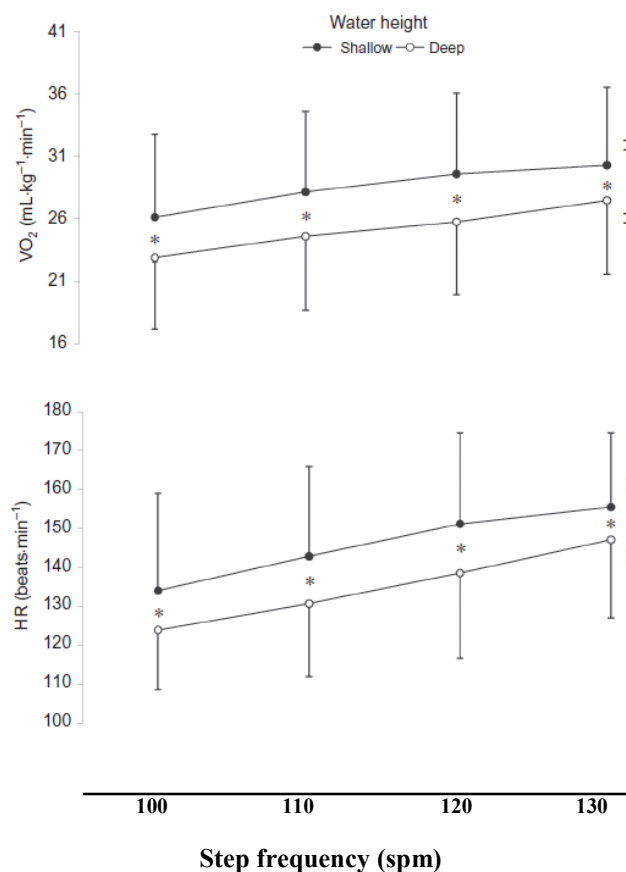


Figure 4 - Variables physiologiques à différentes profondeurs d'eau et de vitesse (spm). $\dot{V}O_2$, consommation d'oxygène; HR, fréquence cardiaque; Shallow, crête iliaque; Deep, poitrine. Tirée et adapté de Benelli et al. (2014).

En résumé, il apparaît clairement que l'exercice en immersion en position verticale, provoque des adaptations pulmonaires aiguës différentes de celles que l'on observe sur le terrain sec (Barbosa, Marinho, Reis, Silva, & Bragada, 2009).

Donc, l'immersion peut réduire le $\dot{V}O_2$ à des intensités similaires à celles sur terrain sec (Benelli et al., 2014; Gayda, Juneau, et al., 2010a; Phillips, Legge, & Jones, 2008). Cependant, comme nous l'avons noté plus haut, la course et la marche dans l'eau possèdent des problèmes méthodologiques particuliers quant à la standardisation de l'effort. Dans le tableau 11, on montre les études révisées par Reilly et coll. (2003) au sujet des effets de la course dans l'eau profonde vs. la course sur tapis roulant.

Tableau 11 - Réponses maximales de la course dans l'eau profonde vs la course sur tapis roulant sur terrain sec. Tirée et adapté de Reilly et al. (2003).

Study	Participants (n)	Mode	$\dot{V}O_{2peak}$ (ml · kg ⁻¹ · min ⁻¹)	$\dot{V}O_{2peak}$ (l · min ⁻¹)	$\dot{V}E_{peak}$ (l · min ⁻¹)	HR _{max} (beats · min ⁻¹)	RER _{max}
Glass (1987)	20	Treadmill	53.1			189	0.94
		Deep-water	47.1			174	0.98
Frangolias and Rhodes (1995)	13	Treadmill	59.7	3.92	109	190	1.20
		Deep-water	54.6	3.60	106	175	1.10
Frangolias <i>et al.</i> (1996a)		Treadmill					
		Deep-water					
Michaud <i>et al.</i> (1995a)	10	Treadmill		2.49		189	1.28
		Deep-water		2.15		175	1.24
Michaud <i>et al.</i> (1995b)	8	Treadmill		4.30		184	1.05
		Deep-water		3.80		169	1.00
Svedenhag and Seger (1992)	9	Treadmill		4.60	133 ^b	188	1.20 ^b
		Deep-water		4.03	122 ^b	172	1.10 ^b
Butts <i>et al.</i> (1991b)	12	Treadmill	54.7	3.00	93.6	198	1.05
		Deep-water	46.8	2.60	91.8	180	1.01
Town and Bradley (1991)	9	Treadmill	67.0 ^b			183 ^b	1.14 ^b
		Deep-water	49.0 ^b			157 ^b	1.05 ^b
Butts <i>et al.</i> (1991a)	(12 M, 12 F)	Treadmill	64.5	4.55	150	193	1.15
		Deep-water	58.4	4.09	141	183	1.11
		Treadmill	55.7	3.32	112	189	1.13
		Deep-water	46.8	2.79	97.7	180	1.09

$\dot{V}O_{2peak}$ = peak oxygen uptake, $\dot{V}E_{peak}$ = peak minute ventilation, HR_{max} = maximal heart rate, RER_{max} = respiratory exchange ratio at maximal exercise.

Les dimensions du corps et la composition corporelle du participant, les caractéristiques mécaniques particulières de la marche, le contrôle de la vitesse de la course ou de la marche et le contrôle de 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 une standardisation plus facile de la charge.

2.1.2. Le vélo aquatique

Sheldahl et collègues ont comparé la relation entre la FC et le $\dot{V}O_2$ pendant l'exercice sur vélo sur terrain sec et en immersion jusqu'au cou. Ils ont observé que pendant l'exercice, la FC n'était pas significativement différente à 40 % et 60 % du $\dot{V}O_2$ max. Néanmoins, lors d'efforts à des intensités de 80% du $\dot{V}O_2$ max ou plus, la FC était plus basse en immersion (Sheldahl et al., 1987).

Quant à la ventilation, il n'avait pas de différence entre les deux environnements pendant l'exercice. Cependant, la fréquence respiratoire était significativement plus élevée ($p < 0,05$) dans l'eau au cours de l'exercice à 40 et 80% et le volume courant (VC) était significativement plus faible ($p < 0,05$) dans l'eau à 80% de la consommation maximale d'oxygène (Figure 5).

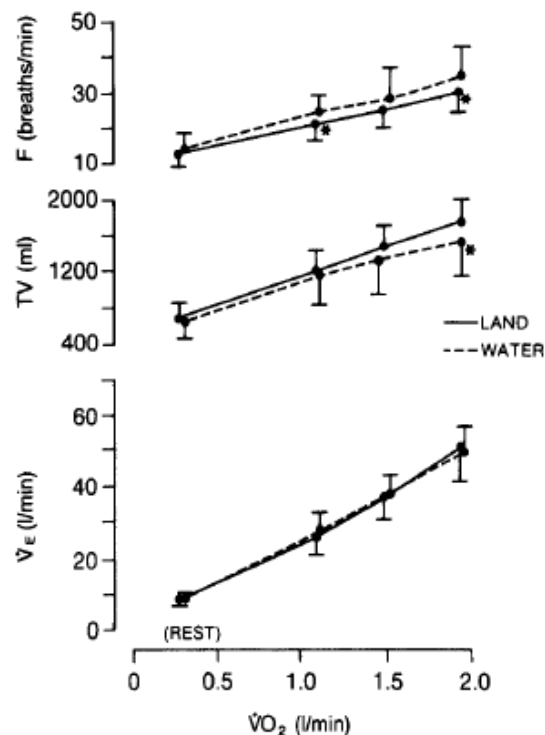


Figure 5 - Effets de l'immersion au niveau des épaules sur la fréquence respiratoire (F), le volume courant (TV) et la ventilation minute (VE) au repos et pendant l'exercice sur IE. * $p < 0,05$. Tirée de Sheldahl et al. (1987).

Une étude de Giacomini et coll. (Giacomini, et al. 2009) a démontré que les réponses cardiovasculaires pendant l'exercice sur vélo aquatique en immersion au niveau des hanches, sont en fonction de la conception du système de pédalage du vélo. Seize participants en bonne santé (31.7 ± 7 ans) ont fait un test progressif maximal sur 4 vélos immersibles (A, B, C, D) avec un système de pédalage différent. Aucune différence significative n'a été retrouvée entre la valeur pic du $\dot{V}O_2$ et la valeur pic de la FC sur les quatre IE (Tableau 12).

Tableau 12 - Durée du test, cadence de pédalage maximal atteint, valeur pic du $\dot{V}O_2$ et de la FC pendant un test maximal sur 5 vélos différents. Adaptée de Giacomini et al. (2009).

Vélo	Temps max du test	RPM max atteint	VO ₂ Pic (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	FC Pic (batt.min ⁻¹)
Vélo sec	719.3 ± 171.6		38.8 ± 5.8	168.7 ± 9.9
Vélo A	1612.6 ± 205.6	102.7 ± 9.0	41.3 ± 4.8	171.1 ± 7.8
Vélo B	843.4 ± 115.9	71.6 ± 4.7	41.4 ± 5.3	171.9 ± 10.9
Vélo C	1355.4 ± 227.9	93.2 ± 9.1	41.6 ± 6.0	171.1 ± 9.1
Vélo D	901.9 ± 154.9	74.3 ± 6.5	40.3 ± 4.9	172.7 ± 8.3

Vélo A : Système de pédalage (SP) conventionnel; Vélo B, SP avec des pales additionnels; Vélo C, SP avec des cylindres additionnels; Vélo D, SP avec des pédales additionnels.

Tirée d'Giacomini et al. (2009).

Cependant, la durée du test jusqu'à l'épuisement, la cadence de pédalage (rpm) et la perception de l'effort étaient significativement différents sur chaque modèle du vélo pendant la réalisation du test ($p < 0.01$). Les résultats de l'étude ont montré qu'à une cadence de 70 rpm sur le vélo A, le % du $\dot{V}O_2$ pic et le % de la FC pic étaient approximativement de 45 % et 60 % respectivement, sur le vélo C de 60% et 70 % et sur les vélos B et D étaient de 90% pour les deux variables. Ces résultats sont intéressants car ils montrent l'importance de prendre en compte le type de vélo aquatique utilisé pour faire une bonne prescription d'exercice.

Une autre étude de Bréchat et coll. (Brechat et al., 1999; Bréchat et al., 2012) ont utilisé un capteur de couple dans le pédalier (Tecmachine Andrézieux-Bouthéon, France) pour contrôler électroniquement la puissance externe sur VA. Les résultats ont montré que lors de l'exercice à une même P_{ext} (121 ± 11 sur VA vs 123 ± 10 sur VS) le \dot{V}_{O_2} était significativement plus bas sur le VS (2868 ± 268 vs 2210 ± 300 , respectivement, $p < 0.001$).

Par contre, à un pourcentage similaire de $\dot{V}_{O_2} \max$ (59 ± 0.8 sur VA vs 57 ± 0.9 sur VS) la P_{ext} (W) était plus faible dans l'eau (69 ± 20 vs 121 ± 32 respectivement, $p < 0.001$) ce qui est en contradiction avec plusieurs études qui ont montré une réduction du \dot{V}_{O_2} pendant l'exercice dans l'eau comparativement à un exercice d'intensité similaire sur terrain sec (Gayda et al. 2010b; Nakanishi, Kimura, & Yokoo, 1999b; Sheldahl et al., 1986).

2.2 Effets de de l'immersion sur les paramètres hémodynamiques lors de l'exercice aigu.

2.2.1. La marche et la course dans l'eau

Lors d'efforts à la marche ou à la course, la pression hydrostatique 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 Qc alors que la résistance périphérique et la fréquence cardiaque sont diminuées (Gayda et al., 2010a; Krueel et al., 2013; Lollgen et al., 1981).

De nombreux chercheurs ont trouvé des différences importantes concernant les variables métaboliques et cardiovasculaires rapportées entre l'exercice sur terrain sec et l'exercice dans l'eau. Plus précisément, le plus grand contraste se trouve lorsqu'on compare la course dans les deux conditions.

Une étude Butts et collaborateurs (1991) a comparé les réponses physiologiques pendant la course sur un tapis roulant (TMR) et celles pendant la course en immersion dans l'eau profonde (DWR) dans un groupe de 12 femmes étudiantes d'une école secondaire. Quant à la fréquence cardiaque maximale (FCmax), elle était de 18 battements plus basse dans l'eau que sur terrain sec.

Cette réduction de la FCmax dans l'eau fut attribuée à l'augmentation du volume sanguin central causée par la pression hydrostatique sur les jambes, ce qui par conséquent a amélioré le volume systolique (VES), mais en conservant constant le Qc (Butts et al. 1991; Chu & Rhodes, 2001).

Par rapport au $\dot{V}_{O_2 \text{ max}}$ une diminution de 8,5% fut observée pendant l'exercice dans l'eau, laquelle a été attribuée à une réduction du travail effectué par les muscles dans de l'eau contrecarrant la gravité (par exemple : dos, abdomen, quadriceps, glutéaux, triceps sural) grâce à la flottabilité du corps, tel que cité antérieurement (Tableau 13).

Tableau 13 - Différences métaboliques entre la course maximale sur tapis roulant (TMR) et la course dans l'eau profonde (DWR). Adaptée de Chu & Rhodes (2001).

Condition	$\dot{V} O_{2max}$ (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	$\dot{V} O_{2max}$ (l.min ⁻¹)	HR (beats.min ⁻¹)	\dot{V}_E (l.min ⁻¹)	RER
TMR		4.55		150.0	
(homme)	64.5 (2.8)	(0.37)	193.3 (5.8)	(11.6)	1.15 (0.04)
DWR		4.09		140.8	
(homme)	58.4 (3.9)	(0.41)	183.4 (5.6)	(17.8)	1.11 (0.03)
TMR (femme)		3.32		116.6	
	55.7 (4.8)	(0.32)	188.7 (9.3)	(7.0)	1.13 (0.03)
DWR (femme)		2.79		97.7	
	46.8 (5.9)	(0.37)	179.5 (7.5)	(10.9)	1.09 (0.04)
TMR					
(homme)	56.8 (6.5)		191 (13.4)		0.93 (0.08)
DWR					
(homme)	51.2 (7.3)		173 (13.4)		0.98 (0.08)
TMR (femme)	49.3 (7.0)		186 (11.3)		0.94 (0.06)
DWR (femme)	43.1 (7.1)		174 (9.5)		0.96 (0.11)

DWR = deep water running; TMR = treadmill running; HR = maximal heart rate;
RER = maximal respiratory exchange ratio; $\dot{V} O_{2max}$ = maximal oxygen uptake;
 \dot{V}_E = maximal ventilation.

2.2.2. Le vélo aquatique

Pendant l'exercice en immersion sur vélo aquatique, la pression hydrostatique a un effet sur le volume sanguin central, ce qui augmente le volume systolique (VES), la précharge cardiaque, le Qc et le retour veineux avec une diminution de la fréquence cardiaque (FC) et de la résistance vasculaire périphérique par rapport à l'exercice sur terrain sec (Bréchat et al., 2012; Connelly et al., 1990; Park et al., 1999; Sheldahl et al., 1987).

Une étude de Christie et al. (Christie et al., 1990) chez dix sujets sains entre 21 et 35 ans, sur la régulation cardiovasculaire pendant l'exercice en immersion au niveau des épaules, cherchait à évaluer si le volume et la pression de remplissage cardiaque augmentent pendant l'exercice en immersion vs l'exercice sur un vélo sur terrain sec.

Ils ont réalisé un exercice incrémental à 40-60-80 et 100 % du \dot{V}_{O_2} max qui correspondait aux stages I, II, III et IV, avec une augmentation de l'intensité à toutes les six minutes. La température de l'eau au repos fut réglée à 34,0 - 34,5°C et pendant l'exercice à 32,5°C. La fréquence de pédalage (rpm) sur terrain sec fut réglée de 55-60 rpm et dans l'eau de 36-60 rpm.

Les résultats ne montrent aucune différence significative pour la pression artérielle systolique (PAS) dans les deux conditions alors que la fréquence cardiaque (FC) fut significativement plus basse aux derniers deux paliers d'effort maximum ($p < 0.05$). Cependant, on peut apprécier que la pression auriculaire droite (PAD), la pression artérielle pulmonaire (PAP), l'index cardiaque (IC), le volume télédiastolique et télésystolique indexés étaient significativement plus élevés ($p < 0,05$) pendant l'exercice dans l'eau vs l'exercice sur terrain sec (Figure 6 et 7). Donc, les résultats indiquent que les indices de la précharge cardiaque sont plus élevés pendant l'exercice dans l'eau vs l'exercice sur terrain sec, ce qui est en accord avec les résultats de l'étude de Sheldahl et coll. (Sheldahl et al., 1984).

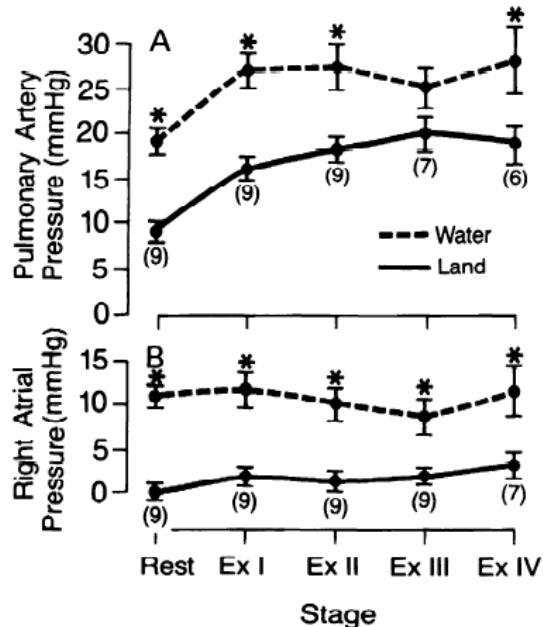


Figure 6 - Pression artérielle pulmonaire et pression auriculaire droite pendant l'exercice dans l'eau et sur terrain sec. * $P < 0.05$. Tirée de Christie et al. (1990).

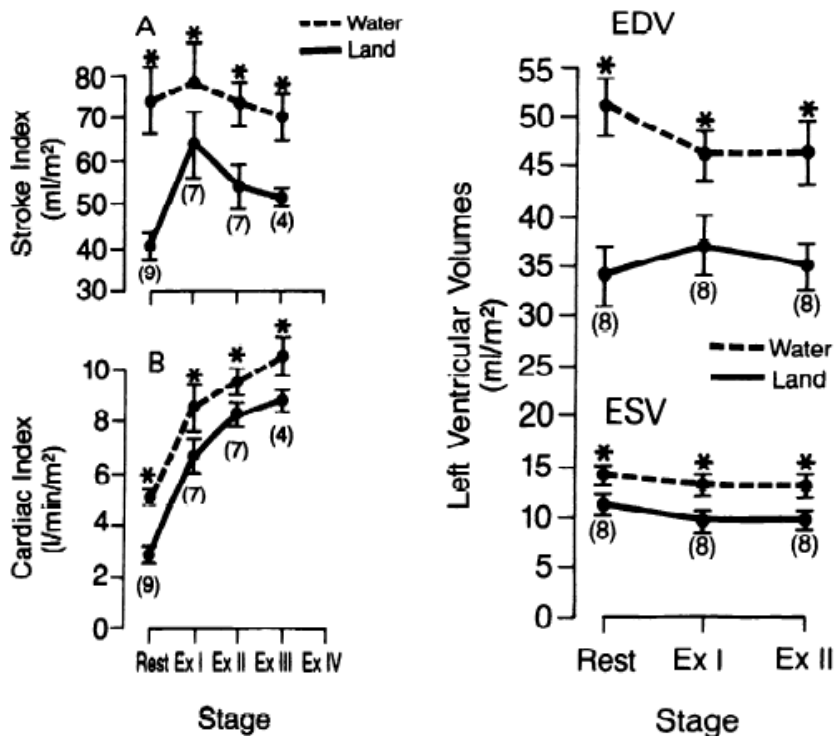


Figure 7 - Index cardiaque, volume d'éjection systolique indexé et volume téléstolique et télédiastolique pendant l'exercice dans l'eau et sur terrain sec. * $P < 0.05$. Tirée de Christie et al. (1990).

Selon les résultats de l'étude de Christie et coll., la plus forte augmentation du volume télésystolique au cours de l'exercice dans l'eau suggère une diminution de la contractilité du myocarde et/ou une augmentation de la postcharge du myocarde dans l'eau par rapport au terrain sec. Un plus grand volume d'éjection systolique indexé peut être attribué à une augmentation de la précharge (loi de Frank-Starling) plutôt qu'à une augmentation de la capacité de vidange ventriculaire étant donné un plus grand volume télésystolique dans l'eau (Christie et al., 1990). Concernant la fréquence cardiaque, celle-ci était significativement plus faible ($P < 0,05$) dans l'eau juste aux deux derniers paliers (80-100% du $\dot{V}_{O_2 \max}$) (Figure 8). Il serait possible d'expliquer cette réponse par une réduction de l'activité du système nerveux sympathique dans l'eau, laquelle serait plus évidente dans des intensités proches au $\dot{V}_{O_2 \max}$.

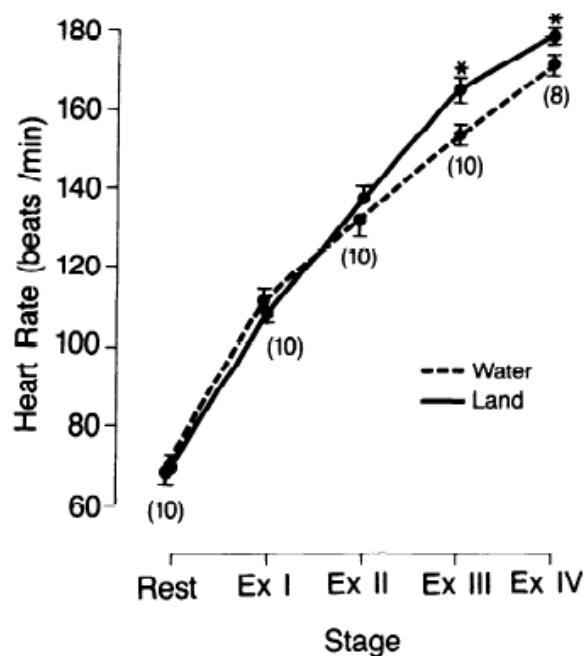


Figure 8 - Fréquence cardiaque au repos et pendant l'exercice dans l'eau et sur terrain sec. * $P < 0.05$. Tirée de Christie et al. (1990).

Néanmoins, l'auteur admit que les méthodes pour augmenter l'intensité de l'exercice dans les deux environnements pourraient être une limite pour comparer les résultats. Tel que présenté dans le chapitre précédent, Giacomini et coll. (Giacomini et al., 2009) ont montré que la conception de modèles différentes du système de pédalage dans le vélo aquatique peut affecter les réponses physiologiques dans l'eau.

2.3. Réactivation parasympathique post exercice dans l'eau

Le rythme cardiaque est déterminé par l'activité intrinsèque du nœud sinusal, lequel est modifié par l'activité du système nerveux sympathique et parasympathique. Tel qu'on a expliqué dans le cadre théorique de cette thèse, la réponse immédiate du système cardio-vasculaire à l'exercice est une augmentation du rythme cardiaque en raison d'une diminution du tonus vagal et de l'augmentation de la décharge sympathique. Lorsque l'exercice atteint des niveaux plus intenses, l'activation sympathique contribue de plus en plus à atteindre et à maintenir une fréquence cardiaque élevée. Après avoir effectué une séance d'exercice donnée, une diminution rapide de la fréquence cardiaque est générée par une réactivation de l'activité parasympathique (Pierpont et al. 2013).

La quantité de temps nécessaire pour la pleine réactivation de l'activité parasympathique après l'exercice peut être influencée par plusieurs facteurs, y compris l'intensité de l'exercice et la condition cardiorespiratoire. L'exercice de haute intensité et de longues séances d'entraînement intensif peuvent perturber les indices de variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) au repos, lesquelles sont associées à une fatigue accrue, une diminution de la qualité du sommeil, et à une diminution de la performance (Hynynen et al. 2006; Schaal et al., 2013).

Un certain nombre d'études ont démontré que différentes techniques de récupération, tels que le froid, la thérapie par contraste de température (en alternant l'immersion à basse température $\leq 20\text{ C}^\circ$ et l'immersion à haute température $\geq 36\text{ C}^\circ$) ou l'immersion dans l'eau thermoneutre aident de façon significative à la réactivation parasympathique après un exercice intense chez des athlètes bien entraînés (Al Haddad et al., 2010; Buchheit et al. 2009; Versey et al. 2013).

Cet aspect est actuellement très important pour le sport en raison du calendrier très dense de compétitions et le cas où les athlètes doivent participer à plusieurs événements au cours de la même journée (ex : le cyclisme sur piste, la natation synchronisée, le hockey, le judo, etc.). Ainsi, les

moyens et les protocoles utilisés lors de la récupération sont de plus en plus importants pour l'améliorer après chaque exécution et pour maintenir un niveau de performance constant tout au long de la compétition. L'exposition au froid et l'immersion dans l'eau sont reconnues comme étant des stratégies pour supprimer l'activité sympathique cardiaque et augmenter la modulation parasympathique à la suite de l'activation du baroréflexe artériel (Pump et al., 2001). La stimulation par le froid déclenche une vasoconstriction périphérique, ce qui conduit à une redistribution du volume de sang vers le cœur. Cet accroissement du volume central mène à une augmentation du débit cardiaque (Q_c), du volume télésystolique et une élévation de la pression artérielle (Schaal et al., 2013).

Al Haddad et coll. (2010) ont fait une étude pour comparer l'effet de la méthode de récupération sur la fréquence cardiaque (FCR) et sur la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC). Douze participants ont exécuté une séance d'exercice intermittent à trois reprises (test de Wingate 30 sec, suivi de 5 min de récupération assis et après 5 min de course sous-maximale). La récupération a été faite de manière aléatoire de la façon suivante: récupération (assis) dans l'eau à une température froide de 14-15 °C (CWI), récupération (assis) dans l'eau à une température thermoneutre de 33-34 °C (TWI) et une récupération (assis) sur terrain sec ou de contrôle (CON). Ils ont trouvé que la fréquence cardiaque de récupération après 60 sec (FCR_{60s}) était plus rapide en immersion dans l'eau par rapport au terrain sec (30 ± 9 bpm pour CON vs 43 ± 10 bpm pour TWI ($P = 0.003$) et 40 ± 13 bpm pour CWI ($P = 0.017$), alors qu'aucune différence n'était trouvée entre CWI et TWI ($P = 0.763$) (Tableau 14).

Tableau 14 - Fréquence cardiaque et variabilité de la fréquence cardiaque pendant la récupération après un exercice sous-maximal. Conditions : contrôle, dans l'eau thermoneutrale, dans l'eau froide. Adapté d'Al Haddad et al. (2010).

	CON	TWI	CWI	'Condition' effect (P)
<i>HRR indices</i>				
HRR _{60s} (beats min ⁻¹)	30 ± 9	43 ± 10 ^a	40 ± 13 ^a	0.003
HRRτ (s)	51 ± 17	34 ± 14 ^a	45 ± 16 ^b	0.020
<i>HRV indices</i>				
mRR (ms)	549.91 ± 60.62	590.16 ± 67.97 ^c	569.50 ± 61.92 ^{b,c}	0.053
Ln rMSSD (ms)	1.98 ± 0.74	2.01 ± 0.61	2.32 ± 0.67 ^{a,b}	0.037
SD1/SD2	0.17 ± 0.07	0.22 ± 0.08	0.19 ± 0.07	0.19

Moyenne ± écart-type de la différence absolue entre la FC finale à l'exercice et la FC_{60s}, temps de décroissance de la FC (HRRτ) et moyenne R-R intervalle (mRR).

2.4. Effets de la température de l'eau pendant l'exercice sur vélo aquatique lors de l'immersion orthostatique.

Une étude de Yasigi et al. (Yazigi et al., 2013) chez dix jeunes physiquement actifs (22 ± 1 an) a comparé les réponses physiologiques sous maximales et maximales pendant l'exercice sur vélo sur terrain sec et sur vélo aquatique en immersion à la poitrine à deux températures différentes : 27 °C (WC27) et 31 °C (WC31), ainsi que l'effet de la température de l'eau sur le confort thermique (TC) (Figure 9).

Les résultats montrent qu'il y a une augmentation de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et de la fréquence cardiaque (FC) reliée à l'augmentation de la cadence de pédalage (rpm), laquelle est plus évidente lorsque la cadence atteint 90 rpm ($p < 0.001$). Néanmoins, la température de l'eau n'affecte pas les variables physiologiques étudiées. Par rapport au TC, les résultats montrent que les sujets étaient plus à l'aise lorsqu'ils faisaient de l'exercice à une température de l'eau inférieure (27 °C).

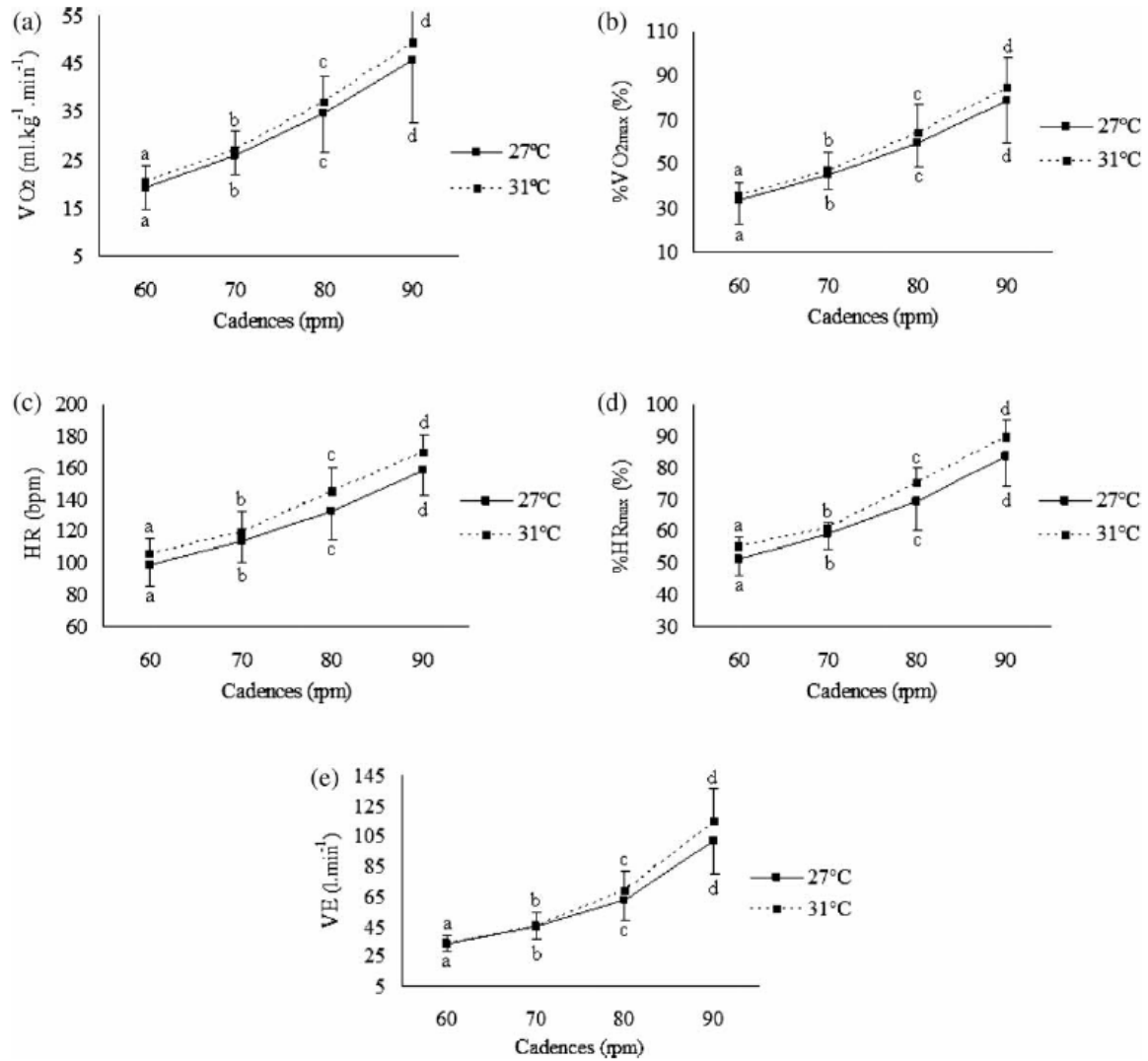


Figure 9 - Réponse de la FC, du $\dot{V}O_2$ et de la ventilation (VE) en immersion à différentes cadences de pédalage et différentes température (27 °C et 31°C). Les lettres indiquent qu'il y a une différence pour une même cadence de pédalage (rpm). Tirée de Yasigi et al. (2013).

2.5. Effets de l'entraînement en immersion orthostatique sur les paramètres respiratoires et hémodynamiques.

Une étude d'Eyeston et al. (Eyestone et al. 1993) cherchait à comparer l'effet d'un entraînement de course dans l'eau, la course sur terrain sec et le cyclisme, pour maintenir le \dot{V}_{O_2} max et la performance sur 3000 mètres.

Trente-deux sujets jeunes entraînés, entre 18-26 ans, ont été divisés en trois groupes de façon aléatoire pour faire l'une des trois modalités d'entraînement. Les trois groupes se sont entraînés avec une fréquence, une durée et une intensité similaire pendant 6 semaines. Après cette période d'entraînement, tous les groupes ne présentaient aucun changement dans la performance au 3000 mètres, il n'y avait aucune différence par rapport à une ou l'autre modalité d'entraînement sur la performance.

Une autre étude cherchait à évaluer les effets de l'entraînement par intervalle de haute intensité dans l'eau profonde chez 29 femmes âgées (69 ± 4 ans) en bonne santé. Elles se sont entraînées dans l'eau profonde course/marche deux fois par semaine pendant 8 semaines.

Dans le tableau 15, on peut observer les effets de l'entraînement sur la fréquence cardiaque au repos qui était de 8% inférieure ($P < 0,01$), le \dot{V}_{O_2} max avait été augmenté de 10 % ($P < 0,01$) et la ventilation maximale était augmentée de 14 % ($P < 0,01$) (Broman et al.2006).

Tableau 15 – Valeurs maximales sur vélo, avant et après d’une période de deux mois d’entraînement par intervalles dans l’eau. Adapté de Broman et al. (2006).

Values at maximal work rate	Training group (<i>n</i> = 15)		Control group (<i>n</i> = 9)	
	Pre	Post	Pre	Post
Work rate (W)	120 (20)	132* (20)	111 (27)	116 (22)
Vo2 (l min ⁻¹)	1.74 (0.25)	1.92* (0.28)	1.65 (0.29)	1.72 (0.27)
Vo2 (ml kg ⁻¹ min ⁻¹)	24.5 (2.3)	27.2* (2.1)	22.5 (4.3)	23.3 (4.0)
VE (l min ⁻¹)	60.1 (12.4)	68.8* (12.3)	56.5 (15.5)	57.3 (14.6)
HR (beats min ⁻¹)	163 (10)	163 (10)	151 (20)	155 (17)
RER	1.09 (0.05)	1.09 (0.04)	1.05 (0.07)	1.06 (0.06)

Values are means (SD)

HR heart rate, RER respiratory exchange ratio, VE ventilatory volume, Vo2 oxygen uptake

**P* < 0.01 after the training period within respective group

Sheldahl et al. (1986) ont regardé les réponses hémodynamiques à l’entraînement en immersion au niveau des épaules sur un vélo aquatique. L’objectif principal était de déterminer si le changement du volume sanguin céphalique et de la précharge cardiaque en immersion dans l’eau (WI) modifiait les adaptations cardio-vasculaires de l’entraînement aérobie.

Vingt-deux sujets sains sédentaires âgés de 49±8 ans, ont effectué un entraînement de 12 semaines (3 fois par semaine / 30 minutes par séance) à une intensité : 60-80 % du \dot{V}_{O_2} max. La température de l’eau a été réglée à 31 ± 1°C. Lors du test maximal sur terrain sec, la charge de travail initiale a été fixée à 150 kpm (25 W). La charge a ensuite été augmentée de 25 W toutes les trois minutes.

Lors du test dans l’eau, le premier palier a été réalisé à une intensité équivalente à 40 % du \dot{V}_{O_2} max du test maximal sur terrain sec. Par la suite, la charge a été augmentée de 25 W toutes les 6 minutes jusqu’à 75- 80% du \dot{V}_{O_2} max.

Les résultats montrent qu'il y a eu une augmentation du $\dot{V}_{O_2 \max}$ après l'entraînement dans les deux conditions (sec $\uparrow 16\%$ et dans l'eau $\uparrow 14\%$) ($p \leq 0.01$).

Cependant, l'augmentation n'était pas significativement différente entre les deux conditions. La figure 10 montre l'effet d'un entraînement de 12 semaines sur vélo sur terrain sec (VS) et sur vélo dans l'eau (VA), sur la fréquence cardiaque (FC), le volume d'éjection systolique (VES) et le Qc. La FC était significativement plus faible ($P < 0.01$), le VES était significativement plus élevé ($p \leq 0.05$), et le débit cardiaque n'a pas changé après l'entraînement.

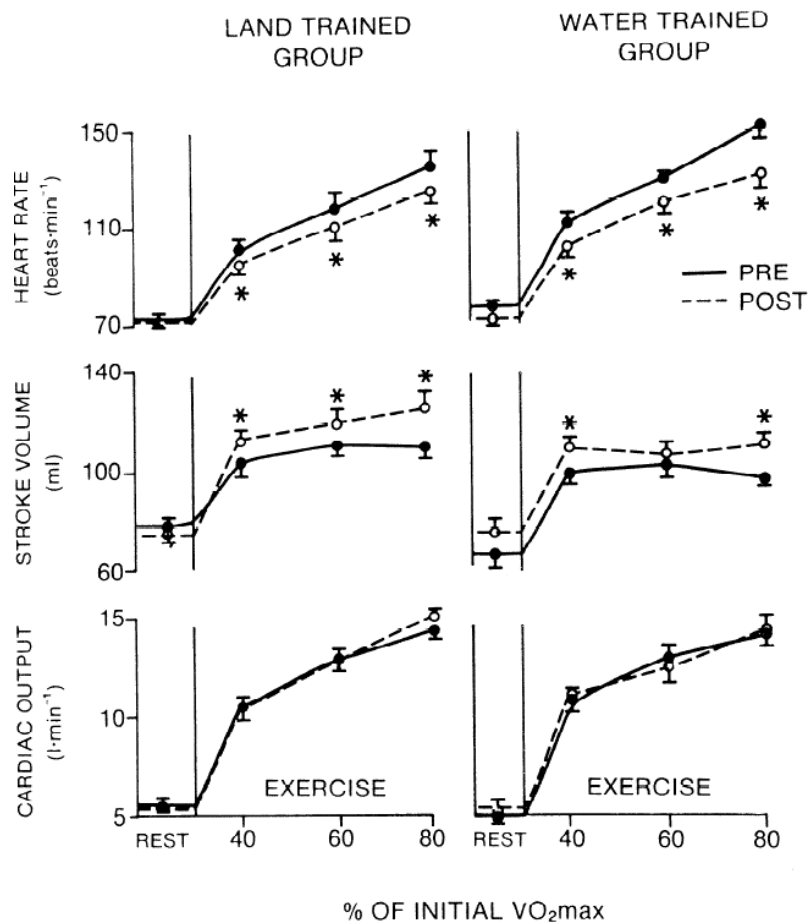


Figure 10 - Effets de 12 semaines d'entraînement sur VS vs VA sur la FC, le VES et le Qc à 40-60-80% de $\dot{V}_{O_2 \max}$ initiale. Tirée de Sheldhal et al. (1986).

La pression artérielle systolique (SBP) et diastolique (DPB) étaient aussi significativement plus faibles après l'entraînement (Tableau 16).

Tableau 16 - Effet de l'entraînement sur VS vs VA sur la PAS et PAD. Adaptée de Sheldhal et al. (1986).

Parameter	Condition	Land Trained	Water Trained	Land vs Water
$\dot{V}O_2$ (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	Pre	19.05±1.16	18.76±73	NS
	Post	19.24±1.04	18.64±0.90	
	Pre vs. Post	NS	NS	
HR (beats.min ⁻¹)	Pre	133±6	142±6	NS
	Post	117±6	124±6	
	Pre vs. Post	<i>P</i> <0.01	<i>P</i> <0.01	
SBP, mmHg	Pre	176±7	185±9	NS
	Post	163±7	167±7	
	Pre vs. Post	<i>P</i> <0.01	<i>P</i> <0.01	
DPB,mmHg	Pre	81±4	89±4	NS
	Post	75±3	82±2	
	Pre vs. Post	<i>P</i> <0.05	<i>P</i> <0.01	

Values are means ± SE. $\dot{V}O_2$, O₂ consumption ; HR, heart rate, SBP, systolic blood pressure; DBP, diastolic blood pressure; *P*, level of statistical significance; NS, not significant.

Dans la discussion de cet article, l'auteur explique que la plus basse FC dans l'eau est compensée par un plus haut VES grâce au mécanisme de Frank-Starling. Bien que les deux groupes (dans l'eau et sur terrain sec) atteignent des réponses similaires d'adaptation en fonction de l'augmentation du $\dot{V}_{O_2 \text{ max}}$, il n'est pas clair si les deux groupes se sont entraînés à la même puissance mécanique externe, car la cadence de pédalage utilisée n'est pas précisée.

Les résultats de l'étude suggèrent qu'étant donné que le volume télédiastolique est plus haut pendant l'exercice d'intensité faible à modérée dans l'eau, la précharge cardiaque est augmentée pendant l'exercice dans l'eau en position verticale vs le même type d'exercice sur terrain sec.

3. CONSIDÉRATIONS MÉCANIQUES DU PÉDALAGE SUR VÉLO AQUATIQUE.

Tout d'abord, il est important de se rappeler 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 BM et al.2000). Le travail externe est le transfert d'énergie qui se produit lorsqu'un objet est déplacé sur une distance par une force extérieure, et la puissance mécanique externe (P_{ext}) est la vitesse à laquelle cette énergie est transférée.

Le travail externe (W_{EXT}) dans le cyclisme est considéré comme la somme de travail pour vaincre la résistance de l'air (W_A) et la résistance au roulement (W_R) (Minetti, 2011). Le ratio entre l'énergie mécanique et l'énergie métabolique consommée pour exécuter un travail est défini comme l'efficacité du travail externe brute ($G \eta_w$) et a été identifié comme un déterminant clé de la performance sur vélo. L'efficacité du travail externe nette ($N \eta_w$) a été définie comme le ratio entre l'énergie mécanique externe et l'énergie métabolique de l'exercice après déduction de l'énergie métabolique au repos (Chavarren & Calbet, 1999; Winter, 1979).

Cette relation est importante lorsque nous parlons de l'économie ou de l'efficacité de l'exercice, qui est définie comme la consommation d'oxygène (\dot{V}_{O_2}) nécessaire pour exécuter un exercice sous-maximal à une intensité donnée.

L'importance de l'efficacité de l'exercice est soulignée par la relation étroite avec la performance en endurance chez les individus avec $\dot{V}_{O_2 \text{ max}}$ similaire (Rønnestad & Mujika, 2013; Umberger, 2003). Lors de l'exercice en milieu aquatique, même s'il n'y a pas un travail pour vaincre la résistance au roulement (WR), plusieurs forces entrent en action: l'effet antigravitationnel (flottaison), la densité du fluide (eau), les dimensions et la morphologie de l'objet (le cas échéant, le corps du sujet), la force de friction interne du système de pédalage et la résistance à l'avancement dans l'eau plus importante que dans l'air libre. L'ampleur de cette dernière résistance ou force de traînée (*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 BM et al., 2000).

Lorsqu'un objet traverse un fluide, 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 BM 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). Un des problèmes rencontrés au cours de l'exercice sur un vélo aquatique est la quantification précise de la puissance externe (P_{ext}). La résistance de l'eau au déplacement des jambes ou du système de pédalage (ou la force de traînée) à chaque tour de la pédale, dépend de la surface du corps et de sa forme, la densité de l'eau (près de 800 fois la densité

de l'air) (Brubaker et al. 2011), qui, à leur tour, dépendent de la température de l'eau et le cas échéant, de la vitesse du courant d'eau.

Almeling et coll. (Almeling et al. 2006) ont mis au point une méthode pour trouver les équivalences de la P_{ext} sur un vélo aquatique (VA) vs la P_{ext} sur un vélo sur terrain sec (VS) pour ultérieurement pouvoir démontrer si les réponses du \dot{V}_{O_2} sur un VS, pouvaient être transférées pour prédire la performance de vingt-sept plongeurs sains. D'abord, ils ont relié par une chaîne un VS (a = Monark, Vansbro, Sweden) à un VA (b = EOS sprint 900 Jaeger, Germany) pour vérifier la P_{ext} (W) déployée pendant l'exercice sur VA (Figure 11). Selon le calcul qu'ils proposent la P_{ext} max atteinte sur le VA fût de 180 W et sur VS fût de 350 W. Ils ont conclu que la performance obtenue pendant le test sur le VS était associée à la performance sur le VA, même s'ils avaient accepté les limites pour trouver une intensité d'exercice comparable dans les deux conditions.

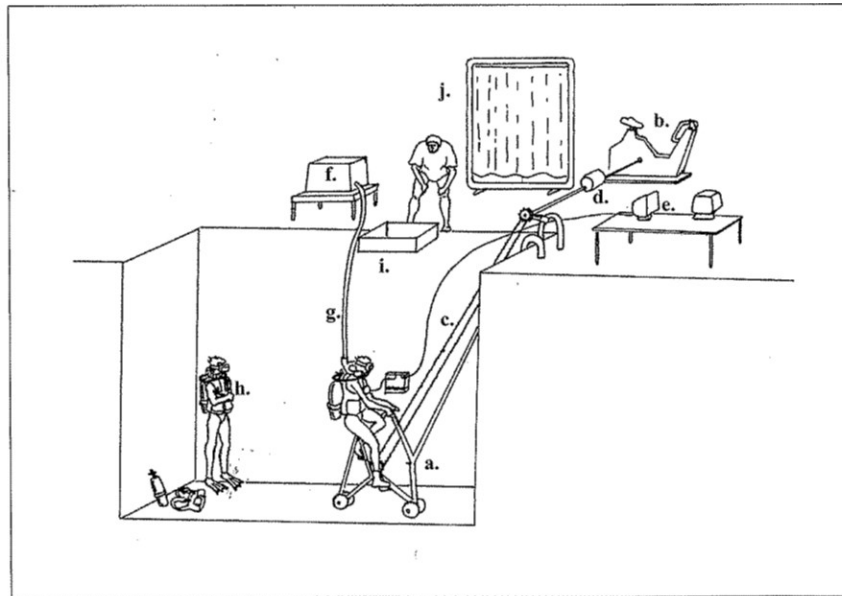


Figure 11 - Test sur vélo aquatique (VA). a : VA, b : vélo sur terrain sec (VS), c : Transmission par une chaîne entre vélos, e: Moniteur d'ECG, f : Spiromètre, g : Tubes pour expiration des gaz. Tirée d'Almeling et al. (2006).

Dans une étude de Giacomini et coll. (Giacomini et al., 2009) seize participants en bonne santé (31.7 ± 7 ans) ont fait un test progressif maximal sur 4 vélos immersibles (A, B, C, D) avec un système de pédalage (SP) différent pour comparer les réponses cardiovasculaires pendant l'exercice au niveau des hanches (Figure 12).

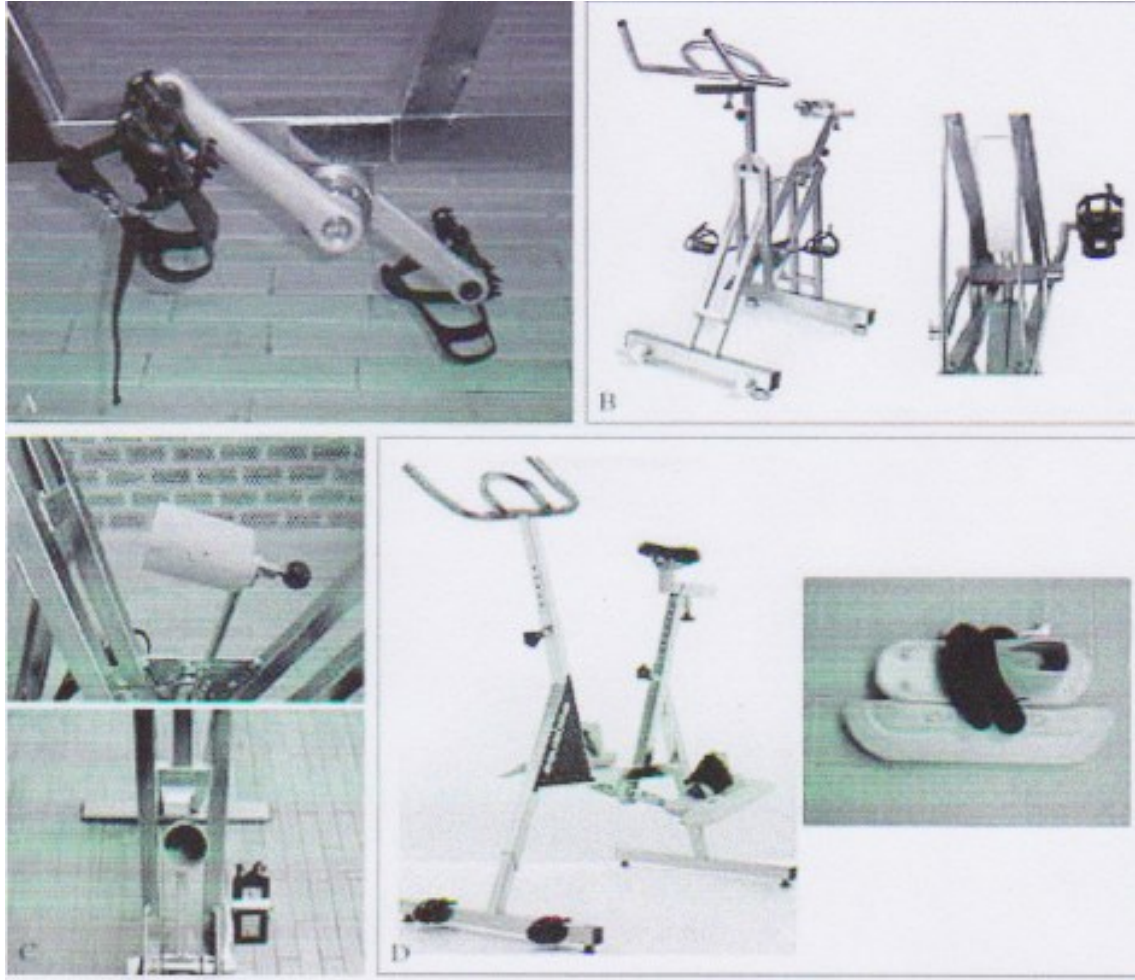


Figure 12 - A : Vélo aquatique avec système de pédalage (SP) conventionnel; B, Vélo aquatique avec SP avec des pales additionnels; C, Vélo aquatique avec SP avec des cylindres additionnels ; D, Vélo aquatique avec SP avec des pédales additionnels. Tirée d'Giacomini et al. (2009).

La durée du test jusqu'à l'épuisement, la cadence de pédalage (rpm) et la perception de l'effort étaient significativement différentes sur chaque modèle de VA ($p < 0.01$). Ils ont observé que, par exemple, à une cadence de 70 rpm sur le vélo A le % du \dot{V}_{O_2} pic était de 45% et le % de la FC pic était de 60%, sur le vélo C de 60 % et 70 % respectivement et sur les vélos B et D était de 90% pour les deux variables. Ces résultats montrent l'importance de prendre en compte le type de vélo aquatique utilisé et de standardiser l'intensité de l'exercice sur VA pour comparer les réponses avec celles sur VS.

Comme nous le présentions dans un chapitre précédent, Bréchat et coll. (Brechat et al., 1999; Bréchat et al., 2012) ont utilisé un capteur de couple dans le pédalier (Tecmachine Andrézieux-Bouthéon, France) pour contrôler électroniquement la puissance externe sur vélo aquatique (VA). Les résultats ont montré que pour une même P_{ext} (121 ± 11 sur VA vs 123 ± 10 sur vélo sur terrain sec (VS)) le \dot{V}_{O_2} était significativement plus bas sur le VS (2868 ± 268 vs 2210 ± 300 , respectivement, $p < 0.001$). Par contre, à un pourcentage similaire de $\dot{V}_{O_2} \max$, la P_{ext} (W) était plus faible dans l'eau ($p < 0.001$). Ces résultats montrent encore une fois l'importance de trouver les équivalences de puissance mécanique externe (P_{ext}) sur vélo aquatique vs un vélo sur terrain sec en considérant, pas seulement, les forces qui agissent sur le système de pédalage, mais aussi les forces agissant sur le déplacement des jambes dans l'eau (la traînée), pour comparer avec plus de précision les réponses physiologiques dans les deux conditions.

Dans le tableau 17, on présente une comparaison des variables utilisées pour contrôler l'intensité de l'exercice dans différentes études sur VA. On peut noter que dans les études connues, la quantification précise de la puissance externe (P_{ext}) est une difficulté évidente pour comparer objectivement les réponses physiologiques lors de l'exercice dans les deux conditions.

Tableau 17 - $\dot{V}O_2$, rpm et watts : comparaison de différents études sur vélo aquatique.

Étude	Condition	RPM	W	RPM max	% $\dot{V}O_2$ max	%FC max	$\dot{V}O_2$ (ML.min ⁻¹)	Immersion
Brechat et coll (n=9)	Air	P.I	123±10	P.I	P.I	P.I	2210±300	Poitrine
	Eau	P.I	121±11	P.I	P.I	P.I	2868±268	
	Air	P.I	121±32	P.I	P.I	P.I	2095±364	
	Eau	P.I	69±20	P.I	P.I	P.I	2102±368	
Giacomini et coll 2005 (n=22)	Eau VA1	70	P.I	103 ± 9	45%	60%	P.I	Hanche
	Eau VA2	70	P.I	72 ± 5	90%	90%	P.I	
	Eau VA3	70	P.I	93 ± 9	60%	70%	P.I	
	Eau VA4	70	P.I	74 ± 6	90%	90%	P.I	
Ameling et coll (n=31)	Air	P.I	122	P.I	P.I	P.I	1690	Complète
	Eau	P.I	121	P.I	P.I	P.I	2367	Complète
Garzon et coll 2010 (n=36)	Eau	40	26			48%	700	Mollet
		50	44			52%	900	
		60	73			57%	1300	
		70	121			67%	1800	
		80	162			82%	2500	

VA: Vélo aquatique; RPM: cadence de pédalage; W: watts; VA1: Vélo aquatique 1; VA2: Vélo aquatique 2; VA3: Vélo aquatique 3; VA4: Vélo aquatique 4; P.I: Pas d'information

Certaines études ont estimé cette force à partir de l'équation générale de mécanique de fluides (Alberton et al., 2011; Poyhonen et al. 2000; Shames, 1989). Au cours de l'exercice sur un VA, la force externe est principalement causée par la résistance de l'eau au mouvement des composants mécaniques du système de pédalage et des jambes (mollet, pied et cuisse) qui, à leur tour, dépendent de la surface des membres inférieurs et de la vitesse de pédalage (rpm) (Garzon et al., 2011; Garzon et al., 2014; Leone et al.2014; Shapiro et al. 1981).

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

Où :

M = Densité de l'eau en fonction de la température
V= Vitesse
A = Secteur frontal de résistance en m²
CF = Coefficient de la trainée.

Contrairement aux vélos stationnaires d'entraînement ou d'évaluation sur terrain sec (i.e. Monark®, Excalibur®, Ergoline 800S®, etc.), les modèles de vélos aquatiques actuellement disponibles ne permettent pas d'établir le travail externe avec précision. Ces modèles ne possèdent aucun mécanisme pour l'ajustement de la charge de travail. En fait, la résistance est essentiellement contrôlée par la cadence de pédalage.

Dans une étude antérieure (Leone et al., 2014), une méthode a été mise au point pour trouver les équivalents de puissance mécanique externe (P_{ext}) sur vélo aquatique

(Hydrorider) comparativement à un vélo standardisé (Excalibur V2.0) à partir de la mesure du coût énergétique en utilisant un analyseur métabolique (Cosmed K4b2). Il s'agissait de confronter les données bioénergétiques du coût métabolique de pédalage en immersion minimale (jusqu'au mollet) aux valeurs mesurées sur un vélo standard hors de l'eau (ExcaliburV2.0). L'immersion jusqu'au mollet avait pour but de minimiser les effets de la pression hydrostatique sur les membres inférieurs tout en s'assurant que le pédalier serait en tout temps complètement immergé (Figure 13). L'intensité de l'effort sur le vélo aquatique fut contrôlée en modifiant la cadence de pédalage. La cadence initiale fut de 40 révolutions par minute (rpm) avec une augmentation de la vitesse de pédalage de 10 rpm à toutes les 2 minutes jusqu'à 70 rpm. À partir de 70 rpm jusqu'à l'épuisement le participant devait augmenter 5 révolutions par minute à toutes les 2 minutes. L'estimation des valeurs du coût énergétique ($\dot{V}O_2$) pour chacun des paliers (rpm) servaient à établir la charge en W (watts) en vélo aquatique en immersion au niveau du mollet.



Figure 13 - Exercice sur vélo aquatique sur une plateforme en immersion au mollet (immersion totale du système de pédalage).

Les résultats ont montré la relation parabolique entre le $\dot{V}O_2$ et rpm dans l'eau ainsi que les équivalents de P_{ext} sur vélo aquatique (IE) en immersion au mollet (Figure 14).

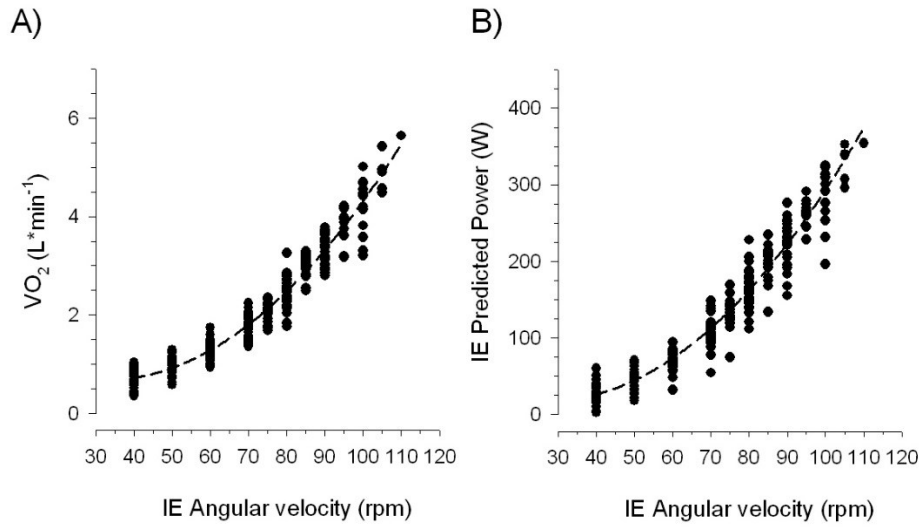


Figure 14 - La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et la puissance mécanique externe estimées (W) en fonction de la cadence de pédalage (rpm) sur vélo aquatique (IE).

Chapitre II. CADRE EXPÉRIMENTAL

ARTICLES

1. **Biomechanical analysis to determine the external power output on an immersible ergocycle.**

Mauricio Garzon, Mathieu Gayda, Leonardo Garzon, Martin Juneau, Anil Nigam, Mario Leone, Alain Steve Comtois.

État : Publié dans European Journal Sport Science. 2014.
DOI : <http://dx.doi.org/10.1080/17461391.2014.932015>

2. **Cardiovascular and hemodynamic responses on dryland vs. immersed cycling.**

Mauricio Garzon, Martin Juneau, Olivier Dupuy, Anil Nigam, Laurent Bosquet, Alain Comtois, Mathieu Gayda.

État : Publié dans Journal of Science and Medicine in Sport. 2014.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2014.08.005>

3. **Immersible ergocycle prescription as a function of relative exercise intensity.**

Mauricio Garzon, Martin Juneau, Anil Nigam, Alain Comtois, Mathieu Gayda.

État : Soumis à Journal of Sport and Health Science.

4. **Improved postexercise parasympathetic reactivation on immersed cycling**

Mauricio Garzon, Olivier Dupuy, Laurent Bosquet, Anil Nigam, Martin Juneau, Mathieu Gayda.

État : Soumis à European Journal Applied Physiology.

Biomechanical analysis to determine the external power output on an immersible ergocycle

Mauricio Garzon ^{a,b,d}, Mathieu Gayda ^{a,b,c}, Leonardo Garzon ^e, Martin Juneau ^{a,b,c}, Anil Nigam ^{a,b,c},
Mario Leone ^g, Alain Steve Comtois ^f,

^a Cardiovascular Prevention and Rehabilitation Centre (ÉPIC), Montreal Heart Institute and
University of Montreal, Quebec, Canada.

^b Research Center, Montreal Heart Institute and University of Montreal, Montreal, Quebec,
Canada.

^c Department of Medicine, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada.

^d Department of Kinesiology, University of Montreal, Montreal, Canada.

^e School of Engineering, Columbia University, New York, USA.

^f Kinanthropology Department, University of Quebec in Montreal (UQAM), Montreal, Quebec,
Canada

^g Kinanthropology Department, University of Quebec in Chicoutimi, (UQAC), Chicoutimi,
Quebec, Canada

ARTICLE TYPE: Original research paper

Abstract

BACKGROUND: The external power output is unknown during chest level immersion exercise on water immersible ergocycles (IE). This knowledge will allow the practitioner to prescribe accurately exercise on an IE to the same workload on dryland ergocycle (DE). **OBJECTIVE:** To develop a mathematical model to calculate external power output (P_{ext}) during chest level immersion exercise on IE at different pedaling rates (rpm) taking into account the water external force exerted on the legs and pedaling mechanism.

METHODS: Thirty healthy participants (age: 33 ± 10 years) performed a maximal incremental exercise test on IE (chest level immersion) and on a dryland ergocycle (DE). Pedaling rate was increased by 10 rpm every minute beginning at 40 till 120 rpm. P_{ext} was calculated by applying the general fluid equation $F_d = \frac{1}{2} \rho A v^2 C_d$ on all elements exposed to water external force exertions (legs and pedaling system).

RESULTS: Regression analysis yielded the following equations to determine 1) IE P_{ext} (W) based on pedaling rate (rpm): $P_{\text{ext}} \text{ (W)} = 0.0004(\text{rpm})^{2.993}$ ($r^2 = 0.99$, $\text{SEE} = 7.6 \text{ W}$, $p < 0.0001$); and 2) when DE P_{ext} (W) is known, IE Pedaling rate (rpm) = $13.91 \times \text{DE } P_{\text{ext}} \text{ (W)}^{0.329}$ ($r^2 = 0.99$, $\text{SEE} = 1.5 \text{ W}$, $p < 0.0001$).

CONCLUSIONS: This study provides a mathematical model based on the general fluid equation to calculate IE P_{ext} during chest level immersion exercise using pedaling rate (rpm), IE pedaling system physical characteristics and lower limb size. This model can be used to determine P_{ext} for any IE type for exercise training prescription.

Keywords: immersible ergocycle, external power output, pedaling rate

1. Introduction

Aquatic exercise is becoming increasingly popular as it appears to be widely suitable for numerous users including athletes, sedentary healthy, elderly or obese individuals (Benelli, 2004). A possible advantage is that the water environment provides buoyancy that may allow participants to undergo hard workouts at intensities similar to land training regimen, but without the weight-bearing related impacts on various joint articulations (Frangolias & Rhodes, 1996). Nonetheless, one apparent limitation with ergocycle immersed exercise is the precise quantification of the external power output (P_{ext}).

In recent years, many different models of IE have been introduced for water exercise training (Giacomini, Ditroilo, Lucertini, De Vito, & Gatta, 2009). One apparent advantage of the IE is that it may favor an easier P_{ext} calculation when compared to walking or running in water because only leg movement associated to pedaling rate (rpm) can be considered. Previous authors have used mathematical models to identify hydrodynamic forces acting on human body parts or with the use of a robotic hand moving in water while immersed (Gardano & Dabnichki, 2006; Poyhonen, Keskinen, Hautala, & Malkia, 2000; Takagi, Nakashima, Ozaki, & Matsuuchi, 2013).

Other investigators have used customized immersible ergocycles mounted with a water resistant electronically controlled torque device to control intensity (Bréchat et al., 2012), but without taking into account the water external force exerted on the legs as a function of pedaling rate. Thus, despite several investigations, the P_{ext} developed during cycling in water is currently not known and remains controversial.

The resistance to a given movement (or the drag force), depends of the body surface and shape, the hydrodynamic form, the temperature dependent water density, (nearly 800 times the density of air) (Brubaker, Ozemek, Gonzalez, Wiley, & Collins, 2011) and, if present, the water current velocity (Poyhonen et al., 2000). The external forces during exercise on an IE are mainly caused by the mechanical components of the pedaling system (paddles, pedals and rods) (Leone, Garzon, Dionne, Bui, & Comtois, 2013) and by leg movement drag (calf, foot and thigh) that is dependent on the

surface area of the lower limbs and the pedaling rate (rpm) (Shapiro, Avellini, Toner, & Pandolf, 1981) (Garzon et al., 2011).

In a previous study (Leone et al., 2013), we have calculated the P_{ext} at various pedaling rates using an IE based on energetic cost ($\dot{V}O_2$) and calculations of drag force on the IE pedaling mechanism with the general fluid equation (Poyhonen et al., 2000; Poyhonen et al., 2002; Shames, 1989). In this study by Leone et al. (2013), however, the subjects exercised on the IE only at calf immersion and the authors did not calculate or present the drag forces exerted on the legs by having the subjects exercised at deeper immersions (ex., chest level). Nonetheless, in daily practice, practitioners instruct subjects to exercise on IE at hip or chest level immersion (both legs are completely immersed). Thus, it appears essential to have a means to calculate accurately the P_{ext} deployed by participants using different models of IE. This practical approach will allow the practitioner to prescribe the exercise intensity on an IE to the same workload obtained on a dryland ergocycle (DE). Therefore, the aim of this study, by using a detailed biomechanical analysis, was to develop a mathematical model to calculate P_{ext} on an IE during chest level immersion exercise for different pedaling rates (rpm) that specifically took into account the drag forces exerted on the legs.

2. Methods

Thirty healthy participants (Age: 33 ± 10 years; 24 male/6 female, BMI: 23.7 ± 2.5 kg/m²) took part in this study. The mean physical characteristics and lower limb anthropometry of the participants are shown in table 1. The study was performed in a cardiac rehabilitation center and a university sports complex pool at a water temperature of about 30°C considered thermoneutral for water exercise (Christie et al., 1990). The study was approved by both Institutional Ethics Committees. Before testing, each subject was informed of the objective of the study, the testing procedures and was asked to provide their written informed consent. Participants were excluded from this study if: 1) they were less than 18 years of age, 2) were unable to perform a maximal cardiopulmonary

exercise test, and 3) if they had any documented cardiovascular, pulmonary, musculo-skeletal or metabolic diseases.

The singular purpose for measuring gas exchange ($\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E$ in L/min) during exercise with a portable gas analyser (Cosmed, K4b² (Rome, Italy) was to verify that all participants achieved maximum effort on IE and DE. These data did not take part in power output outcome analysis (no statistical tests), other than a criteria indicator of maximal exercise exertion reached (see below). Thus, the exercise tests on both IE and DE lasted until the attainment of one of the two primary maximal criteria (Duncan, Howley, & Johnson, 1997): (1) a levelling off of oxygen uptake (<150 mL/min) despite increased workload (plateau of $\dot{V}O_2$), and (2) a RER > 1.1, or one of the 2 secondary maximal criteria: (1) Inability to maintain the required workload or (2) patient exhaustion with exercise cessation caused by general fatigue. For all participants, this was the first experience exercising on an IE. No familiarization session on IE was provided, since previous studies have suggested that the cardiovascular responses to head-out water immersion while performing leg cycle exercise in water at a thermoneutral temperature do not vary significantly with age and experience in water immersion (Yun, Choi, & Park, 2004).

Dryland experiments were performed on a dryland ergocycle (Ergoline 800S; Bitz, Germany) to compare the maximal P_{ext} ($MaxP_{ext}$) achieved on this device with the $MaxP_{ext}$ achieved on the immersible ergocycle (IE) which was tested according to the criteria defined above with respect to a maximal test. This allowed to correlate the IE $MaxP_{ext}$ (W) obtained through the mathematical model with a criterion measure (Leone et al., 2013).

Following the 3-min rest period, the initial exercise load for incremental test on DE was of 25 (W) and was increased by 25 W/min until exhaustion (Garzon et al., 2011). The pedaling rate (rpm) was free but minimum at 60 rpm. Following the exercise test on the DE, participants cooled down for 5 minutes.

Water immersion experiments were performed on a commercially available IE (Hydrorider®, Bologna, Italy) no more than 5 days following DE exercise. Proper pool depth was determined for a water level set to xiphoid (chest level immersion) (Bressel, Smith, Miller, & Dolny, 2012; Yazigi et al., 2013). Pedaling rate (rpm) on the IE was controlled with the use of both a metronome (Qwik Time Quartz metronome, China) and a pedaling rpm meter (cateye Echowell F2, Taiwan) to facilitate proper rate by each participant. The resistance on the IE was set at maximum by adjusting the four paddles on the pedaling mechanism to maximum length. The exercise protocol began at a pedaling rate of 40 rpm. The rpm was then increased each minute by 10 rpm until it reached 70 rpm. Afterwards, the rpm was increased by 5 rpm until the subject was unable to follow the pace or until exhaustion. Following the exercise test, participants cooled down for 5 minutes. For both DE and IE tests, saddle height was adjusted by sitting the participant on the bicycle with the heel of the foot pressed on the pedal at the lowest point and the leg completely extended (Belluye N, 2001).

External Power output calculation

The external power output (P_{ext}) expressed in W was calculated by multiplying the total net force overcoming (F_{net}) the resistance of the system movement (pedaling system and legs) (Alberton et al., 2011; Poyhonen et al., 2000) by the velocity (m/s) of the pedal. We favored this approach since it takes into consideration the resistance of water on the lower limbs and not only the pedaling system. An error that would occur if a dynamometer was used on the pedaling system since only pedaling system resistance would be measured while ignoring resistance on the lower limbs. Thus, the following general fluid equation (Eq. 1) was used to determine mathematically F_{net} : (Poyhonen et al., 2000; Shames, 1982)

$$\mathbf{F_{net} = \frac{1}{2}\rho Av^2C_d} \quad \mathbf{(Eq. 1)}$$

where ρ is the density of water (at 30 °C = 995,7 kg/m³) (Darby, 2001), A is the projected area (m²) in the direction of the movement for all segments involved (lower limbs, paddles, rods and pedals),

v is the velocity (m/s) according to pedaling rate that ranged from 40 to 120 rpm, and C_d is the drag coefficient of every element shape (lower limbs, paddles, rods and pedals).

Velocity (v) for each element (paddles, pedals and rods) was determined per revolution of the pedaling system while angular (arc) velocity was used for the legs (Fig. 1). The method proposed by Burke was used to calculate the arc displacement (mean range of motion) of the major leg joints and segments through one revolution of the pedal crank (Burke, 1986). It was determined, as shown in Fig. 1A-B, that the mean arc displacement for the knee is 74° and that the thigh (hip joint) moves through a 43° arc (Fig. 1C-D). The quantitative measure of leg arc displacements on the IE was obtained by video analysis (Dartfish Express. Ver. 2.2) during dryland cycling at a pedaling rate of 40 rpm on images sampled at 120 Hz (HD camera, IPHONE 5 S, model A1533, Apple, CA). The camera was mounted on a tripod perpendicular to the participant positioned on the IE at a distance of 5 meters. The following equations were used to calculate specific element velocity (v) at pedaling rates ranging from 40 to 120 rpm:

$$\text{Pedal velocity} = 2\pi r \cdot (\text{rpm}) / 60 \text{ sec} \quad (\text{Eq. 2})$$

$$\text{Paddle velocity} = 2\pi (r/2) \cdot (\text{rpm}) / 60 \text{ sec} \quad (\text{Eq. 3})$$

$$\text{Rod velocity} = 2\pi (r/2) \cdot (\text{rpm}) / 60 \text{ sec} \quad (\text{Eq. 4})$$

$$\text{Thigh velocity} = 2(\text{arc} 2\pi (r/2) / 360^\circ) \cdot (\text{rpm}) / 60 \text{ sec} \quad (\text{Eq. 5})$$

$$\text{Calf velocity} = 2(\text{arc} 2\pi (r/2) / 360^\circ) \cdot (\text{rpm}) / 60 \text{ sec} \quad (\text{Eq. 6})$$

In these equations (Eq. 2-6) π equals 3.1416, r is, respectively, the radius or length (see Fig. 2C) of the pedal, paddle, rods and leg (thigh and calf of each participant) and rpm is revolutions per minute. In equations 3-6, however, the midpoint ($r/2$) of each respective element was used since as one approaches the axis of the pedalling system, less distance is covered by the element and vice versa. The velocity (v) of each element was then used in Eq. 1.

Projected area (m^2) and drag coefficient (C_d) (Shames, 1982) of the pedaling system and legs was calculated by considering the shape of each element as illustrated in Fig 2. Complex structures were broken down into simple geometries.

The pedaling system (Fig 2A) was broken down into its various components, the paddle as a rectangle and cup ($C_d = 1.42$); and both pedals and rods as rectangles and cubes ($C_d = 1.05$). The leg shape (Thigh and Calf, Fig. 2B) was represented as a cylinder ($C_d = 0.38$) where the length of the thigh was set as the distance (expressed in meter) from the *greater trochanter* to the lateral epicondyle (knee), whereas the length of the calf was the distance between the lateral epicondyle and the heel (ground). The detail of length measurements is shown by F and E in Fig. 2B. The measurement of the circumference (in meter) of the thigh was taken at mid-point between the *greater trochanter* and the knee (D, Fig. 2B). Calf circumference was calculated by taking into account the average of three points: upper, middle and lower circumference of the calf (C, B and A, respectively, as shown in Fig 2B).

The torque for each element was calculated by using the force in Newton (F) produced by each element (paddles, pedals, rods, thigh and calf) as determined by Eq (1) and was multiplied by length (d). Thus, the sum of each element Torque (F_d) of the pedaling system and lower limbs resulted in a net torque (T_{net}), as shown in Eq. 7:

$$T_{net} = F_{d1} + F_{d2} + F_{d3} + F_{d4} + F_{d5} \quad (\text{Eq. 7}).$$

where F_{d1} , F_{d2} , F_{d3} , F_{d4} , and F_{d5} are the torque exerted to overcome the resistance of the water according to rpm for each element of the pedaling system (Fig 2C) and $d1$ is the half length of the paddles; $d2$ is the half length of the rods; and $d3$ is the length of the rods where the pedals are attached. As for the legs, the thigh half length (F in Fig 2B) is $d4$ and the calf half length (E in Fig 2B) is $d5$.

The total net force overcoming (F_{net}) the resistance of the system movement (pedaling system and legs) was calculated as shown below in Eq. 8. The T_{net} (obtained with Eq. 7) was divided by the distance acting on the pedaling system ($d3$, as mentioned above):

$$F_{net} = T_{net} / d3 \quad (\text{Eq. 8})$$

Thus, P_{ext} (W) was obtained by multiplying F_{net} expressed in Newton by the velocity (v , in m/s) of the pedal:

$$P_{ext} (W) = F_{net} \times v \text{ (m/s)} \quad (\text{Eq. 9})$$

Statistical analysis

Data are presented as means \pm standard deviation. P_{ext} on IE was calculated using Eq. 1 - 9. Curve fitting analysis was performed to obtain the best prediction equation of P_{ext} for the IE according to pedaling rate (rpm). A repeated measures analysis of variance was used to compare $\text{Max}P_{ext}$ on DE and IE. All statistical analysis was performed with SPSS for Windows, version 15. Bland and Altman (1986) analysis was performed to assess the agreement between $\text{Max}P_{ext}$ on DE and IE (Bland & Altman, 1986).

3. Results

The relationship between P_{ext} (W) and rpm during incremental exercise on the IE is illustrated in Fig. 3A. As shown, the relationship between IE P_{ext} (W) and pedaling rate is curvi-linear and is best represented by the following equation:

$$\text{IE } P_{ext} (W) = 0.0004 (\text{rpm})^{2.993} \quad (r^2 = 0.99, \text{ SEE} = 7.6 \text{ W}, p < 0.0001) \quad (\text{Eq. 10})$$

The level of agreement between both methods (calculated P_{ext} vs predicted P_{ext} , Eq. 1-9 vs Eq. 10, respectively) for calculating P_{ext} is shown in Fig.3B. It can be observed that the regression line (filled line) is in near agreement with the line of identity (hashed line). The slope of the regression line is almost equal to 1 (0.959) suggesting that calculation with either method yields identical P_{ext} . Maximal P_{ext} ($\text{Max}P_{ext}$) achieved on both IE and DE (Fig 3C) did not differ (IE: 254 ± 58 vs. DE: 252 ± 55 W, $p = 0.56$). The Bland-Altman plot (Fig 3D) shows a level of agreement between IE

Max P_{ext} and DE Max P_{ext} that is less than 2 (Mean = 1.93 ± 17.3 W) with a dispersion of 36.6 and -32.7 W ($\pm 2\text{SD}$)(Bland & Altman, 1986).

The hashed line represents a non-significant regression suggesting that the 1.93 ± 17.3 W bias (mean level of agreement) is constant between 100 to 400 W. As well, a similar prevalence of $\dot{V}O_2$ plateau was noted on IE and DE (IE: 97 %, n=29 vs. DE: 100%, n=30, p=0.30). Participants attaining a R.E.R value > 1.1 were not different on IE and DE (IE: 83%, n=25 vs. DE: 87%, n=26, p=0.71).

4. Discussion

The main finding of this study is the quantification of the P_{ext} (W) based on lower limb physical characteristics of participants and physical characteristics of any IE pedaling resistance/system when participants are immersed to the xiphoid process level. As well, the P_{ext} pedaling rate relationship on the IE is curvilinear (Fig.3A) and provides a regression equation (Eq. 10) that may facilitate for practitioners the prediction of P_{ext} with an SEE of 7.6 W or vice a versa the pedaling rate required to reach a P_{ext} previously determined on a DE (Eq. 11). Finally, all participants reached a similar Max P_{ext} on IE and DE with a similar prevalence of $\dot{V}O_2$ plateau and RER > 1.1 indicating that subjects reached a maximal effort in both IE and DE tests.

We have attempted to be as thorough as possible to consider all fluid dynamic properties that may affect the lower limbs during immersion and we are somewhat confident that our estimation is accurate by incorporating all body segments and IE mechanical components in the general fluid equation. To the best of our knowledge, previous studies used modified bicycle ergometers submerged in water in order to evaluate the physiological effects of the exercise (Bréchat et al., 2012; Shapiro et al., 1981), but when reporting power output did not take into account the drag force exerted on the legs to analyze the results. We believe that the leg drag forces add significantly to the P_{ext} load generated by the pedaling resistance/system of the IE and, thus, cannot be ignored to estimate P_{ext} . In the current paper, we demonstrate, and in agreement with other studies, that P_{ext}

increases in water as a function of velocity of movement (Bressel et al., 2012; Poyhonen et al., 2000) meaning that on IE, P_{ext} increases as an exponential function of rpm (Chen, Kenny, Johnston, & Giesbrecht, 1996; Yazigi et al., 2013). Likewise, we demonstrated that to calculate the P_{ext} on IE at different rpm it is necessary to take into account the drag force exerted on the legs and not just the drag force on the pedaling system (P_{ext} = approximately 15% higher) (Dressendorfer, Morlock, Baker, & Hong, 1976; Garzon et al., 2011; Leone et al., 2013).

The leg drag force factor is essential to calculate accurately the P_{ext} given the large number of commercially available models of IE where the only way to increase or decrease the intensity of exercise is by varying the pedaling rate (Giacomini et al., 2009). We consider that the development of this mathematical model may contribute to calculate accurately the P_{ext} deployed by participants using different models of IE. Practitioners using any IE types, however, will have to consider the following four elements when calculating the power output: 1) the pedaling rate; 2) the seat height adjustment, as described above (leg angle for the angular velocity component in the fluid equation); 3) the precise characteristics of the pedaling system (length and width of paddles, pedals, and rods) that includes shape and 4) participant leg anthropometric characteristics.

In the current study, we did not compare our results to measurements that could have been obtained with the use of a torque sensor on the pedal crank mechanism or a foot plantar pressure measurement system (Razak, Zayegh, Begg, & Wahab, 2012). A waterproof torque sensor or foot plantar pressure sensor might provide direct measurement of the force resistance or drag of the pedaling resistance/system; however, it will not include the drag force of the water on the legs. Thus, we believe that the calculation method provided herein (Eq. 1-9) is a better predictor of P_{ext} (W) during immersion exercise on IE. On the other hand, the regression equation (Eq. 10) predictive accuracy may differ if participant population has significant leg dimension differences (i.e., greater height, obese participants, etc.) when compared to ours. This, however, can be verified by comparing participant anthropometric measurements to those presented in Table 1 herein.

Nonetheless, we provide in Eq. 1-9 the means of calculating the specific P_{ext} (W) based on individual anthropometric measurements (see Fig. 2B).

In conclusion, the current study offers a means for quantifying the P_{ext} expressed in W (Eq. 1-9) for various water immersed bicycle models having different pedaling resistance/system characteristics (Hydrorider®, Archimedes®, Poolbike®, Aquabiking®, etc), since each pedaling system (paddles, pedals, and rods) has a different design. It is also provided the means to calculate the pedaling rate (rpm) on an IE corresponding to a prescribed P_{ext} (W) on DE. It may now be possible to explore the physiological response to immersion cycling at similar P_{ext} (W) and pedaling rates (rpm) using IE vs DE.

5. Practical implications

- Determination of the P_{ext} on IE taking into account the drag force exerted on the legs and not just the drag force on the pedaling resistance/system are necessary for an accurate exercise prescription on IE based on power determination.
- This study provides relevant information for the exercise professional because it will be possible to prescribe accurately exercise intensity based on P_{ext} from rpm on IE.
- The quantification of P_{ext} on an IE will allow measuring the physiological response of immersion during exercise on an IE when compared to the same workload on a DE.
- Accordingly, if exercise prescription P_{ext} (W) was obtained on a DE, then the exercise practitioner can use the equation below (Eq. 11) to calculate the pedaling rate (rpm) required on an IE to generate the equivalent P_{ext} .

$$\text{Pedaling rate (rpm)} = 13.91 \times \text{DE } P_{\text{ext}}(\text{W})^{0.329} \quad (\text{Eq. 11})$$

$$(r^2 = 0.99, \text{SEE} = 1.5 \text{ rpm}, p < 0.0001)$$

Acknowledgements

Funding was provided by the ÉPIC Foundation and the Montreal Heart Institute Foundation.

References

- Alberston, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Kruehl, L. F. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 111(6), 1157-1166.
- Belluie N, C. M. (2001). Biomechanics approach to modern cycling, literature's data. *Science & Sports.*, 6, 71-87.
- Benelli, P., Ditroilo, M., & De Vito, G. (2004). Physiological responses to fitness activities: a comparison between land-based and water aerobics exercise. *J Strength Cond Res*, 18(4), 719-722.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307-310.
- Bréchat, P. H., Wolf, J. P., Simon-Rigaud, M. L., Bréchat, N., Kantelip, J. P., & Regnard, J. (2012). Hemodynamic requirements and thoracic fluid balance during and after 30 minutes immersed exercise: Caution in immersion rehabilitation programmes. *Science & Sports*.(28), 17-28.
- Bressel, E., Smith, G., Miller, A., & Dolny, D. (2012). Aquatic Treadmill Walking: Quantifying Drag Force and Energy Expenditure. *J Sport Rehabil*.
- Brubaker, P., Ozemek, C., Gonzalez, A., Wiley, S., & Collins, G. (2011). Cardiorespiratory responses during underwater and land treadmill exercise in college athletes. *J Sport Rehabil*, 20(3), 345-354.
- Burke, E. R. (1986). *Science of cycling* (Human Kinetics Publishers ed.). Champaign (IL).
- Chen, A. A., Kenny, G. P., Johnston, C. E., & Giesbrecht, G. G. (1996). Design and evaluation of a modified underwater cycle ergometer. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21(2), 134-148.
- Christie, J. L., Sheldahl, L. M., Tristani, F. E., Wann, L. S., Sagar, K. B., Levandoski, S. G., . . . Morris, R. D. (1990). Cardiovascular regulation during head-out water immersion exercise. *Journal of Applied Physiology*, 69(2), 657-664.
- Darby, R. (2001). Chemical Engineering Fluid Mechanics (2nd ed., pp. 341-364). New York, NY: In Marcel Dekker, Inc.
- Dressendorfer, R. H., Morlock, J. F., Baker, D. G., & Hong, S. K. (1976). Effects of head-out water immersion on cardiorespiratory responses to maximal cycling exercise. *Undersea Biomedical Research*, 3(3), 177-187.

- Duncan, G. E., Howley, E. T., & Johnson, B. N. (1997). Applicability of VO₂max criteria: discontinuous versus continuous protocols. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(2), 273-278.
- Frangolias, D. D., & Rhodes, E. C. (1996). Metabolic responses and mechanisms during water immersion running and exercise. *Sports Medicine*, 22(1), 38-53.
- Gardano, P., & Dabnichki, P. (2006). On hydrodynamics of drag and lift of the human arm. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2767-2773.
- Garzon, M., Garzon, L., Gayda, M., Leger, L., Leone, M., & Comtois, A. (2011). Calcul de la puissance sur ergocycle aquatique : Observations physiologiques et validation à l'aide d'un modèle mathématique. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 36(S2), S319.
- Giacomini, F., Ditroilo, M., Lucertini, F., De Vito, G., Gatta, G. & Benelli, P. (2009). The cardiovascular response to underwater pedaling at different intensities: a comparison of 4 different water stationary bikes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 49(4), 432-439.
- Leone, M., Garzon, M., Dionne, A., Bui, H., & Comtois, A. (2013). Power output validation during incremental exercise on an immersible ergocycle. *Gazz Med Ital - Arch Sci Med*, In press.
- Poyhonen, T., Keskinen, K. L., Hautala, A., & Malkia, E. (2000). Determination of hydrodynamic drag forces and drag coefficients on human leg/foot model during knee exercise. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(4), 256-260.
- Poyhonen, T., Sipila, S., Keskinen, K. L., Hautala, A., Savolainen, J., & Malkia, E. (2002). Effects of aquatic resistance training on neuromuscular performance in healthy women. *Med Sci Sports Exerc*, 34(12), 2103-2109.
- Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors (Basel)*, 12(7), 9884-9912.
- Shames, I. (1982). *Mechanics of Fluids*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill Publishing Company.
- Shapiro, Y., Avellini, B. A., Toner, M. M., & Pandolf, K. B. (1981). Modification of the Monark bicycle ergometer for underwater exercise. *Journal of Applied Physiology*, 50(3), 679-683.
- Takagi, H., Nakashima, M., Ozaki, T., & Matsuuchi, K. (2013). Unsteady hydrodynamic forces acting on a robotic hand and its flow field. *Journal of Biomechanics*.

- Yazigi, F., Pinto, S., Colado, J., Escalante, Y., Armada-Da-Silva, P., Brasil, R., & Alves, F. (2013). The cadence and water temperature effect on physiological responses during water cycling. *European Journal of Sport Science, 13*.
- Yun, S. H., Choi, J. K., & Park, Y. S. (2004). Cardiovascular responses to head-out water immersion in Korean women breath-hold divers. *Eur J Appl Physiol, 91*(5-6), 708-711.

Table 1. Physical characteristics and measures of the legs of 30 participants (6 women, 24 men)

Parameters	Mean \pm SD
Age (yrs)	33 \pm 10
Body mass (kg)	72 \pm 9
Height (m)	1.74 \pm 0.06
BMI (kg/m ²)	23.77 \pm 2.51
Circumference of thigh (m)	0.51 \pm 0.04
Circumference of calf (m)*	0.31 + 0.02
Length of thigh (m)	0.40 \pm 0.03
length of calf (m)	0.48 \pm 0.02

*Average of three calf points (see Fig. 2B, upper circumference (C), middle circumference (B) and lower circumference (A)). Thigh circumference, thigh length and calf length are shown in Fig. 1B (D, F, and E, respectively). Length and thigh circumferences were measured with a soft tape (ERP Group, Laval, Can).

Figure legends

Figure 1. Lower limb arc displacement (range of motion) while pedaling on an immersible ergocycle (IE). Seat height was adjusted as described in the methods section. A-B) 74° arc displacement at the knee joint for the lower leg (111° - 37°); C-D) 43° arc displacement the hip joint for the thigh (71° - 28°).

Figure 2. Illustrations of various measurement sites used for calculating external power output (P_{ext} expressed in W) based on pedaling rate (rpm). A) Picture of immersible ergocycle (IE) pedaling resistance/system. Simple geometry of pedaling system was used: paddle (rectangle and cup), pedals (rectangle and cube) and rods (rectangle and cube); B) Measuring sites to establish length and circumferences of the leg to calculate calf and thigh areas. A, B, and C, calf lower, middle and upper circumference, respectively. D, thigh circumference. E, and F, calf and thigh length, respectively (see text for details); C) Representation of forces acting on the pedaling system and the distances used to calculate the torque for paddle, pedals and rods: $d1$ is the half length of the paddles; $d2$ is the half length of the rods; $d3$ is the length of the rods where the pedals are attached (see methods section for details).

Figure 3. Estimated external power output (P_{ext}) for an immersible ergocycle (IE). A) P_{ext} (W) as a function of pedaling rate (rpm) on the IE. The inset shows the significant regression equation and SEE of the relationship obtained with a total of 30 participants ($r^2 = 0.992$, $p < .0001$). B) Relationship between the calculated P_{ext} (Eq. 1-8) and the predicted P_{ext} (predicted with Eq. 9). The filled line indicates the regression line and the hash line represents the line of identity. The inset shows the significant regression equation and SEE ($r^2 = 0.992$, $p < .0001$). C) The relationship between Max P_{ext} attained by participants on both IE and dryland ergocycle (DE). The filled line indicates the regression line and the hash line represents the line of identity.

The inset shows the significant regression equation and SEE ($r^2 = 0.912$, $p < .0001$). D) Bland and Altman plot illustrating the level of agreement (filled line, 1.93 ± 17.3 W) between Max P_{ext} reached on both IE and DE with dispersion ($\pm 2\text{SD}$: $+36.6$ and -32.7 W). The hashed line represents the non-significant regression ($-0.046x + 9.799$, $r^2 = 0.023$, $p = .425$) between Max P_{ext} difference and Avg Max P_{ext} .

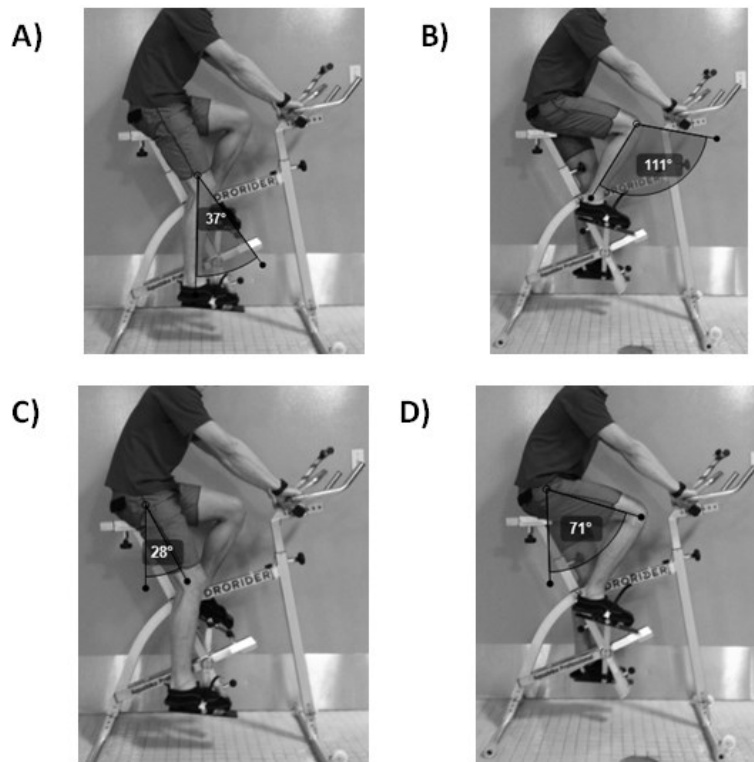


Fig. 1

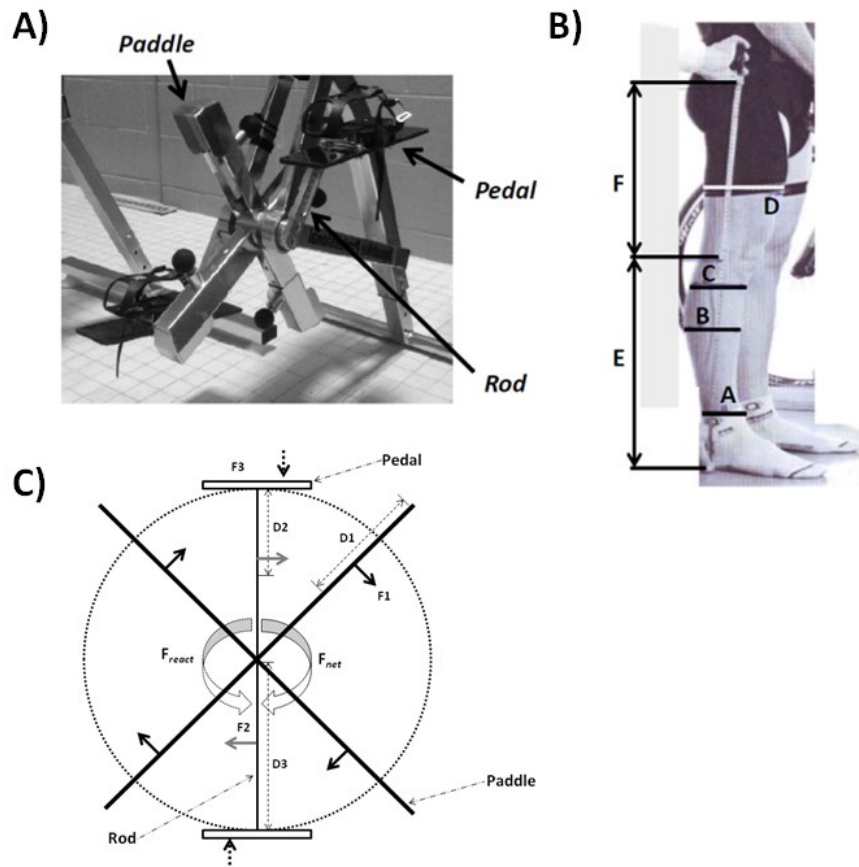


Fig. 2

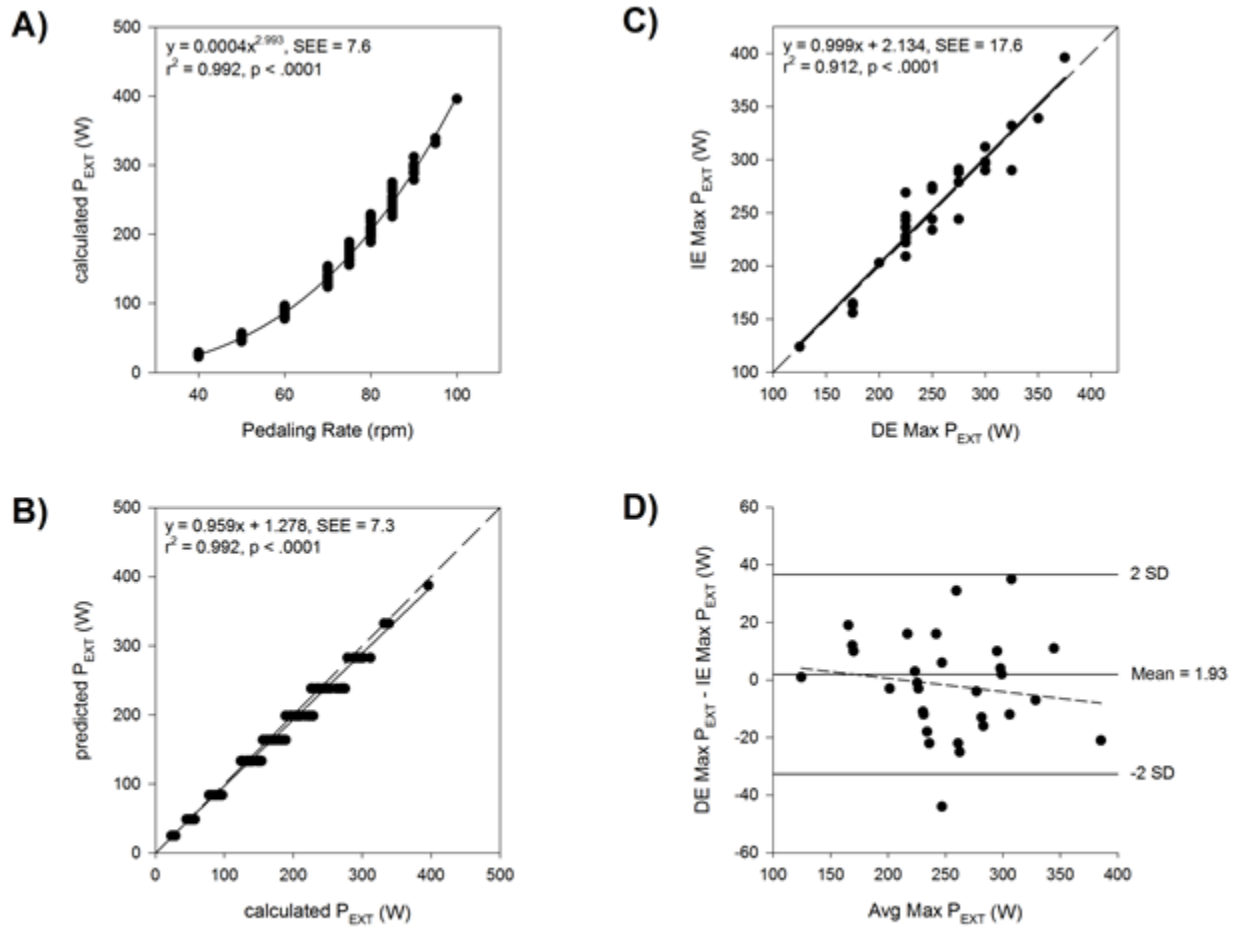


Fig. 3

Cardiovascular and hemodynamic responses on dryland vs. immersed cycling.

Mauricio Garzon (M.Sc.)^{a,b,d}, Martin Juneau (M.D.)^{a,b,c}, Olivier Dupuy (Ph.D.)^{a,f}, Anil Nigam (M.D.)^{a,b,c}, Laurent Bosquet (Ph.D.)^f, Alain Comtois (Ph.D.)^e, Mathieu Gayda (Ph.D.)^{a,b,c}

^a Cardiovascular Prevention and Rehabilitation Centre (EPIC), Montreal Heart Institute, Montreal, Quebec, Canada.

^b Research Center, Montreal Heart Institute and University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada

^c Department of Medicine, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada

^d Department of kinesiology, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada.

^e Departement of kinanthropology, University of Quebec in Montreal, Montreal, Quebec. Canada.

^f Faculty of Sport Sciences, Laboratory MOVE, University of Poitiers, France

Abstract

Objectives: To investigate the effect of water immersion on oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) and central hemodynamic responses during incremental maximal exercise at the same external power output (P_{ext}) and recovery on an immersible ergocycle (IE) vs a dryland ergocycle (DE). *Design:* Cross-over design study. *Methods:* Twenty healthy participants (32 ± 7 years; 173 ± 6 cm; 71.7 ± 9.7 kg) performed maximal incremental exercise tests while pedalling either immersed on IE (Hydrorider®) or on DE (Ergoline 800S; Bitz, Germany). Initial P_{ext} of DE protocol was set at 25 watts and increased by 25 watts every minute until exhaustion. P_{ext} on IE was controlled by pedalling rate (rpm). Initial rpm was set at 40 rpm and was increased by 10 rpm until 70 rpm and thereafter by 5 rpm until exhaustion. Gas exchange and central hemodynamic parameters were measured continuously during exercise and a 5-min recovery period. Reported $\dot{V}O_2$, stroke volume (SV), cardiac output (\dot{Q}) and arteriovenous difference ($C(a-v)O_2$) were compared. *Results:* During exercise on IE, $\dot{V}O_2$ and $C(a-v)O_2$ were lower ($p < 0.0001$) whereas SV and \dot{Q} were higher ($p < 0.05$) relative to a DE exercise of equivalent P_{ext} . *Conclusions:* During exercise and recovery in immersion, $\dot{V}O_2$ and arteriovenous difference were reduced in healthy young participants, while stroke volume and cardiac output were increased for the same P_{ext} . During the recovery, central hemodynamics responses remained higher in IE.

Keywords: oxygen uptake, central hemodynamic, external power output, pedalling rate, immersed ergocycle.

Introduction

Exercise training on an immersible ergocycle (IE) is becoming more popular as it appears to be suitable for different groups of individuals: athletes, sedentary participants, overweight and obese subjects and even the elderly. However, water immersion can affect hemodynamic and oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) responses during deep water running or during exercise on IE^{1,2}. During exercise on IE, the external hydrostatic pressure increases venous return and central blood volume, which raises the stroke volume, cardiac preload and cardiac output with concomitant reduction in heart rate and peripheral vascular resistance³⁻⁴. In addition, the density of water is greater than the density of air and increases the drag during locomotion⁵ and pedalling². Previous studies showed that immersion reduces $\dot{V}O_2$ max during deep water running or treadmill^{1,6} and during immersed cycling for submaximal and maximal intensities^{7,8}. However, while comparing central hemodynamic responses at the same level of $\dot{V}O_2$ or at an apparent same submaximal external power output (P_{ext}), these studies did not take into account the water external force exerted on the legs as a function of pedalling rate. The P_{ext} during exercise on IE is dependent on drag forces on pedals, paddles, rods and legs and their tangential velocity from pedalling rate (rpm)⁹⁻¹¹. We recently calculated that pedalling in water requires an approximately 15 % higher P_{ext} when compared to the same pedalling rate on an equivalent ergocycle on dryland^{10,11}. According to our knowledge, $\dot{V}O_2$ and hemodynamic responses have never been compared at the same level of P_{ext} in water and on dryland, nor have they been compared during recovery under these two conditions. Hence, the first aim of this study was to compare $\dot{V}O_2$, central hemodynamic and arteriovenous difference responses during incremental maximal exercise on DE vs. IE at the same external power output (P_{ext}) in healthy young participants. The second aim was to study the central hemodynamic during recovery after IE vs. DE.

Methods

Twenty healthy young participants (32±7 years, 18 males and 2 females) (see Table S1 in supplementary material) were included. Body and fat mass were measured with bio-electrical impedance (Tanita, model BC418, Japan). Inclusion criterion was age over 18 years. Exclusion criteria were: 1) inability to perform

a maximal cardiopulmonary exercise test and 2) any documented cardiovascular, pulmonary, musculo-skeletal or metabolic diseases. All participants performed a maximal continuous graded exercise test in a laboratory room of constant air temperature (21°C) and in a thermoneutral swimming pool (30°C)^{1, 12}. All subjects provided written informed consent. The study was approved by the Research Ethics Committee of the Montreal Heart Institute.

Participants performed a maximal incremental exercise test in random order on IE (immersion to the chest level) and DE with similar external power output (P_{ext}) while measuring gas exchange (Cosmed K4b², Cosmed, Rome, Italy) and central hemodynamic responses (PhysioFlow[®], Enduro model, Manatec, France). Initial P_{ext} of DE protocol was set at 25 watts and increased by 25 watts every minute until exhaustion. Pedalling rate was at a minimum cadence of 60 rpm. The P_{ext} on IE was controlled by pedalling rate as previously reported^{3, 10, 11}. Briefly, the external forces during exercise on an IE are caused primarily by the mechanical components of the pedalling system (paddles, pedals and rods)¹¹ and by leg movement drag (calf, foot and thigh) that is dependent on the surface area of the lower limbs and pedalling rate (rpm)^{10, 14}. The P_{ext} expressed in watts (W) was calculated by multiplying the total net force (F) overcoming the resistance of the system movement (pedalling system and legs) by the velocity (m/s) of pedal displacement^{2, 9, 10}. The following general fluid equation was used to determine the total net F⁹⁻¹¹

$$F = \frac{1}{2}\rho Av^2Cd$$

Where ρ is the density of water (at 30 °C = 995.7 kg/m³), A is the projected area (m²) in the direction of the movement for all segments involved (legs, paddles, rods and pedals), v is the velocity of the pedal (m/s) according to pedalling rate from 40 to 100 rpm, and Cd is the drag coefficient of every element shape (lower limbs, paddles, rods and pedals). Initial pedalling rate was set at 40 rpm (corresponding to an external power of 25 watts) and was increased by 10 rpm until 70 rpm and thereafter by 5 rpm until exhaustion^{10, 11, 15}. Physiological responses to exercise on DE and IE up to chest immersion were then compared for each participant at the same P_{ext} . Gas exchange was measured continuously at rest, during exercise, and after exercise cessation. Calibration of the Cosmed flow module was accomplished by introducing a calibrated volume of air at several flow rates with a 3-liter pump¹³. Gas analyzers were calibrated before each test using a standard certified commercial gas preparation (O₂: 16%; CO₂: 5%)

according to manufacturer's specifications and previous published methodology^{1,13}. Data were measured every four respiratory cycles during testing and then were averaged every 15 sec for minute ventilation (\dot{V}_E , in L.min⁻¹ BTPS), oxygen uptake ($\dot{V}O_2$, in L.min⁻¹, STPD), carbon dioxide production ($\dot{V}CO_2$, in L.min⁻¹ STPD)¹. Maximal exercise tests on IE and DE lasted until the attainment of one of the two primary maximal criteria: (1) a plateau of $\dot{V}O_2$ despite an increase in cadence, (2) R.E.R > 1.1, or one of the two secondary maximal criteria: (1) measured maximal heart rate attaining 95% of age-predicted maximal heart rate, (2) inability to maintain the required workload, (3) subject exhaustion with cessation caused by general fatigue that required exercise cessation. The highest $\dot{V}O_2$ value reached during the exercise phase of each test was considered as the $\dot{V}O_2$ peak¹. Each of the two tests were separated by one week.

Central hemodynamics were measured continuously at rest, during exercise and after exercise cessation using impedance cardiography. Data were averaged every 15 consecutive heartbeats¹³ for cardiac output (in L.min⁻¹), stroke volume (in mL), heart rate (in beats.min⁻¹), ejection fraction (in %), end-diastolic and systolic volume (in mL), contractility index (in arbitrary units) and systemic vascular resistance (in dynes.s⁻¹.cm⁻⁵). The use of this non-invasive technique during dry and immersed exercise in adults has been previously published^{3,13,16}. Ejection fraction was calculated according to the Capan formula: EF (%) = 0.84 – (0.64 × Pre-ejection Time)/ventricular ejection time¹⁷. Contractility index (CTI) was calculated according to the following formula CTI (arbitrary unit) = dZ/dT_{max}¹⁷. Arterio venous difference (C(a-v)O₂) was calculated according to the Fick principle: C(a-v)O₂ = $\dot{V}O_2 / \dot{Q}$ ¹³. Blood pressure measurement was done manually on the upper arm, with a sphygmomanometer (WelchAllyn, USA) at the elbow crease over the brachial artery, according to recommended guidelines¹⁸.

Statistical analysis

Results are presented as mean ± standard deviation except where otherwise indicated. Normal Gaussian distribution of the data was verified by the Shapiro–Wilk test. A two-way ANOVA (condition x time) with repeated measures was performed to test the null hypothesis that physiological response during a

maximal graded exercise test was similar when performed on dry land or in water. Multiple comparisons were made with the Bonferroni post hoc test. Statistical significance was set at the $P < 0.05$ level for all analyses.

Results

Comparison of \dot{V}_{O_2} and hemodynamic responses measured during exercise on IE and DE are presented in Table 1. The P_{ext} max achieved was 267 ± 12 W. Both \dot{V}_{O_2} and $C(a-v)O_2$ were significantly lower during exercise on IE ($P < 0.001$, $g = -0.25$ and -0.87 respectively). By contrast, stroke volume (SV) and cardiac output (\dot{Q}) were significantly higher during exercise on IE ($P < 0.05$, $g = 0.59$ and 0.20 respectively). There was no effect of water immersion on other parameters. There was no interaction ($P > 0.05$) for any variable except for $C(a-v)O_2$ ($P < 0.001$).

Comparison of \dot{V}_{O_2} and hemodynamic responses measured after exercise cessation on IE and DE are presented in Table 2. As presented in Figure 1, we found an interaction effect for \dot{V}_{O_2} , EF, ESV and contractility index ($P < 0.05$). During recovery, \dot{V}_{O_2} and $C(a-v)O_2$ were significantly reduced in water ($P < 0.001$, $g = -0.41$ and -0.67), whereas SV, EF and contractility index were higher ($P < 0.05$, $g = 0.64$, 0.71 and 0.19 respectively).

Discussion

The principal new findings of this study are that: 1) Compared to dryland ergocycle exercise (DE), \dot{V}_{O_2} and arteriovenous difference were significantly reduced during exercise on IE at the same P_{ext} whereas cardiac output and stroke volume were increased on IE in healthy young participants. 2) During recovery, \dot{V}_{O_2} and $C(a-v)O_2$ remained reduced during immersion whereas stroke volume, ejection fraction and cardiac contractility remained higher. This study is the first to compare \dot{V}_{O_2} , central hemodynamics and $C(a-v)O_2$ at the same P_{ext} intensity levels during immersed and dry conditions. Moreover, we report for the first time in man, post-exercise central hemodynamic responses after immersed cycling exercise.

Our findings regarding the lower $\dot{V}O_2$ and $C(a-v)O_2$ and higher cardiac output and stroke volume at submaximal and maximal levels (SV only) during IE vs. DE are in agreement with one previous study performed on IE³ and another during swimming vs. running¹⁹. Furthermore, with respect to $\dot{V}O_2$ peak, our results agree with one study²⁰ but disagree with two others^{12,21} suggesting no difference in $\dot{V}O_2$ peak during IE and DE. This discrepancy in results may potentially be explained by small sample size in previous studies, the fact that calculation of the P_{ext} in water did not take into account the water drag force on the legs or pedalling system or the exercise protocol used^{12,21}.

The lower $C(a-v)O_2$ during exercise explains in great part the reduced $\dot{V}O_2$ at sub and maximal levels we observed during IE. In humans, thermoneutral immersion at rest was shown to increase skeletal muscle blood flow in the legs²², suggesting a hyperperfusion state of leg skeletal muscle at the start of exercise (rest). Therefore, we speculate that immersion may cause hyperperfusion also during exercise, increasing muscle blood flow and reducing red cell transit time, thereby decreasing muscle oxygen diffusion. Regarding cardiac output and stroke volume, our results agree with previous studies demonstrating higher values during exercise at submaximal^{3, 7, 12} and maximal levels during IE¹². Previous studies^{3, 12} have compared hemodynamic responses during exercise on IE at the same level of $\dot{V}O_2$, however results could be biased given that $\dot{V}O_2$ is affected by immersion and that the P_{ext} was not equivalent^{10, 11}. Only the studies of Brechat et al.^{7, 8} attempted to compare the cardiovascular responses at an equivalent P_{ext} (120 W) during IE and DE, and found a higher $\dot{V}O_2$, cardiac index and stroke index during IE. However, in those two studies, the P_{ext} was measured by an immersible power torque and the drag water resistance on the legs (foot, calf, and thigh) was not taken into account and has been shown to confer an additional external power expenditure of approximately 15 %^{10, 11}.

As demonstrated in previous studies^{3, 12, 23} the higher cardiac output during immersion depends mainly on the augmentation of stroke volume. The determinants of cardiac output are heart rate, preload, afterload and contractility^{12, 23, 24}. Previous studies during exercise (at the same $\dot{V}O_2$ level)^{12, 23} demonstrated an increase of diastolic and systolic diameters as well as end diastolic and systolic volume during immersion¹² suggesting an increased cardiac preload (via the Frank Starling mechanism). In our study, immersion tended to increase ejection fraction ($p=0.08$); we may speculate that the increase in

stroke volume might be due to a combination of a reduced afterload and/or increased contractility given that end-diastolic volume (preload) was not increased (table 1).

Blood pressure and systemic vascular resistance were not different between the two conditions. Previous studies have demonstrated either no difference^{4, 12} or a reduction of these parameters during IE²⁵. The reduction of resting systemic vascular resistance during immersion appears to be due to stimulation of the cardiopulmonary baroreceptors by the central shift of blood volume and with a concomitant reduction of sympathetic activity.^{3, 25}

During the recovery, $\dot{V}O_2$ and $C(a-v)O_2$ remained lower during immersion while stroke volume and ejection fraction were higher. We believe that this is due to persistent hyperperfusion of lower limb skeletal muscles during recovery with continued increased muscle blood flow and reduced red cell transit time, thereby decreasing muscle oxygen diffusion. Furthermore, the increased stroke volume during recovery in immersion could be mediated by increased left ventricular contractility (increased contractility index) compared to exercise on dry land condition given the absence of any differences in end systolic or diastolic volumes (table 2). Heart contractility is known to be increased by two mechanisms that include: 1) beta-adrenergic stimulation, 2) myocardial fiber length/sensitization of the contractile protein to cytosolic calcium concentration²⁴. Because immersion reduces sympathoadrenergic activity^{4, 25} after exercise, our increased contractility index may be explained by an increased sensitivity of cardiac contractile proteins to calcium²⁴.

Conclusions

During exercise and recovery in immersion, $\dot{V}O_2$ and $C(a-v)O_2$ were reduced in healthy young participants. We may believe that the reduced muscle O_2 extraction during immersion could occur due to increased blood flow and hyperperfusion of lower limb skeletal muscle, reducing red cell transit time and thereby decreasing muscle oxygen diffusion.

In parallel, during immersed cycling exercise, stroke volume and cardiac output were improved for the same P_{ext} . This may be due to a combination of decreased afterload and/or increased contractility. During recovery, immersion increased stroke volume, ejection fraction and contractility presumably via an increased sensitivity of cardiac contractile proteins to calcium. Further studies are needed to understand

by which mechanisms $\dot{V}O_2$ is decreased during water exercise on IE at the same external power output (P_{ext}) relative to exercise on DE.

Practical implications

- Immersion favours higher cardiac responses during incremental exercise and its recovery.
- Exercise in immersion may represent a more important stress to the cardiac system and could be beneficial for cardiac adaptations during exercise training program.
- Exercise training in immersion could also be interesting during athlete's rehabilitation program to maintain and/or improve cardiac function more rapidly.

Acknowledgements

Funding was provided by the ÉPIC Foundation and the Montreal Heart Institute Foundation. All the authors (Mauricio Garzon, Martin Juneau, Olivier Dupuy, Anil Nigam, Laurent Bosquet, Alain Comtois, Mathieu Gayda) report no conflict of interest.

References

1. Gayda M, Juneau M, Guiraud T, et al. Optimization and reliability of a deep water running test in healthy adults older than 45 years. *Am J Phys Med Rehabil* 2010;89:722-730.
2. Alberton CL, Cadore EL, Pinto SS, et al. Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *Eur J Appl Physiol* 2011;111:1157-1166.
3. Park KS, Choi JK and Park YS. Cardiovascular regulation during water immersion. *Appl Human Sci* 1999;18:233-241.
4. Miyamoto T, Oshima Y, Ikuta K, et al. The heart rate increase at the onset of high-work intensity exercise is accelerated by central blood volume loading. *Eur J Appl Physiol* 2006;96:86-96.
5. Pendergast DR and Lundgren CE. The underwater environment: cardiopulmonary, thermal, and energetic demands. *J Appl Physiol* 2009;106:276-283.
6. Phillips VK, Legge M and Jones LM. Maximal physiological responses between aquatic and land exercise in overweight women. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40:959-964.
7. Bréchat PH, Wolf JP, Simon-Rigaud ML, et al. Hemodynamic requirements and thoracic fluid balance during and after 30 minutes immersed exercise: Caution in immersion rehabilitation programmes *Science & Sports* 2012:17-28.
8. Brechat PH, Wolf JP, Simon-Rigaud ML, et al. Influence of immersion on respiratory requirements during 30-min cycling exercise. *Eur Respir J* 1999;13:860-866.
9. Poyhonen T, Keskinen KL, Hautala A, et al. Determination of hydrodynamic drag forces and drag coefficients on human leg/foot model during knee exercise. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000;15:256-260.
10. Garzon M, Gayda M, Garzon L, et al. Biomechanical analysis to determine the external power output on an immersible ergocycle *Eur J Sport Sci* 2014; doi:10.1080/17461391.2014.932015..
11. Leone M, Garzon M, Dionne A, et al. Power output validation during incremental exercise on an immersible ergocycle. *Gazz Med Ital - Arch Sci Med* 2013; 173(7-8): 383-392, 2014.
12. Christie JL, Sheldahl LM, Tristani FE, et al. Cardiovascular regulation during head-out water immersion exercise. *J Appl Physiol* 1990;69:657-664.
13. Gayda M, Normandin E, Meyer P, et al. Central hemodynamic responses during acute high-intensity interval exercise and moderate continuous exercise in patients with heart failure. *Appl Physiol Nutr Metab* 2012;37:1171-1178.

14. Shapiro Y, Avellini BA, Toner MM, et al. Modification of the Monark bicycle ergometer for underwater exercise. *J Appl Physiol* 1981;50:679-683.
15. Yazigi F, Pinto S, Colado J, et al. The cadence and water temperature effect on physiological responses during water cycling. *Eur J Sport Sci* 2013;13.
16. Daussin FN, Zoll J, Ponsot E, et al. Training at high exercise intensity promotes qualitative adaptations of mitochondrial function in human skeletal muscle. *J Appl Physiol* 2008;104:1436-1441.
17. Charloux A, Lonsdorfer-Wolf E, Richard R, et al. A new impedance cardiograph device for the non-invasive evaluation of cardiac output at rest and during exercise: comparison with the "direct" Fick method. *Eur J Appl Physiol* 2000;82:313-320.
18. Pickering TG, Hall JE, Appel LJ, et al. Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: part 1: blood pressure measurement in humans: a statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research. *Circulation* 2005;111:697-716.
19. Holmer I, Stein EM, Saltin B, et al. Hemodynamic and respiratory responses compared in swimming and running. *J Appl Physiol* 1974;37:49-54.
20. McArdle WD, Magel JR, Lesmes GR, et al. Metabolic and cardiovascular adjustment to work in air and water at 18, 25, and 33 degrees C. *J Appl Physiol* 1976;40:85-90.
21. Sheldahl LM, Wann LS, Clifford PS, et al. Effect of central hypervolemia on cardiac performance during exercise. *J Appl Physiol* 1984;57:1662-1667.
22. Balldin UI, Lundgren CE, Lundvall J, et al. Changes in the elimination of 133 xenon from the anterior tibial muscle in man induced by immersion in water and by shifts in body position. *Aerosp Med* 1971;42:489-493.
23. Sheldahl LM, Tristani FE, Clifford PS, et al. Effect of head-out water immersion on cardiorespiratory response to dynamic exercise. *J Am Coll Cardiol* 1987;10:1254-1258.
24. Opie LH and Perloth MG. Ventricular function *Heart Physiology: From Cell to Circulation*. 4 th ed. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins; 2004: 355-401.
25. Connelly TP, Sheldahl LM, Tristani FE, et al. Effect of increased central blood volume with water immersion on plasma catecholamines during exercise. *J Appl Physiol* 1990;69:651-656.

Table S1: Baseline characteristics of the subjects (n=20)

Parameters	Mean \pm SD
Age (yr)	32 \pm 7
Body mass (kg)	71.7 \pm 9.7
Height (cm)	173 \pm 6
Fat mass (%)	15.4 \pm 6.4
Lean body mass (kg)	60.1 \pm 8.2
BMI (kg/m²)	23.9 \pm 3.0

BMI: body mass index, SD: standard deviation

Table 1: Comparison of oxygen uptake and hemodynamic parameters during exercise on immersed (IE) and dryland ergocycle (DE).

Parameters		Rest	25 W 40 rpm	50 W 50 rpm	75 W 60 rpm	125 W 70 rpm	200 W 80 rpm	W _{max} (267±12 W)	P value Condition effect
VO ₂ (ml.min ⁻¹)	IE	360 ± 97	512 ± 194 [‡]	817 ± 244 [‡]	1203±243 *	1630 ± 319 [‡]	2256 ± 272 [‡]	2636±577 [‡]	<0,0001
	DE	402 ± 131	782 ± 203	1033 ± 193	1298 ± 213	1858 ± 253	2601 ± 296	3370 ± 708	
HR(beat/min ⁻¹)	IE	69 ± 9	85 ± 10	93 ± 9	107 ± 11	127 ± 13	153 ± 12	166 ± 11	0.1784
	DE	75 ± 17	88 ± 10	97 ± 12	112 ± 13	131 ± 13	154 ± 14	175 ± 13	
SV (mL)	IE	84 ± 14*	92 ± 12*	97 ± 13*	105 ± 13 [‡]	109 ± 15 [‡]	108 ± 17*	109 ± 16*	0.0166
	DE	74 ± 11	84 ± 12	90 ± 13	91 ± 13	95 ± 12	97 ± 15	101 ± 17	
Q̇ (L/min ⁻¹)	IE	5.8 ± 1.1	7.8 ± 1.0	9.0 ± 1.1	11.2 ± 1.6 [†]	13.7 ± 1.6 [‡]	16.6 ± 2.5 [‡]	18.3 ± 3.2	0.0244
	DE	5.4 ± 1.3	7.5 ± 1.3	8.7 ± 1.3	9.7 ± 1.6	11.8 ± 1.2	14.8 ± 1.8	17.6 ± 2.9	
C(a-v)O ₂ (mL/100mL)	IE	6.36 ± 1.84 [‡]	6.77±3.10*	9.31±3.25*	10.96±3.02*	11.86±2.67 [‡]	13.87 ± 2.80 [‡]	14.62±2.72 [‡]	<0.0001
	DE	7.07±1.62	10.48±2.74	12.0 ± 2.49	13.62± 3.00	15.7 ± 2.31	17.64 ± 2.39	18.75 ± 2.75	
EF (%)	IE	69 ± 8	71 ± 9	73 ± 9	75 ± 9	75 ± 10	73 ± 12	71 ± 11	0.0861
	DE	62 ± 10	66 ± 11	68 ± 11	69 ± 11	69 ± 11	68 ± 9	68 ± 9	
EDV (mL)	IE	123 ± 24	132 ± 26	136 ± 26	142 ± 28	147 ± 31	154 ± 41	153 ± 43	0.8864
	DE	121 ± 26	138 ± 33	141 ± 29	140 ± 26	143 ± 27	147 ± 33	149 ± 26	
ESV (mL)	IE	39 ± 16	39 ± 19	37 ± 18	36 ± 19	38 ± 22	45 ± 32	45 ± 31	0.2916
	DE	47 ± 20	48 ± 23	47 ± 26	45 ± 22	46 ± 22	48 ± 21	48 ± 20	
Contractility Index (A.U)	IE	196±78	201±70	239±79	256±84	264±88	239±105	226±95	0.1360
	DE	136±54	187±96	206±106	217±101	221±90	205±64	204±75	
SBP (mmHg)	IE	113 ± 10	113 ± 9	117 ± 9	122 ± 8	129 ± 8	146 ± 14	152 ± 15	0.3179
	DE	111 ± 6	111 ± 6	115 ± 9	120 ± 12	133 ± 13	155 ± 14	166 ± 18	
DBP (mmHg)	IE	69 ± 6	70 ± 6	70 ± 5	70 ± 7	71 ± 8	72 ± 9	72 ± 8	0.1031
	DE	72 ± 6	72 ± 6	72 ± 6	70 ± 5	73 ± 6	76 ± 8	78 ± 8	
SVR(dyne.s ⁻¹ .cm ⁻⁵)	IE	1270 ± 482	924 ± 231	799 ± 180	670 ± 165	561 ± 116	516 ± 160	489 ± 140	0.602
	DE	1330 ± 331	911 ± 201	786 ± 124	727 ± 117	630 ± 77	555 ± 94	493 ± 67	

Values are mean ± SD. IE: Immersed ergocycle; DE: Dry land ergocycle. Pmax: maximal power output. VO₂: oxygen uptake;

HR: heart rate; Q̇: cardiac output, SV: stroke volume, C(a-v)O₂: arteriovenous difference; EF: ejection fraction; EDV: end diastolic volume; ESV: end systolic volume, A.U: arbitrary unit; SBP: Systolic blood pressure; DBP: diastolic blood pressure; SVR: Systemic vascular resistance. Condition effect (immersions vs. dryland) : *: p<0,05; †: p<0,01; ‡: p<0,001

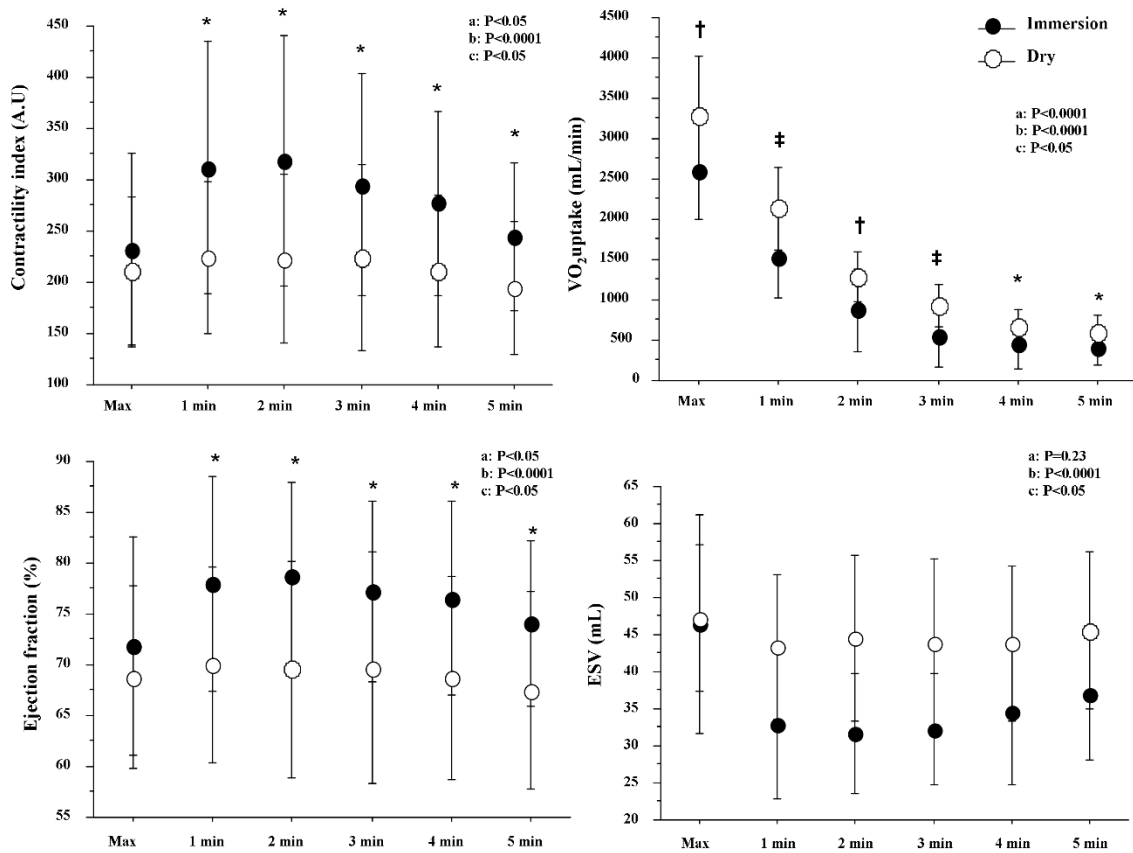
Table 2. Comparison of oxygen uptake and hemodynamic parameters during recovery on immersed (IE) and dryland ergocycle (DE).

Parameters		1min	2 min	3 min	4 min	5 min	P value Condition effect
VO₂ (ml/min⁻¹)	IE	1532 ± 514‡	874 ± 505 †	546 ± 375‡	448± 293 *	406± 214 *	<0.0001
	DE	2140 ± 509	1287 ± 306	932 ± 258	665 ± 204	585 ± 212	
SV (mL)	IE	106 ± 17*	110 ± 16†	104 ± 19	104 ± 19 *	99 ± 18 *	0.0248
	DE	95 ± 12	95 ± 11	95 ± 17	91 ± 11	89 ± 110	
Q̇ (L/min⁻¹)	IE	14.8 ± 3.0	13.3 ± 2.9	11.4 ± 3.0	10.7 ± 2.6	10.1 ± 2.4	0.2402
	DE	14.2 ± 2.1	12.2 ± 1.8	10.6 ± 1.8	9.6 ± 1.6	9.2 ± 1.6	
C(a-v)O₂ (mL/100mL)	IE	10.50±4.12†	6.33 ± 3.22†	4.77± 2.59§	4.19± 2.34†	3.99± 1.88†	<0.0001
	DE	14.83 ± 3.41	10.46± 2.89	8.89 ± 2.62	6.91 ± 2.23	6.38 ± 2.43	
EF (%)	IE	76 ± 10*	77 ± 9†	75 ± 8*	75 ± 9*	73 ± 8*	0.0460
	DE	69 ± 9	69 ± 10	69 ± 11	68 ± 9	67 ± 9	
EDV (mL)	IE	141 ± 28	144 ± 23	138 ± 26	140 ± 32	138 ± 30	0.7011
	DE	139 ± 23	140 ± 26	139 ± 27	135 ± 24	135 ± 24	
ESV (mL)	IE	34 ± 20	33 ± 16	34 ± 15	36 ± 19	38 ± 18	0.2388
	DE	44 ± 19	45 ± 22	44 ± 22	44 ± 20	45 ± 20	
SBP (mmHg)	IE	149 ± 13	143 ± 12	136 ± 14	130 ± 14	127 ± 14	0.1466
	DE	154 ± 21	145 ± 17	143 ± 18	134 ± 13	129 ± 13	
DBP (mmHg)	IE	67 ± 9	65 ± 9	63 ± 7	61 ± 8	64 ± 6	0.0527
	DE	70 ± 8	67 ± 8	68 ± 7	68 ± 7	66 ± 7	
Contractility index (A.U)	IE	297 ± 120*	304 ± 119*	282 ± 108*	265 ± 89*	238 ± 73*	0.0342
	DE	220 ± 73	220 ± 81	220 ± 89	208 ± 72	193 ± 63	
SVR (dyne.s⁻¹.cm⁻⁵)	IE	559 ± 198	602 ± 195	694 ± 279	710 ± 311	744 ± 291	0.7195
	DE	552 ± 95	611 ± 111	719 ± 167	762 ± 170	777 ± 172	

Values are mean ± SD. IE: Immersed ergocycle; DE: Dry land ergocycle. VO₂: oxygen uptake; HR: heart rate; Q̇: cardiac output, SV: stroke volume, C(a-v)O₂: arteriovenous difference; EF: ejection fraction; EDV: end diastolic volume; ESV: end systolic volume, A.U: arbitrary unit; SBP: Systolic blood pressure; DBP: diastolic blood pressure; SVR: Systemic vascular resistance. Condition effect (immersions vs. dryland): *: p<0,05; †: p<0,01; ‡: p<0,001; §: p<0,0001

Figure legends

Figure 1: Recovery kinetics for \dot{V}_{O_2} , ejection fraction, end-systolic volume (ESV), and contractility index in dryland and immersion. a: condition effect, b=time effect, c= interaction effects (condition \times time). Difference revealed by post-hoc analysis (*=P<0.05, †=P<0.01, ‡=P<0.001).



Immersible ergocycle prescription as a function of relative exercise intensity.

Mauricio Garzon ^{1,2,4}, Mathieu Gayda ^{1,2,3}, Anil Nigam^{1,2,3}, Alain-Steve Comtois ⁵, Martin Juneau

^{1,2,3}

¹ Cardiovascular Prevention and Rehabilitation Centre (ÉPIC), Montreal Heart Institute and University of Montreal, Quebec, Canada.

² Research Center, Montreal Heart Institute and University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada.

³ Department of Medicine, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada.

⁴ Department of Kinesiology, University of Montreal, Montreal, Canada.

⁵ Kinanthropology Department, University of Quebec in Montreal (UQAM), Montreal (QC), Canada.

Article Type: Original article

Running head: Exercise prescription on immersed cycle

ABSTRACT

The purpose of this study was to establish the relationship between various expressions of relative exercise intensity (% $\dot{V}O_{2\max}$, %HRmax, % $\dot{V}O_2$ reserve (% $\dot{V}O_2R$) and %HR reserve (%HRR)) in order to obtain the more appropriate method for exercise intensity prescription when using an immersible ergocycle (IE). Thirty healthy participants performed incremental exercise tests on IE and dryland ergocycle (DE) at equal external power output (P_{ext}). Exercise on IE began at 40 rpm and was increased by 10 rpm until exhaustion. Exercise on DE began with an initial load of 25 watts (W) and by 25 W.min⁻¹ until exhaustion. $\dot{V}O_2$ was measured with a portable gas analyser (Cosmed, K4b², Italy) during both incremental tests. On IE and DE, % $\dot{V}O_2R$, %HRmax and %HRR at equal P_{ext} did not differ ($p>0.05$). The %HRR vs. % $\dot{V}O_2R$ regression for both IE and DE did not differ of the identity line (% $\dot{V}O_2R$ IE = 0.988 %HRR + 0.009 $r^2=0.91$, SEE: 11%; % $\dot{V}O_2R$ DE = 0.944 %HRR + 0.013; $r^2=0.94$, SEE: 8%). Similar mean values for %HRmax, % $\dot{V}O_2R$ and %HRR at equal P_{ext} were observed on IE and DE. Predicted $\dot{V}O_2$ obtained according to rpm on IE is represented by: $\dot{V}O_2$ (l.min⁻¹) = 0.000542 rpm² - 0.026 rpm + 0.739 ($r = 0.91$, SEE = 0.319 L.min⁻¹). The %HRR - % $\dot{V}O_2R$ relationship appears to be the most accurate for exercise training prescription on IE. This study offers news tools to better prescribe, control and individualize exercise intensity on IE.

Keywords: oxygen uptake, heart rate, pedalling rate, immersed ergocycle, exercise prescription.

INTRODUCTION

Aerobic exercise training performed at an appropriate level of intensity has beneficial effects on global health in the general population and improves maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_2 \text{ max}$) and exercise performance (12). Prescription of exercise intensity using measured or estimated absolute values that may include either caloric expenditure ($\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$), absolute $\dot{V}O_2$ ($\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$) or metabolic equivalent (METs) may result in misclassification of exercise intensity (e.g., moderate, vigorous) because they do not consider individual factors such as body mass, sex, and fitness level (12). Individualized exercise training prescription is more appropriate using a relative measure of intensity and the following parameters can be used: $\dot{V}O_2 \text{ max}$, $\dot{V}O_2\text{R}$, maximal heart rate (HR_{max}), heart rate reserve (HRR), MET_{s_max} and their relative expressions, % $\dot{V}O_2\text{R}$, % $\dot{V}O_2\text{max}$, %HR_{max}, %HRR and %MET_{s_max} (10, 12) .

Previous studies have shown conflicting results regarding the best approach to express % $\dot{V}O_2$ (max or reserve) as a function of HR variables (max or reserve). Several studies have shown a better relationship between %HRR and % $\dot{V}O_2\text{R}$ in healthy adults using a treadmill and an ergocycle (28, 29), with athletes (20) and obese subjects (6). However, another study has demonstrated a better relationship between % $\dot{V}O_2\text{max}$ and %HRR (17). Recently, the ACSM has proposed a classification of relative and absolute exercise intensity for aerobic exercise where % $\dot{V}O_2\text{R}$ and %HRR remain interchangeably but the ACSM emphasizes that the relationship among actual energy expenditure, HRR, $\dot{V}O_2\text{R}$, %HR_{max} and % $\dot{V}O_2\text{max}$ can vary considerably depending on exercise test protocol, exercise intensity, resting HR, fitness level, age, body composition, exercise mode and other factors (12).

Lately, an increasing number of individuals are performing aerobic exercise training in an aquatic environment using various exercise modalities and devices. Water exercise allows participants to

undergo hard workouts at intensities similar to dryland physical activities with a lower impact on joints and under different physiological responses (3, 22). Previous studies have concluded that the most accurate way to estimate exercise intensity in water is to use HR measurements and/or rates of perceived exertion (RPE) (8, 25). Giacomini et al. (16) have studied the relationship between rpm and $\dot{V}O_2$ -HR responses on four different models of IE. They showed an important variability of % $\dot{V}O_2$ max and %HRmax for similar rpm levels in untrained individuals (at 70 rpm, % $\dot{V}O_2$ max varied from 45 to 90 %) that could be explained by the difference of IE pedalling systems used in their study. Thus, various IE models may be responsible for producing different external power outputs (P_{ext}) for a similar rpm. At the moment, the pedalling cadence (rpm) on various IE models is currently the only main parameter to increase or decrease exercise intensity (P_{ext}) (2, 13, 19).

Previous studies have shown that immersion can reduce $\dot{V}O_2$ and HR during deep water running, immersed treadmill or ergocycle at maximal (11, 14, 24) and submaximal intensities (3, 4). Consequently, the $\dot{V}O_2$ -HR relationship (in % of max or reserve) could be modified during exercise on IE and be different from that of DE. Therefore, exercise prescription using $\dot{V}O_2$ -HR relationship of DE could be less valid and accurate for IE exercise. The effects of immersion on the $\dot{V}O_2$ -HR relationship during IE has not been previously studied and compared with that of DE in healthy participants. Thus, the objectives of this work were: 1) To study the relationship between various expressions of relative exercise intensity (% $\dot{V}O_2$ max, %HRmax, % $\dot{V}O_2$ reserve (% $\dot{V}O_2R$) and %HR reserve (%HRR)) in order to obtain the more appropriate method for exercise intensity prescription when using an IE; and 2) To propose a prediction equation to estimate $\dot{V}O_2$ max based on IE pedalling rate (rpm) for individualized exercise training prescription in the same population.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

All participants performed a maximal incremental exercise tests in a random order on an IE (Hydrorider Aquabike professional, Hydrorider®, Bologna, Italy) and a DE (Ergoline 800S, Bitz, Germany) and at similar P_{ext} in a laboratory with air temperature maintained at 21°C and in a swimming pool at a thermoneutral exercise water temperature of 30°C (7, 15). During incremental exercise tests, cardiopulmonary responses were measured with a portable gas analyzer (Cosmed K4b2; Cosmed, Rome, Italy). Gas analyzers were calibrated before each test using a standard certified commercial gas preparation (O_2 : 16%; CO_2 : 5%) (15). Heart rate (HR) was measured continuously using a heart rate monitor (Polar, Kempele, Finland).

Subjects

Thirty healthy young participants (age: 33 ± 10 years) were recruited at the Cardiovascular Prevention and Rehabilitation Centre of the Montreal Heart Institute. This study was approved by the Research Ethics Committee of the Montreal Heart Institute and all the subjects gave their written informed consent to participate in the study. Their baseline characteristics are presented in Table 1. Inclusion criteria were no health problems and 18 years and above. The exclusion criteria included: 1) any documented cardiovascular, pulmonary, musculo-skeletal or metabolic diseases; and 2) inability to perform a maximal cardiopulmonary exercise test.

Procedures

During data collection on both IE and DE, cardiopulmonary parameters were measured during: a 3 min-rest period; the exercise period; and a 5-min post exercise recovery period. Data were averaged every 15 sec for minute ventilation (\dot{V}_E , in $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ BTPS), oxygen uptake ($\dot{V}\text{O}_2$, in $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$, STPD), and carbon dioxide production ($\dot{V}\text{CO}_2$, in $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ STPD). Maximal exercise tests on IE and

DE lasted until the attainment of one of the two primary maximal criteria: (1) a plateau of $\dot{V}O_2$ (<150 mL) despite an increase in P_{ext} (rpm or W on IE and DE, respectively); and (2) R.E.R > 1.1, or one of the three secondary maximal criteria: (1) measured maximal heart rate attaining 95% of age-predicted maximal heart rate; (2) inability to maintain the required workload; and (3) subject exhaustion with cessation caused by fatigue or subjects and/or other clinical symptoms (dyspnea) and/or ECG abnormalities that required exercise cessation (14, 15) .

Following the 3-min rest period, the initial exercise load for incremental test on DE was 25 watts (W) and was increased by 25 W/min until exhaustion. The pedalling rate (rpm) was at a minimum cadence of 60 rpm. On the IE, the subjects were immersed up to the xiphoid process level and the exercise protocol began at a pedalling rate of 40 rpm and was increased each minute by 10 rpm until 70 rpm. Afterwards, the rpm was increased by 5 rpm until the subject was unable to follow the pace or until exhaustion (13, 14). Pedalling rate (rpm) was controlled with the use of both a metronome (Qwick Time Quartz, China) and a pedalling rpm meter (cateye Echowell F2, Taiwan) to help the participant to maintain correct rpm. Following the exercise test, participants recovered for 5 minutes while seated on the IE or DE. The posture of each subject on both cycle ergometers was adjusted for the correct height of the saddle by sitting the participant on the bicycle, according to previous studies (13, 19).

The highest $\dot{V}O_2$ and HR values reached during the exercise phase of each test were considered as the $\dot{V}O_2$ max and HRmax. The following values of HRR and $\dot{V}O_2R$ were calculated by subtracting, respectively, the value of the last min of the rest period from the maximal values (1). Each test on IE and DE was separated from each other by 1 week. For each subject, HR and $\dot{V}O_2$ values recorded at rest, during the last 15 seconds of each 1 min stage were averaged and expressed as percentages of their respective reserve (% $\dot{V}O_2R$ and %HRR) or maximum values (% $\dot{V}O_2$ max, %HRmax, data not shown).

$$\%HR_{\max} = (HR \text{ of each stage} / HR_{\max}) \times 100 \text{ (data not shown)} \quad (\text{Eq. 1})$$

$$\%HRR = (HR \text{ of each stage} - HR_{\text{rest}}) / (HR_{\max} - HR_{\text{rest}}) \times 100 \quad (\text{Eq. 2})$$

$$\%\dot{V}O_{2\max} = (\dot{V}O_2 \text{ of each stage} / \dot{V}O_{2\max}) \times 100 \text{ (data not shown)} \quad (\text{Eq. 3})$$

$$\%\dot{V}O_{2R} = (\dot{V}O_2 \text{ of each stage} - \dot{V}O_{2\text{rest}}) / (\dot{V}O_{2\max} - \dot{V}O_{2\text{rest}}) \times 100 \quad (\text{Eq. 4})$$

On the IE, the P_{ext} was produced by the pedalling rate that has been detailed elsewhere (13, 14, 19, 30). Briefly, the external forces during exercise on an IE are mainly caused by the mechanical components of the pedalling system (paddles, pedals and rods) and by leg movement drag (calf, foot and thigh) that is dependent on the surface area of the lower limbs and the pedaling rate (rpm). The P_{ext} expressed in watts (W) was calculated by multiplying the total net force (F) overcoming the resistance of the system movement (pedaling system and legs) by the tangential velocity (m/s) of the pedal. Thus, the following general fluid equation was used to determine mathematically F:

$$F = \frac{1}{2} \rho A v^2 C_d \quad (\text{Eq. 5})$$

Where ρ is the density of water (at 30 °C = 995.7 kg/m³), A is the projected frontal area (m²) in the direction of the movement for all segments involved (lower limbs, paddles, rods and pedals), v is the velocity (m/s) ranging from 40 to 120 rpm and C_d is the drag coefficient of shape for every element of the pedalling system and of the lower limbs (13, 14).

Statistical analysis

Results are presented as mean \pm deviation standard (\pm SD). An ANOVA with repeated measures (condition \times intensity) was performed to compare: 1) $\%\dot{V}O_{2R}$ and $\%HRR$ during exercise on IE and DE for the same P_{ext} and 2) the $\dot{V}O_2$ and HR responses during maximal incremental exercise test on DE or IE. Relationships between variables ($\%HRR$ and $\%\dot{V}O_{2R}$) obtained on IE and DE were performed using linear regression analysis. The level of equivalency was evaluated with

analysis of the mean slopes and intercepts (i.e., slope = 1; intercept = 0) that was determined from linear regression equations. Statistical analysis was performed with Sigma Plot version 11, StatView version 5.0 and SPSS version 15. The Bland and Alman analysis was performed with Excel.

RESULTS

Baseline characteristics of the subjects (5 females and 25 males) and $\dot{V}O_2$ max values measured on both IE and DE are presented in table 1. Figure 1 illustrates the absolute and relative values of $\dot{V}O_2$ obtained on IE in relationship to DE. As seen in Fig 1A, the absolute $\dot{V}O_2$ (L.min⁻¹) obtained on IE was systematically lower and significantly correlated ($r^2 = 0.81$, $p < 0.0001$) to the $\dot{V}O_2$ (L.min⁻¹) on DE. The regression equation to predict $\dot{V}O_2$ (L.min⁻¹) on an IE from $\dot{V}O_2$ (L.min⁻¹) obtained on DE is: $\dot{V}O_2$ IE (L.min⁻¹) = 0.69 $\dot{V}O_2$ DE (L.min⁻¹) + 130.09. Fig 1B shows a significant correlation ($r^2 = 0.89$, $p < 0.0001$) of relative $\dot{V}O_2R$ (%) on IE as a function of relative $\dot{V}O_2R$ (%) on DE.

The regression equation is 1.01 $\dot{V}O_2R$ (%) DE + 0.02 and indicates that the slope is equal to one and that the intercept goes through zero, demonstrating that both forms of expression are equal. Table 2 presents %HRR and % $\dot{V}O_2R$ on IE and DE for the same P_{ext} . As well, Table 2 proposes a classification of RPE exercise intensity for both IE and DE. The average values of %HRR and % $\dot{V}O_2R$ were not significantly different for the same P_{ext} ($p = 0.81$ and 0.29, respectively) during exercise on IE and DE. Figure 2 shows the relationships between %HRR and % $\dot{V}O_2R$ obtained for both IE and DE. As shown in Fig 2A and 2B, % $\dot{V}O_2R$ was significantly correlated to %HRR for both IE and DE ($r^2 = 0.91$, $p < 0.0001$ and $r^2 = 0.94$, $p < 0.0001$, respectively) and the regression equations indicated that the two expressions of exercise intensity (% $\dot{V}O_2R$ and %HRR) were equal (% $\dot{V}O_2R$ IE = 0.99%HRR + 0.01, SEE 11% and % $\dot{V}O_2R$ DE = 0.94%HRR + 0.01, SEE 8% respectively). Fig 2C shows the significant relationship ($r^2 = 0.94$, $p < 0.0001$) between %HRR IE

and %HRR DE. The regression between both variables is $\%HRR\ IE = 0.97\%HRR\ DE + 0.02$.

The equation slope and intercept is near equal to one, respectively. Fig 2D is a Bland and Altman plot illustrating the level of agreement (mean = -0.02) between the %HRR IE and %HRR DE difference. The regression line (medium hash) has a slope near equal to zero (-0.08) indicating that the error in measure, which is nil, is constant throughout the range of 0 to 100%. Predicted $\dot{V}O_2$ (L.min⁻¹) obtained according to rpm on IE is represented by the equation:

$$\dot{V}O_2\ (L.min^{-1}) = 0.000542\ rpm^2 - 0.026\ rpm + 0.739\ (r = 0.91, SEE = 0.319\ L.min^{-1}).\ (Eq.6)$$

DISCUSSION

The original findings of this study were that: 1) Relative intensity was found to be similar for % $\dot{V}O_2R$, %HRmax (data not shown) and %HRR at a similar P_{ext} on IE and DE; 2) When using % $\dot{V}O_2max$ (data not shown), relative intensity was higher on IE vs. DE at submaximal intensities; and 3) On IE and DE, the %HRR vs. % $\dot{V}O_2R$ relationship was the closest to the identity line and the most accurate for exercise prescription in immersion. We have used the method reported in previous studies using the same IE model to calculate the P_{ext} (13, 14, 19). Linear regressions obtained on IE and DE (as shown in Figure 2A and 2B) can be considered the most accurate for exercise training prescription on both conditions (DE and IE). To the best of our knowledge, this is the first study to compare the HR- $\dot{V}O_2$ relationship (in % of reserve values) during incremental exercise on IE vs. DE at the same external power output (P_{ext}) in healthy subjects.

In the current study, the predicted values to %HRR and % $\dot{V}O_2R$ at all levels of relative intensity, agreed with the most recent exercise intensity scale of the ACSM (12). In addition, the relationship between % $\dot{V}O_2R$ and %HRR (Fig. 2) is in agreement with the ACSM recommendations for healthy young participants despite the controversy raised by other investigators that have reported higher values at 85% $\dot{V}O_2max$ or $\dot{V}O_2R$ (i.e., 92-93 % HRmax) (6, 20, 27). Other authors, however, that criticize the “traditional” concept to prescribe exercise intensity by means of a target % of HRmax,

HRR, $\dot{V}O_{2\max}$, or $\dot{V}O_{2R}$, have suggested that it might be more appropriate to consider the metabolic demand of exercise applying a threshold concept and to tailor exercise training within defined regions (18, 26). Nonetheless, our study, appears to offer a method for interchanging exercise prescription intensity for two different exercise devices (IE and DE) that is more accurate than the traditional %HR-% $\dot{V}O_{2\max}$ relationship. The precision of prescription takes into account the hemodynamic and cardiopulmonary responses that are affected during immersion exercise due to the external hydrostatic pressure that increases the central blood volume and thereby raises the stroke volume, cardiac preload, cardiac output and venous return with a reduction of heart rate and peripheral vascular resistance (4, 9, 21). Thus, the absolute cardiopulmonary responses ($\dot{V}O_2$ and HR) during exercise on IE are different to that of DE is in agreement with previous studies that have evaluated these responses during upright immersion exercise (2, 4, 14, 23) and the rationale for using %HRR for IE exercise prescription appears more appropriate. Therefore, it suggests that it is important to establish the value of $\dot{V}O_{2\max}$ and HR_{max} directly in water to properly prescribe the intensity on IE. We have previously reported that the relationship between P_{ext} (W) and rpm during incremental exercise on the IE is non-linear and could explain why % $\dot{V}O_2$ max for intensities > 60 rpm is increasing exponentially as a function of rpm (5, 13, 19). This could have practical implications since small increases in rpm generate a more rapid increase of physiological responses. We have included a very very light category (Table 2) that corresponds to the lowest intensity on IE (≤ 40 rpm) and relates to the intensity recommended for warm-up. There are some limitations in our study. This work is based on a sample of young healthy subjects, thus, our results apply only to a similar population and cannot be generalized to other groups, such as older subjects, subjects with cardiovascular risk factors or established cardiac disease. Futures studies in those populations would be necessary to see if similar results would be obtained.

PRACTICAL APPLICATIONS

This study offers a new tool to better prescribe, control and individualize exercise intensity on IE. The %HRR - % $\dot{V}O_2R$ relationship appears to be the most accurate for exercise training prescription on immersible ergocycle (IE). $\dot{V}O_2$ (L.min⁻¹) on IE can be obtained and predicted from the $\dot{V}O_2$ measured on a dryland ergocycle (DE). Similarly, $\dot{V}O_2$ (L.min⁻¹) obtained on IE can be predicted from IE pedalling cadencies (rpm). Absolute cardiopulmonary responses ($\dot{V}O_2$ and HR) during exercise on IE are different to that of DE but relative intensity was found similar at a similar P_{ext} on both immersible and dryland ergocycle. The classification of exercise intensity from rpm on IE for relative intensity (%HRR and % $\dot{V}O_2R$) is in agreement with the 2011 ACSM exercise intensity scale (12).

REFERENCES

1. ACSM's. American College of Sports Medicine Position Stand. The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(6):975-91.
2. Alberton CL, Cadore EL, Pinto SS, Tartaruga MP, da Silva EM, Kruel LF. Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(6):1157-66.
3. Alberton CL, Kanitz AC, Pinto SS et al. Determining the anaerobic threshold in water aerobic exercises: a comparison between the heart rate deflection point and the ventilatory method. *J Sports Med Phys Fitness.* 2013;53(4):358-67.
4. Bréchat PH, Wolf JP, Simon-Rigaud ML, Bréchat N, Kantelip JP, Regnard J. Hemodynamic requirements and thoracic fluid balance during and after 30 minutes immersed exercise: Caution in immersion rehabilitation programmes. *Science & Sports.* 2012;(28):17-28.
5. Bressel E, Smith G, Miller A, Dolny D. Aquatic Treadmill Walking: Quantifying Drag Force and Energy Expenditure. *J Sport Rehabil.* 2012.
6. Byrne NM, Hills A. Relationships between HR and ($\dot{V}O_2$) in the obese. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(9):1419-27.
7. Christie JL, Sheldahl LM, Tristani FE et al. Cardiovascular regulation during head-out water immersion exercise. *J Appl Physiol.* 1990;69(2):657-64.
8. Colado JC, Tella V, Triplett NT. A method for monitoring intensity during aquatic resistance exercises. *J Strength Cond Res.* 2008;22(6):2045-9.
9. Connelly TP, Sheldahl LM, Tristani FE et al. Effect of increased central blood volume with water immersion on plasma catecholamines during exercise. *J Appl Physiol.* 1990;69(2):651-6.
10. da Cunha FA, Farinatti Pde T, Midgley AW. Methodological and practical application issues in exercise prescription using the heart rate reserve and oxygen uptake reserve methods. *J Sci Med Sport.* 2011;14(1):46-57.
11. Frangolias DD, Rhodes EC. Maximal and ventilatory threshold responses to treadmill and water immersion running. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(7):1007-13.

12. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(7):1334-59.
13. Garzon M, Gayda M, Garzon L et al. Biomechanical analysis to determine the external power output on an immersible ergocycle *Eur J Sport Sci.* 2014; (4):1-8. doi:10.1080/17461391.2014.932015.
14. Garzon M, Juneau M, Dupuy O et al. Cardiovascular and hemodynamic responses on dryland vs. immersed cycling. *J Sci Med Sport.* 2014;in press.
15. Gayda M, Juneau M, Guiraud T, Lambert J, Nigam A. Optimization and reliability of a deep water running test in healthy adults older than 45 years. *Am J Phys Med Rehab.* 2010;89(9):722-30.
16. Giacomini F, Ditroilo M, Lucertini F, De Vito G, Gatta GB. The cardiovascular response to underwater pedaling at different intensities: a comparison of 4 different water stationary bikes. *J Sports Med Phys Fitness.* 2009;49(4):432-9.
17. Hiilloskorpi HK, Pasanen ME, Fogelholm MG, Laukkanen RM, Manttari AT. Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels. *Int J Sports Med.* 2003;24(5):332-6.
18. Hofmann P, Tschakert G. Special needs to prescribe exercise intensity for scientific studies. *Cardiol Res Pract.* 2011;2011:209302.
19. Leone M, Garzon M, Dionne A, Bui H, Comtois A. Power output validation during incremental exercise on an immersible ergocycle. *Gazz Med Ital - Arch Sci Med.* 2013;173(7-8): 383-392, 2014.
20. Lounana J, Champion F, Noakes TD, Medelli J. Relationship between %HRmax, %HR reserve, %VO2max, and %VO2 reserve in elite cyclists. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(2):350-7.
21. Miyamoto T, Oshima Y, Ikuta K, Kinoshita H. The heart rate increase at the onset of high-work intensity exercise is accelerated by central blood volume loading. *Eur J Appl Physiol.* 2006;96(1):86-96.
22. Park KS, Choi JK, Park YS. Cardiovascular regulation during water immersion. *Appl Human Sci.* 1999;18(6):233-41.
23. Pendergast DR, Lundgren CE. The underwater environment: cardiopulmonary, thermal, and energetic demands. *J Appl Physiol.* 2009;106(1):276-83.

24. Phillips VK, Legge M, Jones LM. Maximal physiological responses between aquatic and land exercise in overweight women. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(5):959-64.
25. Raffaelli C, Galvani C, Lanza M, Zamparo P. Different methods for monitoring intensity during water-based aerobic exercises. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(1):125-34.
26. Scharhag-Rosenberger F, Meyer T, Gassler N, Faude O, Kindermann W. Exercise at given percentages of VO₂max: heterogeneous metabolic responses between individuals. *J Sci Med Sport.* 2010;13(1):74-9.
27. Swain DP, Abernathy KS, Smith CS, Lee SJ, Bunn SA. Target heart rates for the development of cardiorespiratory fitness. *Med Sci Sports Exerc.* 1994;26(1):112-6.
28. Swain DP, Leutholtz BC. Heart rate reserve is equivalent to %VO₂ reserve, not to %VO₂max. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(3):410-4.
29. Swain DP, Leutholtz BC, King ME, Haas LA, Branch JD. Relationship between % heart rate reserve and % VO₂ reserve in treadmill exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(2):318-21.
30. Yazigi F, Pinto S, Colado J et al. The cadence and water temperature effect on physiological responses during water cycling. *Eur J Sport Sci.* 2013;13.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors wish to express extreme gratitude to Julie Lalongé, Philippe Sosner and Joffrey Drigny for technical assistance. Funding was provided by the ÉPIC Foundation and the Montreal Heart Institute Foundation. The authors have no conflict of interest to report. This study was approved by the institutional ethics committee and complied with current Canadian laws.

Table 1. Subjects physical characteristics and exercise testing parameters on IE and DE

Parameters	Mean \pm SD	
Age (yrs)	33 \pm 10	
Gender (n)	Males= 25, Females= 5	
Body mass (kg)	72 \pm 9	
Height (m)	1.74 \pm 0.06	
BMI (kg/m ²)	23.7 \pm 2.5	
	DE	IE
$\dot{V}O_2$ max (l.min ⁻¹)	3.460 \pm 0.65	2.478 \pm 0.63 ‡
$\dot{V}O_2$ max (ml. kg ⁻¹ .min ⁻¹ .)	46.28 \pm 9.18	33.10 \pm 9.07 ‡
Resting HR	75 \pm 12	73 \pm 11
HR max	177 \pm 14	167 \pm 12 *
Maximal P _{ext} (W)	251 \pm 55	253 \pm 58

BMI: body mass index; W: watts; HR; heart rate; $\dot{V}O_2$ max: maximal oxygen uptake; IE: Immersible ergocycle; DE: Dry ergocycle; HR: heart rate; SBP: systolic blood pressure, DBP: diastolic blood pressure; P_{ext}: external power output; SD: standard deviation. * = P<0.005, ‡ = P<0.001.

Table 2. Mean relative intensity (%HRR and % $\dot{V}O_2R$) for a similar P_{ext} (W) on IE and DE and classification of exercise intensity on IE

RPM	P_{ext} (W)	% HRR		% $\dot{V}O_2R$		Intensity
		IE	DE	IE	DE	
40	25	12.89 ± 1.3	14.63 ± 1.5	8.04 ± 1.3	13.77 ± 0.9	Very very light
50	50	21.20 ± 1.4	21.80 ± 1.9	21.28 ± 1.7	23.05 ± 1.1	Very light
60	75	35.25 ± 1.7	38.22 ± 1.7	38.46 ± 2.5	31.96 ± 1.3	Light
70	125	56.71 ± 2.1	57.62 ± 1.8	59.42 ± 3.3	50.85 ± 1.6	Moderate
80	200	85.31 ± 2.1	81.69 ± 1.9	85.18 ± 2.3	80.19 ± 2.5	Vigorous
90	300	98.4 ± 3.4	97.5 ± 3.9	96.7 ± 6.7	97.4 ± 4.7	Near-maximal

W: watts; %HRR: percentage of heart rate reserve; % $\dot{V}O_2R$: percentage of oxygen uptake reserve; Classification of exercise intensity adapted from ACSM (Garber et al. 2011). Values are means ± SD. Very light <30; Light: 30-39; Moderate: 40-59; Vigorous: 60-89; Near-maximal ≥ 90.

Figures legends

Figure 1: Absolute and relative values of $\dot{V}O_2$ obtained on immersible ergocycle (IE) in relationship to dryland ergocycle (DE). Panel A) Absolute $\dot{V}O_2$ (ml/min⁻¹) on IE as a function of $\dot{V}O_2$ (ml/min⁻¹) on DE. The medium hash line represents the regression line ($0.69\dot{V}O_{2DE} + 130.09$; $r^2 = 0.81$, $p < 0.0001$). The filled line represents the line of identity. Panel B) % $\dot{V}O_2R$ (%) on IE as a function of % $\dot{V}O_2R$ (%) on DE. The medium hash line represents the regression line ($1.01\dot{V}O_2R$ (%) DE + 0.02; $r^2 = 0.89$, $p < 0.0001$). Note the regression equation has a slope near equal to one and the intercept goes through zero.

Figure 2: The relationships between %HRR and % $\dot{V}O_2R$ on immersible ergocycle (IE) and dryland ergocycle (DE). Panels A and B) % $\dot{V}O_2R$ as a function of %HRR for IE and DE, respectively. The medium hash line represents the regression line (equation; $r^2 = 0.91$, $p < 0.0001$ and $r^2 = 0.94$, $p < 0.0001$, respectively); Panel C) %HRR IE as a function of %HRR DE. The medium hash line represents the regression line (equation; $r^2 = 0.94$, $p < 0.0001$); Panel D) Bland and Altman plot illustrating the level of agreement (mean = -0.02%) between %HRR IE and %HRR DE. The medium hash line represents the regression line (equation; $r^2 = 0.03$, $p = 0.27$).

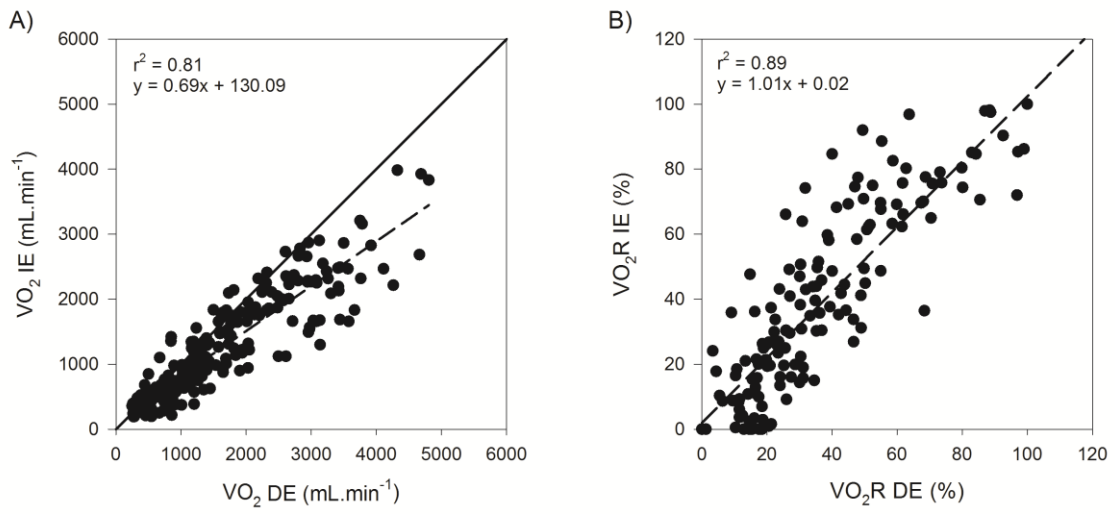


Fig 1

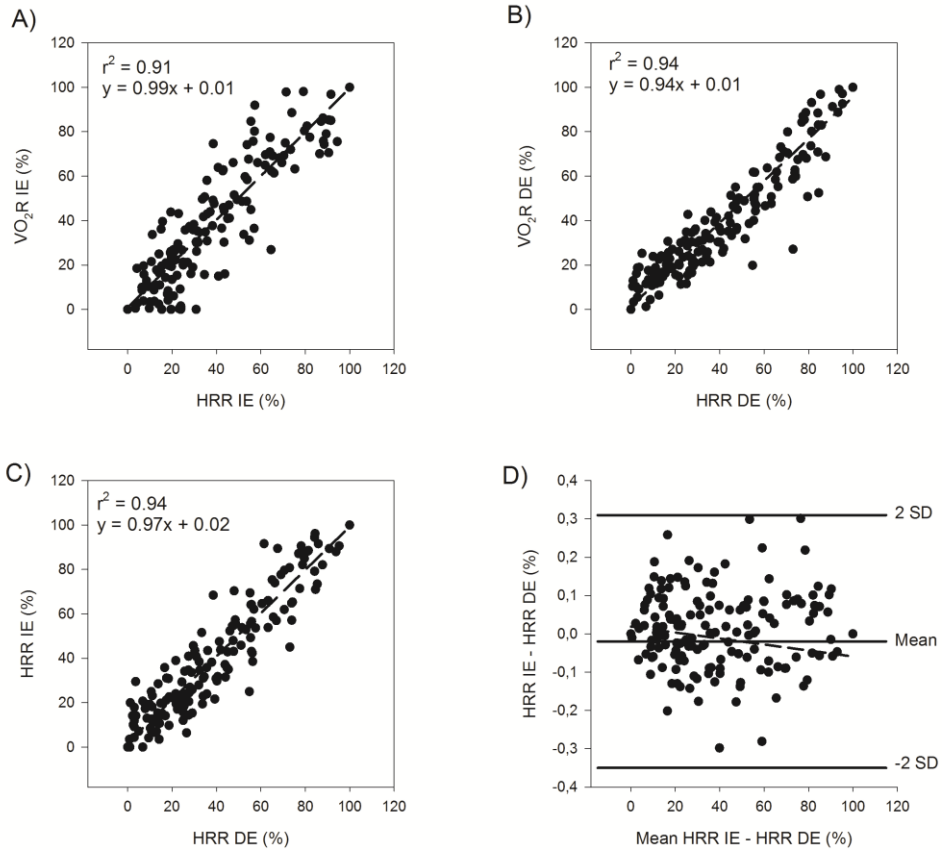


Fig 2

Post-exercise parasympathetic reactivation is improved after maximal cycling exercise in immersion as compared to dryland condition

Mauricio Garzon (M.Sc.)^{a,b,d}, Olivier Dupuy (Ph.D)^e, Laurent Bosquet (Ph.D)^e, Anil Nigam (M.D)^{a,b,c}, Martin Juneau (M.D)^{a,b,c}, Mathieu Gayda (Ph.D)^{a,b,c}

^a Cardiovascular Prevention and Rehabilitation Centre (EPIC), Montreal Heart Institute, Montreal, Quebec, Canada.

^b Research Center, Montreal Heart Institute and University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada

^c Department of Medicine, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada

^d Department of kinesiology, University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada.

^e Faculty of Sport Sciences, Laboratory MOVE, University of Poitiers, France

Article Type: Original article

Running Title: Parasympathetic reactivation in immersion

Abstract

Background: Parasympathetic reactivation measured after a maximal incremental exercise in immersion vs. dryland condition has been not studied yet. **Design:** This study has compared post-exercise parasympathetic reactivation after incremental maximal exercise performed at the same external power output (P_{ext}) on dryland ergocycle (DE) vs. immersible ergocycle (IE). **Methods:** Fifteen young healthy participants (30 ± 7 years, 13 males and 2 females) performed in a random order an incremental maximal exercise tests on DE and another one on IE. On DE, the initial external power was 25 W and was increased by 25 W/min. On IE, initial external power was 40 rpm and was increased by 10 rpm until 70 rpm and thereafter by 5 rpm until exhaustion. Gas exchange and heart rate (HR) were measured continuously during exercise and 5-min recovery period. Parasympathetic reactivation parameters (ie: T30, τ , ΔHR from 10 to 300 sec) were compared during the IE and DE recovery. **Results:** During the IE recovery, parasympathetic reactivation in the short-term phase was more predominant (ie: T30, τ , HRR at $\Delta 10$, $\Delta 20$, $\Delta 30$, $\Delta 60$ sec, $P < 0.05$), but similar in the long-term phase (HRR at $\Delta 120$, $\Delta 180$, $\Delta 240$ and $\Delta 300$ sec, $P > 0.05$) as compared to the DE condition. **Conclusions:** Our study shows that recovery in immersion to the chest level following maximal exercise can accelerate parasympathetic reactivation during the short-term phase, as compared with recovery after maximal exercise on DE in healthy young participants.

Keywords: maximal exercise, heart rate, parasympathetic reactivation, immersed ergocycle

Introduction

Post-exercise heart rate recovery (HRR) is commonly used to assess non-invasive cardiac autonomic regulation and more particularly cardiac parasympathetic reactivation. Heart rate recovery after exercise represents the variations in cardiac autonomic control that occur after cessation of exercise. When exercise ceases, the heart rate returns mono-exponentially towards resting level. The nature of this kinetics (2 phases) is an intrinsic property of the cardiovascular system and is modulated by the autonomic nervous system¹. The first rapid decay of the heart rate kinetics is mainly determined by a restoration of cardiac parasympathetic reactivation whereas the second slow phase is associated to cardiac sympathetic activity.

From a clinical standpoint, a reduced HRR, reflecting post-exercise parasympathetic reactivation, has been associated with several cardiovascular conditions such as coronary heart disease, heart failure, hypertension and diabetes and is an independent predictor of all-cause and/or cardiovascular mortality^{2,3}.

Thermoneutral and cold water immersion to the midsternal level after dryland exercise have been shown to accelerate parasympathetic reactivation^{4,5}. Exercise training on an immersible ergocycle (IE) is becoming more popular as it appears to be suitable for different populations such as athletes, sedentary subjects, elderly and cardiac patients. In head-out water immersion condition, the external hydrostatic pressure increases the central blood volume, which raises the stroke volume, cardiac preload, cardiac output and venous return⁶.

Those cardiovascular changes stimulate arterial baroreflexes^{7, 8}, which may improve parasympathetic activity and reduce sympathetic activity leading to a bradycardia^{5, 8}. However, to our knowledge, parasympathetic reactivation measured after a maximal incremental exercise at the same external power output (P_{ext}) on immersible ergocycle (IE) vs. dryland ergocycle (DE) has been not studied yet.

Therefore, the aim of this study was to compare parasympathetic reactivation parameters during recovery after a maximal incremental exercise on IE vs. DE in healthy young subjects.

Methods

Subjects

Fifteen healthy young subjects (30±7 years, 13 males/2 females) gave their written informed consent to participate to the study. This study was approved by the Research Ethics Committee of the Montreal Heart Institute. Their baseline characteristics are presented in Table 1. Body and fat mass was measured with bio-electrical impedance (Tanita, model BC418, Japan). Inclusion criteria were age over 18 years. Exclusion criteria included: 1) inability to perform a maximal cardiopulmonary exercise test and 2) any documented cardiovascular, pulmonary, musculo-skeletal or metabolic diseases. Following a thorough briefing and medical screening, all participants performed a maximal incremental exercise test in a laboratory room of constant air temperature (21°C) and in a thermoneutral swimming pool water temperature (30°C), on two separate occasions and in a random order.

Maximal incremental exercise test

Participants performed a maximal incremental exercise test in a random order on IE and DE with measurement of gas exchanges (Cosmed K4b², Cosmed, Rome, Italy) and heart rate (HR) (PhysioFlow[®], Enduro model, Manatec, France) to verify that each participant performed a maximal effort. Pool water temperature was 30 °C that is considered thermoneutral for water exercise ^{9,10}. This test was performed on two different bicycle ergometers: an Ergoline 800S (Bitz, Germany) in the laboratory room, and a Hydorrider Aquabike professional (Bologna, Italy) in the swimming pool, that was installed at a depth that allowed the participants to be immersed up to the chest level ⁶.

In both conditions, resting measures were assessed during 3 minutes in seated position. Initial external power of DE protocol was set at 25 watts and increased by 25 watts every minute until exhaustion. Pedaling rate was free but minimum at 60 rpm.

External power on IE was controlled by pedaling cadence as in previous studies ^{6, 11, 12}. Initial pedaling cadence was set at 40 rpm (corresponding to an external power of 25 watts). It increased by 10 rpm until 70 rpm and thereafter by 5 rpm until exhaustion ^{11, 12}. Pedaling cadence was controlled with a metronome (Qwik Time Quartz metronome, China) and a pedaling rpm meter (Cateye®, Echowell F2, Taiwan) ^{6, 11}. Each maximal incremental exercise test was followed by a 5-min recovery period (2 min at 25 watts or 40 rpm and 3 min at 0 watts).

Measurement of gas exchanges and heart rate

Gas exchanges and heart rate (HR) were measured continuously at rest, during exercise, and after exercise cessation on both IE and DE, using a portable metabolic system (Cosmed K4b2, Cosmed, Italy) and an impedance cardiography system (PhysioFlow®, Enduro model, Manatec, France) ⁶. Maximal exercise tests on IE and DE lasted until the attainment of one of the two primary maximal criteria: (1) a plateau of $\dot{V}O_2$ despite an increase in cadence, (2) R.E.R > 1.15, or one of the two secondary maximal criteria: (1) measured maximal heart rate attaining 95% of age-predicted maximal heart rate, (2) inability to maintain the required workload, (3) subject exhaustion with cessation caused by general fatigue that required exercise cessation. The highest $\dot{V}O_2$ value reached during the exercise phase of each test was considered as the $\dot{V}O_2$ peak ^{6, 10}. Each of the two tests was separated from each other by 1 week.

Post-exercise parasympathetic reactivation parameters.

Several indexes were used to characterize post-exercise parasympathetic reactivation parameters¹³⁻¹⁶. The first index was the Δ HR (in bpm), defined as the absolute difference between heart rate immediately at the end of maximal exercise and after several seconds of recovery². Since the heart rate declines after exercise in two phases, we calculate Δ 10, Δ 20, Δ 30 and Δ 60 for the short-term phase of HRR and Δ 120, Δ 180, Δ 240 and Δ 300 for the long-term phase of HRR^{17, 18}.

The second index was the T30 (in sec), defined as the negative reciprocal of the slope of the regression line between the natural logarithm of heart rate and elapsed time from the 10th to the 40th second of exercise^{14, 15, 19}. Finally, the overall kinetics of heart rate during the 5-minute recovery period was fitted with a mono-exponential function:

$$\text{HR}(t) = a_0 + a_1 \times e^{(-t/\tau)} \quad \text{Eq. 1}$$

where a_0 is the asymptotic value of heart rate (in bpm), a_1 is the decrement below the heart rate value at the end of exercise for $t = \infty$ (in bpm) and τ is the time constant (i.e. the time needed to reach 63% of the gain, in sec)^{14, 20, 21}. Measurement of post-exercise cardiac autonomic control parameters are illustrated in figure 1.

Statistical analysis

Standard statistical methods were used for the calculation of means and standard deviations. Normal Gaussian distribution of the data was verified by the Shapiro–Wilk test and homoscedasticity by a modified Levene Test. The compound symmetry, or sphericity, was checked by the Mauchly test. When the assumption of sphericity was not met, the significance of F ratios was adjusted according to the Greenhouse–Geisser procedure when the epsilon correction factor was <0.75 , or according to the Huynh–Feldt procedure when the epsilon correction factor

was >0.75 ²⁰. Difference between conditions in parasympathetic reactivation indexes were compared using a paired t test. The magnitude between the differences was evaluated by the Hedge's g (g). The calculation of this size effect was already detailed in a previous study ²⁰. Hedge's was more adapted in our study to Cohen's because the latter, in small samples, tends to overestimate the absolute value. The scale proposed by Cohen, was used for interpretation. The size of the difference was considered either small ($0.2 < g < 0.5$), moderate ($0.5 < g < 0.8$) or large ($g > 0.8$). Statistical significance was set at $P < 0.05$ level for all analysis.

Results

The maximal power output (DE: 268.1 ± 59.2 vs IE: 262.9 ± 63.9 Watts, $P > 0.05$) and R.E.R (DE: 1.15 ± 0.10 vs IE: 1.15 ± 0.14) performed by the subjects in the two conditions did not differ. The $\dot{V}O_2$ peak was lower in IE condition as compared to the DE condition (2591 ± 173 vs. 3337 ± 802 mL/min, $P < 0.001$), as well for the maximal heart rate (176 ± 4 and 167 ± 2 bpm, $P < 0.001$, in DE and IE respectively). Compared to DE, we found a larger decrease of τ in IE (DE: 128.6 ± 24 vs. IE: 85.9 ± 27.2 sec; $P < 0.001$, $g = 1.57$). T30 also decreased in the immersion condition (IE: 278.3 ± 115.2 vs. DE: 325.6 ± 108.2 sec, $P < 0.05$, $g = 0.4$). We also observed a larger increase of a1 in the dry condition compared to the immersion (DE: 89.4 ± 17.1 vs. IE: 69.4 ± 17.0 bpm, $P < 0.001$, $g = 1.11$). We found no difference between conditions in a0 (IE: 89.9 ± 14.6 vs. DE: 94.9 ± 10 bpm, $P = 0.09$). We also found a higher $\Delta 10$, $\Delta 20$, $\Delta 30$ and $\Delta 60$ ($P < 0.05$) but no difference in $\Delta 120$, $\Delta 180$, $\Delta 240$ and $\Delta 300$ ($P > 0.05$) between the two conditions. Those results are presented in the Figure 2 and effect size of conditions (Hedge's) on Δ HR is presented in the Figure 3.

Discussion

The principal new finding of this study was that parasympathetic reactivation was accelerated after maximal incremental exercise during cycling in immersion as compared to dryland condition in healthy young subjects. To our knowledge, this study is the first to assess the effect of water immersion on parasympathetic reactivation after a maximal incremental exercise performed on both IE and DE at the same external power output (P_{ext}).

Miyamoto et al.²² reported a more rapid decrease of HR in water immersion than dryland condition after a cranking-arm exercise (Figure 2: visual inspection), however, the authors did not calculate post-exercise HR parameters.

A previous study⁴ demonstrated that cold water face immersion accelerates the decline of HR after exercise, but a second one⁵ reported no effect of thermoneutral or cold water immersion on parasympathetic reactivation (HRR) but rather a restoration of the impaired vagal-related HRV indexes. In our study, water immersion was associated with a more rapid deceleration of HR after incremental maximal exercise (ie, T30, $\Delta 60$ and τ), in agreement with previous studies.

Several physiological mechanisms can explain our result and generally, heart rate recovery after exercise decreases mono-exponentially, largely mediated by cardiac parasympathetic reactivation. Indeed, the exponential nature of this kinetics is modulated by the autonomic nervous system, and the rapid decline of HR after exercise is generally often mediated by the restoration of parasympathetic activity of the sinus node of the heart^{1,23}.

However, the interactions of both sympathetic and parasympathetic activity on the sinus node after exercise (recovery phase) is more complex. Pierpont et al.²⁴ suggested that the nature of HR kinetics after exercise is the result of the interactions between sympathetic and parasympathetic activity. Imai et al.¹⁹ demonstrated that in healthy adults, athletes, and patients with chronic heart failure, the vagal reactivation was the principal determinant of the decrease in heart rate during the first 30 seconds of recovery. In correspondence with the results of our study, the main effect of

immersion on HRR affect only the short-term phase of HRR and not the long-term phase, as presented in Figure 3.

The amplitude of immersion effect was higher in the short term recovery vs the long-term phase. These results were comforted by the presence of a statistical effect of immersion on τ , T30, a1 and not on a0.

Since the rapid decay of HRR is mainly influenced by parasympathetic reactivation and the long-term phase by an amalgam between parasympathetic and sympathetic activity, our results confirm that water immersion have a selective effect on parasympathetic reactivation and not on sympathetic reactivation in post-exercise condition.

The higher the level of sympathetic activity during exercise, the lesser the decline of HR is. This phenomenon may partially explain why HR decline is more rapid after sub-maximal exercise vs. maximal or supra-maximal exercise ²⁴. Buchheit et al. ²⁵ has confirmed this point and has demonstrated that HR kinetics after exercise is under influence of power output, blood pH and lactate. Anaerobic glycolytic contribution and power output explained a large part of variation of HR decelerating rate. In our study, peak power output, R.E.R and relative exercise intensity were the same in the two conditions, but water immersion is generally associated with an increase in SV ^{6,26} and a decrease of sympathetic activity which explains a reduction of absolute HRmax generally observed. A decrease of $\Delta 10$, 20, 30, 60 and τ , may be more likely related to the lower absolute final HR than a real accelerated rate of heart rate recovery ²⁷.

Although, in our study there was a statistical difference in HRmax, confirming a better parasympathetic reactivation in immersion condition, it's not excluded that a rapid deceleration of HR in post-exercise conditions may be explained by a difference observed in HRmax between the two experimental conditions (ie; 9 bpm of difference). However, T30 is the only index of parasympathetic activity that is not sensitive to exercise intensity ^{14,19}. In our study, T30 was more

important in immersion and confirm that parasympathetic reactivation was more important in immersion. So, it would not be surprising that parasympathetic tone could be increased by immersion since Bastos et al.²⁸ and Buchheit et al.⁵ showed with other index of cardiac autonomic regulation (ie: heart rate variability) that the sympathetic activity was lower in immersion.

Our results seems to be mainly related to cardiac autonomic adaptations than blood volume adaptation to whole body head-out water immersion since the plasmatic volume expansion did not influence parasympathetic reactivation²⁷.

Conclusion

We demonstrated that after a maximal incremental exercise, short-term parasympathetic reactivation was accelerated during recovery in immersion (chest level) as compared to the dry land condition in healthy young participants. Our results were mainly obtained in young healthy subjects and it is still unknown if patients with cardiovascular risk factors or cardiac diseases would demonstrate similar responses. As well, it is still unknown if superior benefits on parasympathetic reactivation during recovery would occur after an exercise training program on immersed ergocycle vs. dryland ergocycle in populations with a high cardiovascular risk or established cardiac diseases.

Funding

Funding was provided by the ÉPIC Foundation and the Montreal Heart Institute Foundation. All the authors report no conflict of interest.

Conflict of interest

None declared.

Figure legend

Figure 1: Graphical representation of heart rate measures to assess cardiac parasympathetic reactivation in this study.

Figure 2: Mean post-exercise HR kinetics modeled on the basis of the mono-exponential function in dryland and immersion.

Figure 3: Effects of conditions (immersion vs. dryland) on effect size for Δ HR.

References

1. Savin WM, Davidson DM, Haskell WL. Autonomic contribution to heart rate recovery from exercise in humans. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1982;53(6):1572-5.
2. Cole CR, Blackstone EH, Pashkow FJ, et al. Heart-rate recovery immediately after exercise as a predictor of mortality. *N Engl J Med* 1999;341(18):1351-7.
3. Gayda M, Bourassa MG, Tardif JC, et al. Heart rate recovery after exercise and long-term prognosis in patients with coronary artery disease. *Can J Cardiol* 2012;28(2):201-7.
4. Al Haddad H, Laursen PB, Chollet D, et al. Effect of cold or thermoneutral water immersion on post-exercise heart rate recovery and heart rate variability indices. *Auton Neurosci* 2010;156(1-2):111-6.
5. Buchheit M, Peiffer JJ, Abbiss CR, et al. Effect of cold water immersion on postexercise parasympathetic reactivation. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2009;296(2):H421-7.
6. Garzon M, Juneau M, Dupuy O, et al. Cardiovascular and hemodynamic responses on dryland vs. immersed cycling. *J Sci Med Sport* 2014.
7. Gabrielsen A, Videbaek R, Johansen LB, et al. Immediate baroreflex-neuroendocrine interactions in humans during graded water immersion. *J Gravit Physiol* 1996;3(2):22-3.
8. Pump B, Shiraishi M, Gabrielsen A, et al. Cardiovascular effects of static carotid baroreceptor stimulation during water immersion in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2001;280(6):H2607-15.
9. Christie JL, Sheldahl LM, Tristani FE, et al. Cardiovascular regulation during head-out water immersion exercise. *J Appl Physiol (1985)* 1990;69(2):657-64.
10. Gayda M, Juneau M, Guiraud T, et al. Optimization and reliability of a deep water running test in healthy adults older than 45 years. *Am J Phys Med Rehabil* 2010;89(9):722-30.

11. Garzon M, Gayda M, Garzon L, et al. Biomechanical analysis to determine the external power output on an immersible ergocycle. *Eur J Sport Sci* 2014;1-8.
12. Yazigi F, Pinto S, Colado J, et al. The cadence and water temperature effect on physiological responses during water cycling. *Eur J Sport Sci* 2013;13(6):659-65.
13. Adabag S, Pierpont GL. Exercise heart rate recovery: analysis of methods and call for standards. *Heart* 2013;99(23):1711-2.
14. Buchheit M, Papelier Y, Laursen PB, et al. Noninvasive assessment of cardiac parasympathetic function: postexercise heart rate recovery or heart rate variability? *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2007;293(1):H8-10.
15. Dupuy O, Mekary S, Berryman N, et al. Reliability of heart rate measures used to assess post-exercise parasympathetic reactivation. *Clin Physiol Funct Imaging* 2012;32(4):296-304.
16. Pierpont GL, Adabag S, Yannopoulos D. Pathophysiology of exercise heart rate recovery: a comprehensive analysis. *Ann Noninvasive Electrocardiol* 2013;18(2):107-17.
17. Ostojic SM, Markovic G, Calleja-Gonzalez J, et al. Ultra short-term heart rate recovery after maximal exercise in continuous versus intermittent endurance athletes. *Eur J Appl Physiol* 2010;108(5):1055-9.
18. Ostojic SM, Stojanovic MD, Calleja-Gonzalez J. Ultra short-term heart rate recovery after maximal exercise: relations to aerobic power in sportsmen. *Chin J Physiol* 2011;54(2):105-10.
19. Imai K, Sato H, Hori M, et al. Vagally mediated heart rate recovery after exercise is accelerated in athletes but blunted in patients with chronic heart failure. *J Am Coll Cardiol* 1994;24(6):1529-35.
20. Dupuy O, Bherer L, Audiffren M, et al. Night and postexercise cardiac autonomic control in functional overreaching. *Appl Physiol Nutr Metab* 2013;38(2):200-8.

21. Perini R, Orizio C, Comande A, et al. Plasma norepinephrine and heart rate dynamics during recovery from submaximal exercise in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1989;58(8):879-83.
22. Miyamoto T, Oshima Y, Ikuta K, et al. The heart rate increase at the onset of high-work intensity exercise is accelerated by central blood volume loading. *Eur J Appl Physiol* 2006;96(1):86-96.
23. Kannankeril PJ, Goldberger JJ. Parasympathetic effects on cardiac electrophysiology during exercise and recovery. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2002;282(6):H2091-8.
24. Pierpont GL, Stolpman DR, Gornick CC. Heart rate recovery post-exercise as an index of parasympathetic activity. *J Auton Nerv Syst* 2000;80(3):169-74.
25. Buchheit M, Duche P, Laursen PB, et al. Postexercise heart rate recovery in children: relationship with power output, blood pH, and lactate. *Appl Physiol Nutr Metab* 2010;35(2):142-50.
26. Sheldahl LM, Tristani FE, Clifford PS, et al. Effect of head-out water immersion on cardiorespiratory response to dynamic exercise. *J Am Coll Cardiol* 1987;10(6):1254-8.
27. Buchheit M, Laursen PB, Al Haddad H, et al. Exercise-induced plasma volume expansion and post-exercise parasympathetic reactivation. *Eur J Appl Physiol* 2009;105(3):471-81.
28. Bastos FN, Vanderlei LC, Nakamura FY, et al. Effects of cold water immersion and active recovery on post-exercise heart rate variability. *Int J Sports Med* 2012;33(11):873-9.

Table 1: Baseline characteristics of the subjects ($n=15$)

Parameters	Mean \pm SD
Age (yr)	30 ± 7
Body mass (kg)	69.8 ± 9.1
Height (cm)	173 ± 6
BMI (kg/m²)	23.3 ± 2.9

BMI: body mass index, SD: standard deviation

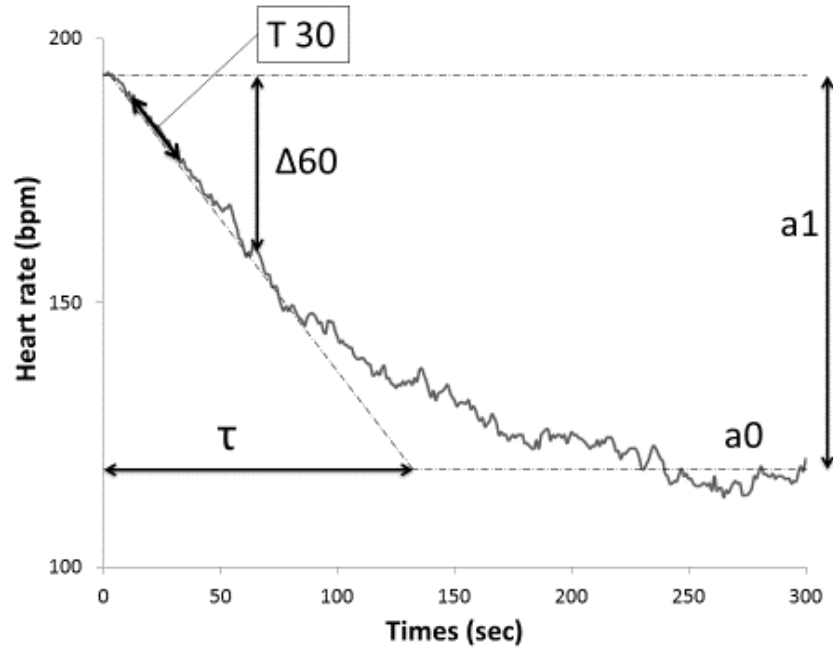


Fig 1

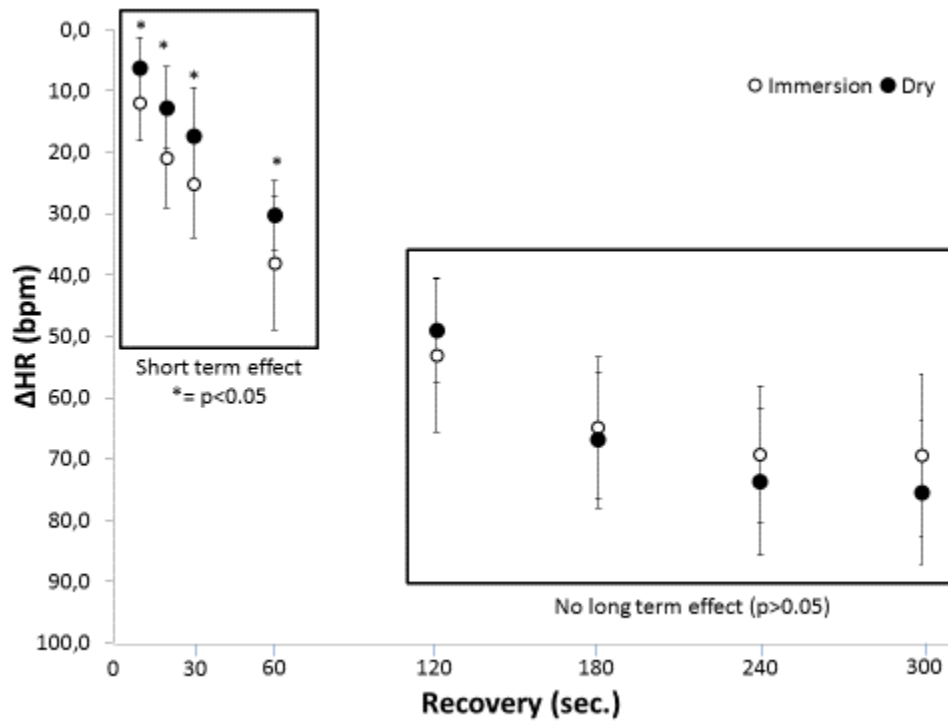


Fig 2

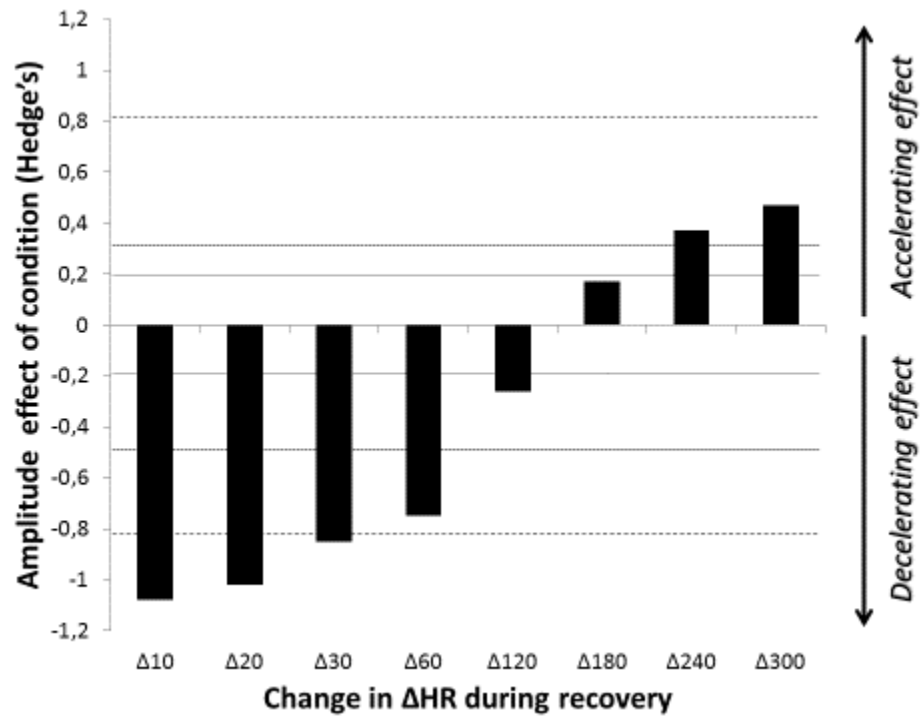


Fig 3

Chapitre III. DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Dans l'ensemble, les résultats de cette thèse répondent à plusieurs questions au sujet des bienfaits de l'exercice en immersion orthostatique et, particulièrement, à l'exercice sur vélo aquatique (VA). Tout d'abord, nous avons trouvé les équivalences de la puissance mécanique externe (P_{ext}) sur VA en immersion à la poitrine par rapport au vélo sur terrain sec (VS) au laboratoire. L'étude propose un modèle mathématique pour quantifier la P_{ext} exprimée en watts (W) sur différents modèles de VA. Également, l'étude propose une équation pour calculer la cadence de pédalage (rpm) sur VA correspondant à une P_{ext} (W) prescrite sur VS. Cette information est très pertinente pour les professionnels de l'activité physique, car il sera possible de prescrire et contrôler avec précision l'intensité de l'exercice basé sur la P_{ext} obtenue à partir de rpm sur VA.

La quantification de la P_{ext} sur VA nous a permis de comparer les réponses hémodynamiques et cardiorespiratoires lors d'un exercice maximal progressif sur VA par rapport à VS à une même P_{ext} . Les résultats de l'étude ont démontré que la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) la production de gaz carbonique ($\dot{V}CO_2$), la fréquence cardiaque (FC) et la différence artérioveineuse ($C(a-v)O_2$) ont été diminuées lors de l'exercice sur VA. Par contre, le volume d'éjection systolique (VES), le débit cardiaque (Qc) et le ratio d'échange respiratoire (R.E.R) furent plus élevés sur VA.

Nous croyons que la réduction d'extraction d' O_2 lors de l'immersion pourrait se produire en raison de l'augmentation du flux sanguin et d'une hyperperfusion du muscle squelettique du membre inférieur, en réduisant le temps de transit des globules rouges et diminuant ainsi la diffusion de l'oxygène dans le muscle.

En parallèle, pendant l'exercice sur VA, l'augmentation du VES et du Qc peuvent être secondaires à une combinaison d'une tendance à l'augmentation de la précharge ($p = 0.08$), une diminution de la postcharge, par une diminution de la résistance périphérique et une augmentation de la contractilité du muscle cardiaque par la loi de Frank-Starling. En plus, lors de la récupération, l'immersion augmente le volume systolique, la fraction d'éjection et la contractilité probablement par le même mécanisme (loi de Frank-Starling). En conclusion, nous pouvons dire que l'immersion favorise des réponses cardiaques plus élevées pendant l'exercice incrémental et pendant la récupération, ce qui pourrait être bénéfique pour les adaptations cardiaques au cours d'un programme d'entraînement. Dans le même sens, l'entraînement en immersion pourrait également être intéressant durant un programme de réadaptation de l'athlète avec le but de maintenir ou d'améliorer la fonction cardiaque plus rapidement. Cependant, nous considérons que d'autres études sont nécessaires pour élucider par quels mécanismes le $\dot{V}O_2$ est diminué au cours de l'exercice sur VA par rapport à une même P_{ext} sur VS.

Étant donné qu'à une même P_{ext} les réponses physiologiques sont différentes sur VA de celles sur VS, une troisième étude a établi que l'équation de régression la plus précise pour prescrire et contrôler l'intensité de l'exercice sur VA est celle qui montre la relation % FCR vs % $\dot{V}O_{2R}$. En plus nous proposons une équation de prédiction du $\dot{V}O_2$ et un tableau pour définir l'intensité de l'exercice sur VA en fonction de la perception de l'effort. Ainsi, même si les réponses cardio-pulmonaires absolus ($\dot{V}O_2$ et FC) au cours de l'exercice sur VA sont différents de celles sur VS, l'intensité relative est semblable à une P_{ext} similaire. Donc, cette étude offre un nouvel outil pour mieux prévoir, contrôler et personnaliser l'intensité de l'exercice sur VA.

Enfin, une dernière étude a comparé la réactivation parasympathique après l'exercice maximal incrémental effectué sur VS et VA. Les résultats ont montré qu'après un exercice maximal sur VA, la réactivation parasympathique est accélérée par rapport à la récupération après l'effort maximal sur VS chez les participants en bonne santé.

En résumé, les résultats de cette étude permettront aux personnes en bonne santé de bénéficier de ce mode d'entraînement, ainsi, il sera intéressant d'amorcer de futures études sur les effets de l'exercice sur vélo aquatique chez des personnes ayant des problèmes musculo-squelettiques et articulaires, aux patients cardiaques et aux personnes obèses.

Chapitre IV. RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

ACSM's. (2009). *Guidelines for exercise testing and prescription* (8th ed.). Baltimore.

Agostoni, E., Gurtner, G., Torri, G., & Rahn, H. (1966). Respiratory mechanics during submersion and negative-pressure breathing. *J Appl Physiol*, 21(1), 251-258.

Aguilaniu, B., & Wallaert, B. (2013). [From interpretation of cardiopulmonary exercise testing to medical decision. *Rev Mal Respir*, 30(6), 498-515.

Al Haddad, H., Laursen, P. B., Chollet, D., Lemaitre, F., Ahmaidi, S., & Buchheit, M. (2010). Effect of cold or thermoneutral water immersion on post-exercise heart rate recovery and heart rate variability indices. *Auton Neurosci*, 156(1-2), 111-116.

Alberton, C. L., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Tartaruga, M. P., da Silva, E. M., & Krueel, L. F. (2011). Cardiorespiratory, neuromuscular and kinematic responses to stationary running performed in water and on dry land. *Eur J Appl Physiol*, 111(6), 1157-1166.

Alberton, C. L., Tartaruga, M. P., Pinto, S. S., Cadore, E. L., Da Silva, E. M., & Krueel, L. F. (2009). Cardiorespiratory responses to stationary running at different cadences in water and on land. *J Sports Med Phys Fitness*, 49(2), 142-151.

- Almeling, M., Schega, L., Witten, F., Lirk, P., & Wulf, K. (2006). Validity of cycle test in air compared to underwater cycling. *Undersea and Hyperb Med*, 33(1), 45-53.
- Arborelius, M., Jr., Ballidin, U. I., Lilja, B., & Lundgren, C. E. (1972). Hemodynamic changes in man during immersion with the head above water. *Aerospace Medicine*, 43(6), 592-598.
- Balady, G. J., Arena, R., Sietsema, K., Myers, J., Coke, L., Fletcher, G. F., . . . Milani, R. V. (2010). Clinician's Guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 122(2), 191-225.
- Ballidin, U. I., Lundgren, C. E., Lundvall, J., & Mellander, S. (1971). Changes in the elimination of 133 xenon from the anterior tibial muscle in man induced by immersion in water and by shifts in body position. *Aerosp Med*, 42(5), 489-493.
- Barbosa, T. M., Marinho, D. A., Reis, V. M., Silva, A. J., & Bragada, J. A. (2009). Physiological Assessment of Head-Out Aquatic Exercises in Healthy Subjects: A Qualitative Review. *J Sports Sci Med*, 8(2), 179-189.
- Bassett, D. R., Jr., & Howley, E. T. (2000). Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*, 32(1), 70-84.

- Benelli, P., Colasanti, F., Ditroilo, M., Cuesta-Vargas, A., Gatta, G., Giacomini, F., & Lucertini, F. (2014). Physiological and biomechanical responses to walking underwater on a non-motorised treadmill: effects of different exercise intensities and depths in middle-aged healthy women. *J Sports Sci*, 32(3), 268-277.
- Benelli, P., Ditroilo, M., & De Vito, G. (2004). Physiological responses to fitness activities: a comparison between land-based and water aerobics exercise. *J Strength Cond Res*, 18(4), 719-722.
- 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(5), 346-350.
- Bonde-Petersen, F., Suzuki, Y., Sadamoto, T., & Christensen, N. J. (1983). Cardiovascular effects of simulated zero-gravity in humans. *Acta Astronaut*, 10(9), 657-661.
- Boussuges, A. (2006). Immersion in thermoneutral water: effects on arterial compliance. *Aviat Space Environ Med*, 77(11), 1183-1187.
- Boutelier, C., Bougues, L., & Timbal, J. (1977). Experimental study of convective heat transfer coefficient for the human body in water. *J Appl Physiol*, 42(1), 93-100.

- Brechat, P. H., Wolf, J. P., Simon-Rigaud, M. L., Brechat, N., Kantelip, J. P., Berthelay, S., & Regnard, J. (1999). Influence of immersion on respiratory requirements during 30-min cycling exercise. *Eur Respir J*, *13*(4), 860-866.
- Bréchat, P. H., Wolf, J. P., Simon-Rigaud, M. L., Bréchat, N., Kantelip, J. P., & Regnard, J. (2012). Hemodynamic requirements and thoracic fluid balance during and after 30 minutes immersed exercise: Caution in immersion rehabilitation programmes *Science & Sports*.(28), 17-28.
- Broman, G., Quintana, M., Lindberg, T., Jansson, E., & Kaijser, L. (2006). High intensity deep water training can improve aerobic power in elderly women. *Eur J Appl Physiol*, *98*(2), 117-123.
- Brubaker, P., Ozemek, C., Gonzalez, A., Wiley, S., & Collins, G. (2011). Cardiorespiratory responses during underwater and land treadmill exercise in college athletes. *J Sport Rehabil*, *20*(3), 345-354.
- Buch, A. N., Coote, J. H., & Townend, J. N. (2002). Mortality, cardiac vagal control and physical training--what's the link? *Exp Physiol*, *87*(4), 423-435.
- Buchheit, M., Peiffer, J. J., Abbiss, C. R., & Laursen, P. B. (2009). Effect of cold water immersion on postexercise parasympathetic reactivation. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, *296*(2), H421-427. doi: 10.1152/ajpheart.01017.2008.

- Burke, E. R. (1986). *Science of cycling* (Human Kinetics Publishers ed.). Champaign (IL).
- Butts, N. K., Tucker, M., & Smith, R. (1991). Maximal responses to treadmill and deep water running in high school female cross country runners. *Res Q Exerc Sport*, 62(2), 236-239.
- Castillo-Lozano, R., & Cuesta-Vargas, A. I. (2013). A comparison land-water environment of maximal voluntary isometric contraction during manual muscle testing through surface electromyography. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, 5(1), 28.
- Chavarren, J., & Calbet, J. A. (1999). Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 80(6), 555-563.
- Christie, J. L., Sheldahl, L. M., Tristani, F. E., Wann, L. S., Sagar, K. B., Levandoski, S. G., . . . Morris, R. D. (1990). Cardiovascular regulation during head-out water immersion exercise. *J Appl Physiol*, 69(2), 657-664.
- Chu, K. S., & Rhodes, E. C. (2001). Physiological and cardiovascular changes associated with deep water running in the young. Possible implications for the elderly. *Sports Medicine*, 31(1), 33-46.

- 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), 1-10.
- Connelly, T. P., Sheldahl, L. M., Tristani, F. E., Levandoski, S. G., Kalkhoff, R. K., Hoffman, M. D., & Kalbfleisch, J. H. (1990). Effect of increased central blood volume with water immersion on plasma catecholamines during exercise. *J Appl Physiol*, 69(2), 651-656.
- Epstein, M. (1978). Renal effects of head-out water immersion in man: implications for an understanding of volume homeostasis. *Physiol Rev*, 58(3), 529-581.
- Eyestone, E. D., Fellingham, G., George, J., & Fisher, A. G. (1993). Effect of water running and cycling on maximum oxygen consumption and 2-mile run performance. *Am J Sports Med*, 21(1), 41-44.
- Farhi, L. E., & Linnarsson, D. (1977). Cardiopulmonary readjustments during graded immersion in water at 35 degrees C. *Respiration Physiology*, 30(1-2), 35-50.
- Frank, S. M., Raja, S. N., Bulcao, C. F., & Goldstein, D. S. (1999). Relative contribution of core and cutaneous temperatures to thermal comfort and autonomic responses in humans. *J Appl Physiol (1985)*, 86(5), 1588-1593.

Gabrielsen, A., Johansen, L. B., & Norsk, P. (1993). Central cardiovascular pressures during graded water immersion in humans. *J Appl Physiol*, 75(2), 581-585.

Gabrielsen, A., Videbaek, R., Johansen, L. B., Warberg, J., Christensen, N. J., Pump, B., & Norsk, P. (2000). Forearm vascular and neuroendocrine responses to graded water immersion in humans. *Acta Physiol Scand*, 169(2), 87-94.

Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I. M., Swain, D. P. (2011). American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 43(7), 1334-1359.

Garzon, M., Garzon, L., Gayda, M., Leger, L., Leone, M., & Comtois, A. (2011). Calcul de la puissance sur ergocycle aquatique : Observations physiologiques et validation à l'aide d'un modèle mathématique. *Appl Physiol Nutr Metab*, 36(S2), S319.

Garzon, M., Gayda, M., Garzon, L., Juneau, M., Nigam, A., Leone, M., & Comtois, A. (2014). Biomechanical analysis to determine the external power output on an immersible ergocycle. *Eur J Sports Sci*; 2014; (4):1-8: <http://dx.doi.org/10.1080/17461391.2014.932015>

Garzon M, Juneau M, Dupui O, Nigam A, Bosquet L, Comtois AS, Gayda M (2014).
Cardiovascular and hemodynamic responses on dryland vs. immersed cycling.

J Sci Med Sport. 2014. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2014.08.005>

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

Gayda, M., Juneau, M., Guiraud, T., Lambert, J., & Nigam, A. (2010a). Optimization and
reliability of a deep water running test in healthy adults older than 45 years. *Am J
Phys Med Rehabil*, 89(9), 722-730.

Gayda, M., Juneau, M., Guiraud, T., Lambert, J., & Nigam, A. (2010b). Optimization and
reliability of a deep water running test in healthy adults older than 45 years. *Am J
Phys Med Rehab*, 89(9), 722-730.

Giacomini, F., Ditroilo, M., Lucertini, F., De Vito, G., & Gatta, G. B. P. (2009). The
cardiovascular response to underwater pedaling at different intensities: a
comparison of 4 different water stationary bikes. *J Sports Med Phys Fitness*, 49(4),
432-439.

- Haskell, W. L., Lee, I. M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., et al. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*, 116(9), 1081-1093.
- HILL, A. V., & LUPTON, H. (1923). Muscular exercise, lactic acid, and the supply and utilization of oxygen. *Q. J. Med*, 16, 135–171.
- Hong, S. K., Cerretelli, P., Cruz, J. C., & Rahn, H. (1969). Mechanics of respiration during submersion in water. *J Appl Physiol*, 27(4), 535-538.
- Hynynen, E., Uusitalo, A., Kontinen, N., & Rusko, H. (2006). Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 38(2), 313-317.
- Jolliffe, J. A., Rees, K., Taylor, R. S., Thompson, D., Oldridge, N., & Ebrahim, S. (2001). Exercise-based rehabilitation for coronary heart disease. *Cochrane Database Syst Rev*(1), CD001800.
- Juneau M, Nigam A. Exercise training after an acute coronary syndrome. In: Theroux P ed. Acute coronary syndrome. A companion to Braunwald's heart disease, 2nd edn. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2010.

- Koryak, Y. (2002). "DRY" immersion induces neural and contractile adaptations in the human triceps surae muscle. *Environ Med*, 46(1-2), 17-27.
- Kruel, L. F., Beilke, D. D., Kanitz, A. C., Alberton, C. L., Antunes, A. H., Pantoja, P. D., Pinto, S. S. (2013). Cardiorespiratory responses to stationary running in water and on land. *J Sports Sci Med*, 12(3), 594-600.
- Leone, M., Garzon, M., Dionne, A., Bui, H., & Comtois, A. (2013). Power output validation during incremental exercise on an immersible ergocycle. *Gazz Med Ital - Arch Sci Med, In press*;173(7-8): 383-392. 2014.
- Lepretre, P. M., Foster, C., Koralsztein, J. P., & Billat, V. L. (2005). Heart rate deflection point as a strategy to defend stroke volume during incremental exercise. *J Appl Physiol (1985)*, 98(5), 1660-1665.
- Lollgen, H., von Nieding, G., Koppenhagen, K., Kersting, F., & Just, H. (1981). Hemodynamic response to graded water immersion. *Klinische Wochenschrift*, 59(12), 623-628.
- Malfatto, G., Facchini, M., Bragato, R., Branzi, G., Sala, L., & Leonetti, G. (1996). Short and long term effects of exercise training on the tonic autonomic modulation of heart rate variability after myocardial infarction. *Eur Heart J*, 17(4), 532-538.

- Meyer, K., & Leblanc, M. C. (2008). Aquatic therapies in patients with compromised left ventricular function and heart failure. *Clin Invest Med*, 31(2), E90-97.
- Minetti, A. E. (2011). Bioenergetics and biomechanics of cycling: the role of 'internal work'. *Eur J Appl Physiol*, 111(3), 323-329.
- Mortensen, S. P., Dawson, E. A., Yoshiga, C. C., Dalsgaard, M. K., Damsgaard, R., Secher, N. H., & Gonzalez-Alonso, J. (2005). Limitations to systemic and locomotor limb muscle oxygen delivery and uptake during maximal exercise in humans. *J Physiol*, 566(Pt 1), 273-285.
- Mourot, L., Bouhaddi, M., Gandelin, E., Cappelle, S., Dumoulin, G., Wolf, J. P., Regnard, J. (2008). Cardiovascular autonomic control during short-term thermoneutral and cool head-out immersion. *Aviat Space Environ Med*, 79(1), 14-20.
- Murphy, M. H., McNeilly, A. M., & Murtagh, E. M. (2010). Session 1: Public health nutrition: Physical activity prescription for public health. *Proc Nutr Soc*, 69(1), 178-184.
- Nakanishi, Y., Kimura, T., & Yokoo, Y. (1999a). Maximal physiological responses to deep water running at thermoneutral temperature. *Appl Hum Sci*, 18(2), 31-35.

- Nakanishi, Y., Kimura, T., & Yokoo, Y. (1999b). Physiological responses to maximal treadmill and deep water running in the young and the middle aged males. *App Hum Sci*, 18(3), 81-86.
- Nigam, A., & Juneau, M. (2011). Survival benefit associated with low-level physical activity. *Lancet*, 378(9798), 1202-1203.
- Nigg BM, MacIntosh BR, & J., M. (Eds.). (2000). *Biomechanics and biology of movement*. Champaign, IL.
- Nishimura, M., & Onodera, S. (2001). Effects of water temperature on cardiac autonomic nervous system modulation during supine floating. *J Gravit Physiol*, 8(1), P65-66.
- Noakes, T. D. (2000). Exercise and the cold. *Ergonomics*, 43(10), 1461-1479.
- Norsk, P., Bonde-Petersen, F., & Warberg, J. (1986). Central venous pressure and plasma arginine vasopressin in man during water immersion combined with changes in blood volume. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 54(6), 608-616.
- Park, K. S., Choi, J. K., & Park, Y. S. (1999). Cardiovascular regulation during water immersion. *Appl Hum Sci*, 18(6), 233-241.

- Pendergast, D. R., & Lundgren, C. E. (2009). The underwater environment: cardiopulmonary, thermal, and energetic demands. *J Appl Physiol*, *106*(1), 276-283.
- Peronnet, F., & Aguilaniu, B. (2012). [Pulmonary and alveolar ventilation, gas exchanges and arterial blood gases during ramp exercise]. *Rev Mal Respir*, *29*(8), 1017-1034.
- Phillips, V. K., Legge, M., & Jones, L. M. (2008). Maximal physiological responses between aquatic and land exercise in overweight women. *Med Sci Sports Exerc*, *40*(5), 959-964.
- Pierpont, G. L., Adabag, S., & Yannopoulos, D. (2013). Pathophysiology of exercise heart rate recovery: a comprehensive analysis. *Ann Noninvasive Electrocardiol*, *18*(2), 107-117.
- Poole, D. C., Wilkerson, D. P., & Jones, A. M. (2008). Validity of criteria for establishing maximal O₂ uptake during ramp exercise tests. *Eur J Appl Physiol*, *102*(4), 403-410.
- Poyhonen, T., & Avela, J. (2002). Effect of head-out water immersion on neuromuscular function of the plantarflexor muscles. *Aviat Space Environ Med*, *73*(12), 1215-1218.

- Poyhonen, T., Keskinen, K. L., Hautala, A., & Malkia, E. (2000). Determination of hydrodynamic drag forces and drag coefficients on human leg/foot model during knee exercise. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(4), 256-260.
- Prakash, E. S. (2008). The ultimate goal in neural regulation of cardiovascular function revisited. *Adv Physiol Educ*, 32(1), 107-108.
- Pump, B., Shiraishi, M., Gabrielsen, A., Bie, P., Christensen, N. J., & Norsk, P. (2001). Cardiovascular effects of static carotid baroreceptor stimulation during water immersion in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 280(6), H2607-2615.
- Regolisti, G., Coghi, P., Bruschi, G., Orlandini, G., Cabassi, A., Zoni, A., . . . Borghetti, A. (1993). Effects of water immersion on forearm vascular resistance in normotensive subjects. *J Hypertens Suppl*, 11(5), S178-179.
- Reilly, T., Dowzer, C. N., & Cable, N. T. (2003). The physiology of deep-water running. *J Sports Sci*, 21(12), 959-972.
- Risch, W. D., Koubenec, H. J., Gauer, O. H., & Lange, S. (1978). Time course of cardiac distension with rapid immersion in a thermo-neutral bath. *Pflugers Archiv. Eur J Physiol*, 374(2), 119-120.

- Rønnestad, B. R., & Mujika, I. (2013). Optimizing strength training for running and cycling endurance performance: A review. *Scand J Med Sci Sports*.
- Schaal, K., Le Meur, Y., Bieuzen, F., Petit, O., Hellard, P., Toussaint, J. F., & Hauswirth, C. (2013). Effect of recovery mode on postexercise vagal reactivation in elite synchronized swimmers. *Appl Physiol Nutr Metab*, 38(2), 126-133.
- Schipke, J. D., & Pelzer, M. (2001). Effect of immersion, submersion, and scuba diving on heart rate variability. *Br J Sports Med*, 35(3), 174-180.
- Shames, I. (1989). *Mechanics of Fluids* (2nd ed ed.). New York, NY: McGraw-Hill Publishing Company.
- Shapiro, Y., Avellini, B. A., Toner, M. M., & Pandolf, K. B. (1981). Modification of the Monark bicycle ergometer for underwater exercise. *J Appl Physiol*, 50(3), 679-683.
- Sheldahl, L. M., Tristani, F. E., Clifford, P. S., Hughes, C. V., Sobocinski, K. A., & Morris, R. D. (1987). Effect of head-out water immersion on cardiorespiratory response to dynamic exercise. *J Am Coll Cardiol*, 10(6), 1254-1258.
- Sheldahl, L. M., Tristani, F. E., Clifford, P. S., Kalbfleisch, J. H., Smits, G., & Hughes, C. V. (1986). Effect of head-out water immersion on response to exercise training. *J Appl Physiol*, 60(6), 1878-1881.

- Sheldahl, L. M., Wann, L. S., Clifford, P. S., Tristani, F. E., Wolf, L. G., & Kalbfleisch, J. H. (1984). Effect of central hypervolemia on cardiac performance during exercise. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 57(6), 1662-1667.
- Smith, D. E., Kaye, A. D., Mubarek, S. K., Kusnick, B. A., Anwar, M., Friedman, I. M., & Nossaman, B. D. (1998). Cardiac Effects of Water Immersion in Healthy Volunteers. *Echocardiography*, 15(1), 35-42.
- Skagen, K. (1983). Sympathetic reflex control of blood flow in human subcutaneous tissue during orthostatic manœuvres. *Dan Med Bull*, 30(4), 229-241.
- Stadeager, C., Johansen, L. B., Warberg, J., Christensen, N. J., Foldager, N., Bie, P., & Norsk, P. (1992). Circulation, kidney function, and volume-regulating hormones during prolonged water immersion in humans. *J Appl Physiol*, 73(2), 530-538.

- Taylor, R. S., Brown, A., Ebrahim, S., Jolliffe, J., Noorani, H., Rees, K., et al. (2004). Exercise-based rehabilitation for patients with coronary heart disease: systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Am J Med*, 116(10), 682-692.
- Umberger, B. R. (2003). Comments on "Influence of pedalling rate on the energy cost of cycling in humans". *Eur J Appl Physiol*, 90(1-2), 219-220; author reply 221-212.
- Versey, N. G., Halson, S. L., & Dawson, B. T. (2013). Water immersion recovery for athletes: effect on exercise performance and practical recommendations. *Sports Med*, 43(11), 1101-1130.
- Vella, C. A., & Robergs, R. A. (2005). A review of the stroke volume response to upright exercise in healthy subjects. *Br J Sports Med*, 39(4), 190-195.
- Warburton, D. E., Nicol, C. W., & Bredin, S. S. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ*, 174(6), 801-809.
- Wilcock, I. M., Cronin, J. B., & Hing, W. A. (2006a). Physiological response to water immersion: a method for sport recovery? *Sports Medicine*, 36(9), 747-765.
- Wilcock, I. M., Cronin, J. B., & Hing, W. A. (2006b). Water immersion: does it enhance recovery from exercise? *Int J Sports Physiol Perform*, 1(3), 195-206.

- Wilmore, J., & Costill, D. (Eds.). (2002). *Physiologie du sport et de l'exercice: Adaptations physiologiques à l'exercice physique* (2e édition ed.).
- Winter, D. A. (1979). A new definition of mechanical work done in human movement. *J Appl Physiol*, 46(1), 79-83.
- Yazigi, F., Pinto, S., Colado, J., Escalante, Y., Armada-Da-Silva, P., Brasil, R., & Alves, F. (2013). The cadence and water temperature effect on physiological responses during water cycling. *Eur J Sport Sci*, 13.
- Yoon, B. K., Kravitz, L., & Robergs, R. (2007). VO₂max, protocol duration, and the VO₂ plateau. *Med Sci Sports Exerc*, 39(7), 1186-1192.
- Yun, S. H., Choi, J. K., & Park, Y. S. (2004). Cardiovascular responses to head-out water immersion in Korean women breath-hold divers. *Eur J Appl Physiol*, 91(5-6), 708-711.
- Zhou, B., Conlee, R. K., Jensen, R., Fellingham, G. W., George, J. D., & Fisher, A. G. (2001). Stroke volume does not plateau during graded exercise in elite male distance runners. *Med Sci Sports Exerc*, 33(11), 1849-1854.