

Université de Montréal

**L'impact du traitement des données sur les valeurs  
obtenues lors d'un test progressif maximal chez l'enfant**

par  
Corinne Suppère

Département de kinésiologie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures et postdoctorales  
en vue de l'obtention du grade de maître ès science (M.Sc.)  
en sciences de l'activité physique

Août, 2016

© Corinne Suppère, 2016

## Résumé

**Objectif :** Évaluer l'impact de différentes méthodes de traitement des données sur les valeurs de pointe obtenues lors d'un test maximal fait sur vélo stationnaire chez des enfants.

**Méthodes :** Les données obtenues avec un système de mesure des échanges gazeux pour 124 tests maximaux ont été comparées entre le « cycle à cycle » respiratoire, des moyennes de temps sur 5, 10, 15, 20, 30, 45 et 60 secondes et des moyennes sur 3, 7, 11 et 21 respirations. Un modèle linéaire général avec mesures répétées a été utilisé afin d'évaluer les différences intra-sujets. Une analyse de la variance à deux facteurs fut appliquée pour évaluer la présence d'une interaction du sexe et du statut pondéral sur l'impact du traitement des données.

**Résultats :** Comparativement à la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ , les valeurs de pointe du ratio d'échange respiratoire et de la fréquence cardiaque étaient moins affectées par le choix du traitement. La plus haute valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  fut obtenue avec les données en respiration par respiration, avec une différence significative de 41,1% par rapport à la valeur obtenue sur 30 secondes. Aucune interaction du sexe et du statut pondéral n'a été démontré. Par contre, un effet simple entre le statut pondéral et les moyennes sur le nombre de respirations a été trouvé.

**Conclusion :** Chez les enfants, des valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  plus élevées seront obtenues avec l'utilisation d'intervalles plus courts, alors que les valeurs du ratio d'échange respiratoire et de la fréquence cardiaque seront plus basses. Cette étude confirme l'importance de considérer l'impact du choix de la méthode de traitement sur les valeurs obtenues lors d'un test avec mesure directe des échanges gazeux respiratoires.

**Mots-clés :** consommation maximale d'oxygène, test à l'effort, calorimétrie indirecte respiratoire, méthode d'échantillonnage, pédiatrie

## Abstract

**Purpose:** The primary aim of this study was to evaluate the impact of different data averaging methods on the peak data obtained during a maximal exercise test in children. **Methods:** The results of a maximal cycling test of 124 children were included. Comparisons of the data obtained with a gas exchange system were made between breath-by-breath, time averages of 5-s, 10-s, 15-s, 20-s, 30-s, 45-s and 60-s and breath averages of 3-breaths, 7-breaths, 11-breaths and 21-breaths. Using the linear general model, repeated measures were performed and within-subject differences were evaluated. To assess the presence of an interaction of sex and body weight status, a two-way ANOVA analysis was also conducted. **Results:** As opposed to the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value, the peak respiratory exchange ratio and heart rate values were less affected by the choice of the sampling interval. The highest  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value was the one corresponding to breath-by-breath data, with a significant difference of 41.1% when compared to the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value averaged over 30-s. No interaction effect of sex and body weight status was found for either time averaging or breath averaging. However, the analysis showed a single main effect of body weight status for breath averaging intervals. **Conclusions:** In children, using shorter averaging intervals will yield higher  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values, whereas values of respiratory exchange ratio and heart rate peak will be lower. The present study confirmed that the way in which the  $\dot{V}O_2$  data obtained from a maximal exercise test is processed will most certainly affect its values, therefore attention should be given to this significant impact.

**Keywords:** maximal oxygen uptake, indirect calorimetry, sampling intervals, stress testing, youth

# Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	ii
Table des matières.....	iii
Liste des tableaux.....	v
Liste des figures.....	vi
Liste des abréviations.....	vii
Remerciements.....	ix
Introduction.....	10
L'évolution des mesures de la $VO_{2max}$ .....	13
La naissance de la mesure de la $VO_{2max}$ .....	14
Les tests en laboratoire.....	15
Les techniques de mesure.....	16
Les sacs de Douglas.....	16
Les systèmes modernes.....	18
Les sources d'erreur.....	22
Les différentes méthodes de traitement.....	24
La moyenne statique.....	24
La moyenne glissante.....	26
Les recommandations disponibles.....	27
L'impact du traitement des données.....	30
L'impact du traitement de données – populations à besoins spéciaux.....	33
Les traitements utilisés.....	34
Les enjeux du projet.....	38
Comparison between $VO_{2peak}$ data at different averaging intervals in children.....	40
Abstract.....	41

Introduction.....	42
Methods.....	46
Anthropometric measurements.....	47
Maximal cycling test.....	47
Data averaging.....	48
Statistical analysis.....	49
Results.....	49
Discussion.....	51
Conclusion.....	55
Conflicts of Interest and Source of Funding.....	57
References.....	58
Tables and figures.....	63
Discussion.....	69
Rappel théorique.....	69
Justification du projet.....	71
Rappel des résultats.....	72
Recommandations du traitement de données.....	78
Limites du projet.....	80
Avenues de recherche.....	83
Le sexe.....	83
Le statut pondéral.....	84
Le plateau de VO <sub>2</sub> .....	85
La pathologie.....	87
Les différents systèmes et les types d’analyseurs.....	87
Contributions personnelles au projet.....	89
Conclusion.....	91
Bibliographie.....	i

## Liste des tableaux

**Tableau 1** : Fréquence d'utilisation de différentes méthodes de traitement de données ..... 35

## Liste des figures

Figure 1 : Expérience d'A-L Lavoisier sur la respiration de l'homme exécutant un travail (tiré de <a href="https://en.wikipedia.org/wiki/Marie-Anne_Paulze_Lavoisier">https://en.wikipedia.org/wiki/Marie-Anne_Paulze_Lavoisier</a> ).....	13
Figure 2 : Recueil des gaz expirés pendant l'exercice à l'aide des sacs de Douglas, fait à Berlin en 1928 par Kost (tiré de Hollmann et Prinz, 1997).....	17
Figure 3 : A) Présence d'un plateau lors d'un test à l'effort ; B) Absence de plateau lors d'un test à l'effort (Tiré de Astorino, 2009).....	21
Figure 4 : Différence dans le nombre de respirations inclus selon l'intervalle de temps (tiré de Robergs et al., 2010).....	25
Figure 5 : Différence de durées selon le nombre de respirations inclus selon l'intervalle (tiré de Robergs et al., 2010).....	26
Figure 6 : Diminution de la relation curvilinéaire de la $\dot{V}O_2$ vers une relation linéaire avec des intervalles d'échantillonnage plus longs (tiré de Robergs, 2001).....	31

## Liste des abréviations

BTPS	Condition de mesure des gaz « Body Temperature Pressure Saturated » ; température du corps à 37°C, pression ambiante, saturée en vapeur d'eau
CO <sub>2</sub>	Dioxyde de carbone
FC	Fréquence cardiaque (batt·min <sup>-1</sup> )
F <sub>E</sub> CO <sub>2</sub>	Fraction expiratoire en CO <sub>2</sub> (%)
F <sub>E</sub> N <sub>2</sub>	Fraction expiratoire en N <sub>2</sub> (%)
F <sub>E</sub> O <sub>2</sub>	Fraction expiratoire en O <sub>2</sub> (%)
F <sub>I</sub> CO <sub>2</sub>	Fraction inspiratoire en CO <sub>2</sub> (%)
F <sub>I</sub> N <sub>2</sub>	Fraction inspiratoire en N <sub>2</sub> (%)
F <sub>I</sub> O <sub>2</sub>	Fraction inspiratoire en O <sub>2</sub> (%)
N <sub>2</sub>	Azote
O <sub>2</sub>	Oxygène
RER	Ratio d'échange respiratoire, rapport de $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$ au niveau respiratoire
STPD	Condition de mesure des gaz « Standard, Temperature, Pressure, Dry » ; température à 0°C (ou 273°K), pression à 760 mmHg, déshydraté
$\dot{V}_E$	Débit ventilatoire expiré (L·min <sup>-1</sup> )
$\dot{V}_I$	Débit ventilatoire inspiré (L·min <sup>-1</sup> )
$\dot{V}O_2$	Débit d'oxygène consommé (L·min <sup>-1</sup> )
$\dot{V}O_{2max}$	Débit maximal d'oxygène consommé ou consommation maximale d'oxygène (mlO <sub>2</sub> ·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )
$\dot{V}O_{2de\ pointe}$	Plus haute valeur de consommation d'oxygène mesurée lors d'un exercice maximal (mlO <sub>2</sub> ·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )



*À mon père, celui-ci il est pour toi !! 😊*

## Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier ma directrice de recherche, Marie-Ève, pour tout le soutien que tu m'as apporté pendant ce long processus. Pour ta patience, pour ta compréhension et pour ta disponibilité, merci !

Je remercie toute l'équipe de l'étude QUALITY pour m'avoir donné l'opportunité de réaliser ce projet. Bien sûr, bien que je n'aie pas eu la chance de les rencontrer, je remercie également les jeunes participants et leur famille qui ont accepté de donner généreusement de leur temps pour l'étude QUALITY.

Merci au Département de kinésiologie, à la Faculté des études supérieures de l'Université de Montréal et au Centre de recherche du CHU Sainte-Justine.

Un merci tout spécial à mes collègues de travail qui m'ont donné beaucoup de motivation à compléter le dernier droit de la rédaction de ce mémoire. Leur énergie, leur présence et leurs encouragements m'ont grandement aidée.

Mes remerciements ne pourraient bien évidemment pas être complets si je ne prenais pas le temps de souligner tout l'amour que j'ai reçu de la part de mes parents, de mes amis (es) et, surtout, de mon conjoint. Vous avez cru en moi dès le début et vous avez toujours eu les mots justes pour m'aider à passer à travers les moments de doute et de découragement. Vous avez contribué pour beaucoup, à votre façon, à l'aboutissement de cette maîtrise !

# Introduction

Dès le XVII<sup>e</sup> siècle, Cornelius Drebbel a construit un sous-marin qui pouvait rester immergé pendant 3 heures dans la Tamise à Londres et qui se déplaçait à la force des bras de rameurs (Seiler, 2001). À cette époque, Cornelius n'a certainement pas réalisé qu'il utilisait l'oxygène produit par la combustion de nitrate de potassium pour éviter l'hypoxie des rameurs. Il a ainsi été un des premiers, même si ce n'était pas conscient, à faire un lien entre ce gaz, plus tard nommé oxygène, et la capacité de travail (Seiler, 2001). Plus tard est alors né l'intérêt d'effectuer des tests de consommation maximale d'oxygène, c'est-à-dire des tests de  $\dot{V}O_{2max}$ . Par définition, la  $\dot{V}O_{2max}$  représente la valeur de  $\dot{V}O_2$  la plus élevée atteinte lors d'un exercice progressif utilisant de grandes masses musculaires (Hale, 2008; Powers et Howley, 2009; Robergs, 2001). Pour plusieurs, cette valeur représenterait la limite fonctionnelle du système cardiovasculaire (Astorino et al., 2000; Beltrami et al., 2014; Rowell, 1974) et est souvent interprétée comme étant un indicateur clé du niveau de condition physique (Astorino et al., 2000).

Bien que la  $\dot{V}O_{2max}$  puisse être estimée à l'aide de plusieurs tests (Burke, 1976; Storer et al., 1990), la façon la plus précise d'en obtenir la valeur est à l'aide d'une mesure directe faite en laboratoire, sur tapis roulant ou ergocycle, avec un système de mesure des échanges gazeux (Powers et Howley, 2009). L'intérêt d'effectuer ce type de test est multiple. Tout d'abord, la mesure de la  $\dot{V}O_{2max}$  a été considérée pendant plusieurs années comme une donnée significative dans la prédiction des succès au niveau des sports d'endurance telle que la course

à pied (Bulbulian et al., 1986; Costill, 1967; Foster, 1983; Hagan et al., 1981; Kenney et Hodgson, 1985). En effet, en prenant un groupe de coureurs avec des niveaux de condition physique différents (i.e. différentes valeurs de  $\dot{V}O_{2max}$ ), cette mesure était le facteur le plus important permettant de prédire la performance des coureurs (Costill, 1967). Les tests de capacité maximale permettent ainsi d'identifier les forces et les faiblesses d'un athlète pour son sport. Cette information sert ensuite de base pour établir un plan d'entraînement spécifique pour chaque athlète, en fonction des points à travailler, afin de maximiser sa performance (Powers et Howley, 2009).

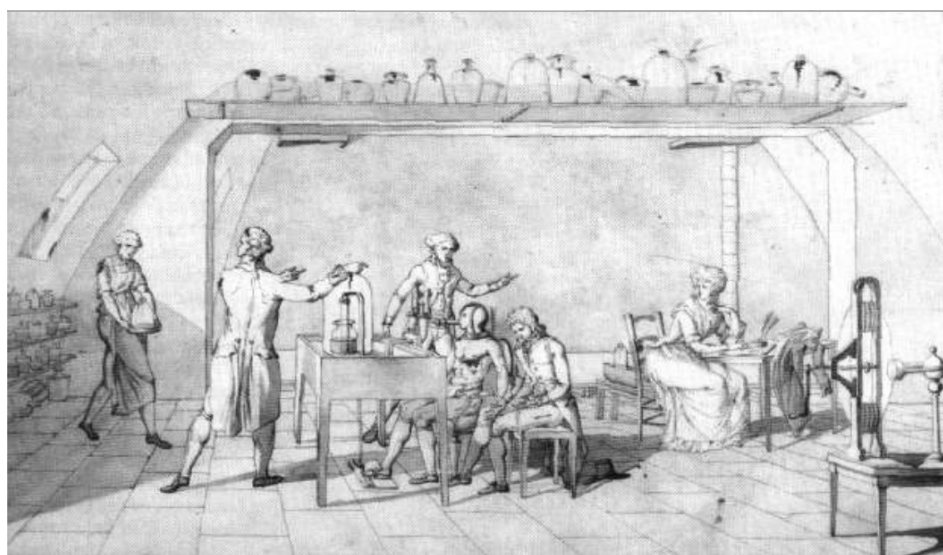
De plus, la mesure de la  $\dot{V}O_{2max}$  est probablement le test le plus effectué en physiologie de l'exercice et il a de nombreuses applications cliniques dans plusieurs domaines de spécialité (Beltrami et al., 2014; Howley et al., 1995; Robergs, 2001). Par exemple, la  $\dot{V}O_{2max}$  est beaucoup utilisée en recherche en tant que variable dépendante pour étudier, entre autres, les effets de l'entraînement ou de son arrêt, de l'exposition à l'altitude ou à la pollution (Howley et al., 1995). Cette valeur est également utilisée en tant que variable descriptive pour une population à l'étude et agit ainsi au même titre que le poids, la taille ou le sexe pour simplement dresser un portrait global de la population d'intérêt (Howley et al., 1995).

En 1984, Roy J. Shephard mentionna dans le journal *Sports Medicine* que la principale fonction d'une mesure de la  $\dot{V}O_{2max}$  est de faire l'évaluation fonctionnelle des patients souffrant d'une maladie cardiorespiratoire (Hale, 2008). C'est d'ailleurs dans ce sens que la valeur de la  $\dot{V}O_{2max}$  est depuis peu devenue un critère de sélection afin de déterminer les

patients qui sont éligibles à une transplantation cardiaque (Mancini et al., 1991). Il est maintenant bien démontré dans la littérature que la  $\dot{V}O_{2\max}$  est un indicateur très sensible de mortalité (Balady et al., 2010; Kodama et al., 2009). Le test de  $\dot{V}O_{2\max}$  s'avère être un marqueur pronostic important pour les médecins qui suivent des patients ayant des problèmes d'insuffisance cardiaque (Francis et al., 2002; Smart et al., 2015). Les tests progressifs maximaux permettant d'obtenir la  $\dot{V}O_{2\max}$  sont donc d'excellents outils pour avoir un portrait de la performance et de la fonction cardiopulmonaire d'une personne (Astorino et al., 2005).

## L'évolution des mesures de la $\dot{V}O_{2max}$

En Europe, le XVIII<sup>e</sup> siècle marque ce qu'on appelle le siècle des Lumières. C'était une période de grand mouvement intellectuel dont l'objectif était de faire avancer les connaissances, surtout au niveau de la chimie, et de s'opposer aux sciences de l'occulte et à la superstition (Berryman, 2003). L'un des grands intellectuels de cette époque est Antoine-Laurent Lavoisier (1743-1794). C'est lui qui posa, à cette époque, les fondements de la chimie moderne et qui proposa le nom des trois éléments fondamentaux suivants : l'hydrogène, l'oxygène et l'azote (Berryman, 2003; Hale, 2008; Mitchell et Saltin, 2003). C'est également lui qui fonda le premier laboratoire de tests à l'effort, vers la fin du XVIII<sup>e</sup> siècle, qui lui permirent d'effectuer des expériences sur la respiration de l'homme exécutant un travail et ce, à l'aide de son assistant Armand Séguin (Figure 1) (Hale, 2008; Hollmann et Prinz, 1997; Mitchell et Saltin, 2003; Roecker et al., 2005).



**Figure 1** : Expérience d'A-L Lavoisier sur la respiration de l'homme exécutant un travail (tiré de [https://en.wikipedia.org/wiki/Marie-Anne\\_Paulze\\_Lavoisier](https://en.wikipedia.org/wiki/Marie-Anne_Paulze_Lavoisier))

Les travaux de Antoine-Laurent Lavoisier menés vers la fin du XVIII<sup>e</sup> siècle inspirèrent plusieurs autres scientifiques dans les siècles suivants (Hale, 2008; Hollmann et Prinz, 1997; Mitchell et Saltin, 2003). Au début des années 1800, William Prout, un physicien anglais, amena les travaux de Lavoisier un peu plus loin en collectant son propre air expiré suite à des marches de différentes distances et vitesses (Hollmann et Prinz, 1997). Puis, vers 1856, Edward Smith développa, à l'aide d'un spiromètre, une méthode pour quantifier le dioxyde de carbone inspiré et expiré pendant l'exercice (Hollmann et Prinz, 1997; Mitchell et Saltin, 2003). Grâce à Aldoph Fick, en 1870, il est désormais possible, en quelque sorte, de mesurer la consommation d'oxygène : c'est la naissance de la maintenant très connue équation de Fick qui, à la base, permet de calculer le débit cardiaque (Hale, 2008). Puis, le XIX<sup>e</sup> siècle se termine par une découverte fondamentale. C'est en effet vers 1897-1898 que John Scott Haldane développa son équation pour calculer les contenus en oxygène et en dioxyde de carbone dans l'air expiré (Hale, 2008; Hollmann et Prinz, 1997). Mais ce n'est toutefois qu'en 1912 qu'il expliqua clairement comment calculer la consommation d'oxygène à partir de l'air expiré (volume, fractions expirées d'oxygène et de dioxyde de carbone), le tout à une température, pression et humidité standards (Hale, 2008).

## **La naissance de la mesure de la $\dot{V}O_{2\max}$**

Au début des années 1920, les travaux de Archibald Vivian Hill, physiologiste britannique et co-récipiendaire d'un prix Nobel de physiologie et de médecine, permirent de démontrer que la consommation d'oxygène (la  $\dot{V}O_2$ ) augmente de façon linéaire avec la vitesse de course

mais que, éventuellement, elle atteint un maximum au-delà duquel même une augmentation de la charge d'effort n'a aucun impact, c'est la naissance du terme  $\dot{V}O_{2\max}$  (Astorino et al., 2000; Bassett et Howley, 2000; Hale, 2008; Hollmann et Prinz, 1997; Robergs, 2001). À cette époque, les participants devaient courir à une seule vitesse à chaque journée de test et les données étaient accumulées ainsi pendant plusieurs jours afin d'établir la relation entre la  $\dot{V}O_2$  et la charge de travail (Hale, 2008). Les travaux de A.V. Hill et de ses collègues furent d'une importance capitale pour l'évolution des sciences du sport et de la physiologie de l'exercice, et ce à travers toute la planète (Hale, 2008; Mitchell et Saltin, 2003; Robergs, 2001).

## **Les tests en laboratoire**

C'est au cours de la période suivant la Première Guerre Mondiale, soit en 1927, que Lawrence Joseph Henderson et David Bruce Dill fondent le *Harvard Fatigue Laboratory* dans le sous-sol de la *Harvard Business School* (Tipton et Folk, 2014). Ce laboratoire poursuivait des recherches militaires mettant l'accent sur plusieurs types de stress : exercice, chaleur, haute altitude (Tipton, 2014). L'objectif de ce laboratoire était de mesurer précisément le travail physique et les réponses physiologiques y étant associées et ce laboratoire fit grandement évoluer la physiologie de l'exercice (Wilmore et Costill, 2002). Suite à ces travaux, il faut attendre jusque dans les années 1940 et 1950 avant que des études rigoureuses soient réalisées afin d'optimiser les tests en laboratoire (Powers et Howley, 2009). Ainsi, pendant la Seconde Guerre Mondiale, le *Laboratory of Physiological Hygiene* de l'Université du Minnesota, aux États-Unis, étudiait les relations entre la performance dans son sens le plus large et le stress



biologique (Hale, 2008). C'est donc grâce aux travaux réalisés dans ce laboratoire par Henry Longstreet Taylor et ses collègues pendant plus d'une décennie que, en 1955, les bases permettant de performer un test de  $\dot{V}O_{2\max}$  valide sont établies (Hale, 2008; Tipton et Folk, 2014). Par la suite, les travaux de Per-Olof Åstrand et Bengt Saltin dans les années 1960 ont permis de faire le lien entre la performance en sport d'endurance et la consommation maximale d'oxygène (Hale, 2008). Toutes ces démarches ont mené aux laboratoires de test de capacité physique avec lesquels les physiologistes de l'exercice de notre époque travaillent et ont contribué à l'émergence de nombreux programmes de recherche à travers les États-Unis et l'Europe (Mitchell et Saltin, 2003; Tipton et Folk, 2014). Mais pour cela il a fallu développer des techniques permettant de mesurer plus précisément les paramètres ventilatoires lors d'un test à l'effort.

## **Les techniques de mesure**

### **Les sacs de Douglas**

Au tout début du XX<sup>e</sup> siècle, Jules Tissot développe le spiromètre, instrument qui permet de mesurer et d'enregistrer la respiration chez l'humain (Hale, 2008; Hollmann et Prinz, 1997). Puis, en 1911, Claude Gordon Douglas invente de grands sacs en toile, plus tard nommés en son nom, doublés de caoutchouc qui permettent de collecter l'air expiré pour en mesurer le volume (Hale, 2008; Hollmann et Prinz, 1997; Macfarlane, 2001). De ce grand sac, d'une contenance de 50 à 150 L (Aguilaniu et al., 2007), un échantillon est ensuite prélevé à l'aide

d'une seringue afin d'être analysé en utilisant un procédé d'absorption chimique (Aguilaniu et al., 2007; ATS/ACCP, 2003; James et al., 2006; Vandewalle, 2004). Cette analyse permet d'obtenir une valeur de concentration d'air expiré pour l'oxygène ( $F_{E}O_2$ ) et le dioxyde de carbone ( $F_{E}CO_2$ ) (Macfarlane, 2001). La mesure des volumes expirés ( $\dot{V}_E$ ) se fait quant à elle à l'aide d'un spiromètre à eau permettant une grande précision (Lampert, 1998).

Cette technique d'analyse possédait le grand avantage d'avoir un haut degré d'exactitude (Aguilaniu et al., 2007; Roecker et al., 2005). Toutefois, elle demandait beaucoup de temps et exigeait également un niveau de connaissance élevé pour la manipulation et l'analyse de chacun des échantillons d'air expiré provenant des sacs de Douglas (Roecker et al., 2005). Malgré tout, cette méthode fut longtemps considérée comme étant la méthode de référence lorsqu'il est question de consommation maximale d'oxygène (Aguilaniu et al., 2007; Hodges et al., 2005; Lampert, 1998; Macfarlane, 2001). Les sacs de Douglas peuvent être utilisés lors de tests sur le terrain, mais sont généralement considérés comme étant trop encombrants et lourds pour des tests effectués pendant un exercice (Figure 2 – Macfarlane, 2001).



**Figure 2 :** Recueil des gaz expirés pendant l'exercice à l'aide des sacs de Douglas, fait à Berlin en 1928 par Kost (tiré de Hollmann et Prinz, 1997)

De plus, cette méthode est surtout recommandée pour un exercice fait dans un état stable (James et al., 2006), c'est-à-dire maintenu plusieurs minutes à la même intensité, mais devient d'autant plus complexe à utiliser lorsque l'exercice n'est pas fait en état stable comme c'est le cas, par exemple, avec un test de  $\dot{V}O_{2max}$  alors que le sac se remplit en une minute ou moins (Howley et al., 1995; Lampert, 1998; Matthews et al., 1987; Roecker et al., 2005; Shephard et Aoyagi, 2012). Avec les sacs de Douglas, les manipulations sont nombreuses puisqu'à chaque palier de test il faut utiliser un sac différent (Aguilaniu et al., 2007). Les procédés chimiques permettant de déterminer les fractions d'air expiré en  $O_2$  et en  $CO_2$  étaient également plutôt longs : pour analyser un échantillon d'air recueilli pendant 1 minute, environ 20 à 30 minutes étaient nécessaires (Wilmore et Costill, 2002). Ainsi est né l'intérêt pour les chercheurs et les physiologistes de l'exercice de développer et d'utiliser des systèmes automatisés permettant d'administrer des tests dans un délai beaucoup plus court et ne nécessitant pas autant de manipulations (Roecker et al., 2005).

## **Les systèmes modernes**

De l'époque de H.L. Taylor et de A.V. Hill où un seul test de  $\dot{V}O_{2max}$  pouvait s'échelonner sur plusieurs jours, voir même plusieurs semaines (Hale, 2008; Seiler, 2001), nous utilisons maintenant des appareils modernes avec « chambre de mélange » ou en « cycle à cycle » respiratoire permettant d'apprécier en temps réel les variations physiologiques à l'effort.

Tout d'abord sont apparus les systèmes utilisant des chambres de mélange d'un volume de 5 à 8 L (Hodges et al., 2005). Avec ce type de système, l'air expiré par le participant sur plusieurs respirations se rend dans une chambre, où ces respirations sont mélangées, pour qu'ensuite des échantillons de cet air soient prélevés et analysés à intervalles réguliers (Roecker et al., 2005). En utilisant cette méthode plutôt que les sacs de Douglas, les chercheurs et physiologistes de l'exercice peuvent ainsi obtenir des valeurs de  $\dot{V}O_2$  et de  $\dot{V}CO_2$  représentant davantage les changements réels qui surviennent lors d'un test à l'effort (Roecker et al., 2005). Ce type de système permet ainsi de déterminer de façon précise les échanges gazeux lors d'exercices faits en état stable (ATS/ACCP, 2003). Toutefois, les systèmes avec chambre de mélange peuvent avoir des temps de réponse plus longs si la chambre est grande ou se remplir trop rapidement si la chambre est petite (Aguilaniu et al., 2007; ATS/ACCP, 2003; Lampert, 1998). Ces situations expliquent donc que les délais de réponse de ce type de système sont très variables et plus difficiles à standardiser entre les systèmes (Roecker et al., 2005). Il importe donc de porter une attention particulière à ce paramètre lors d'un test afin de s'assurer que les calculs seront précis et valides.

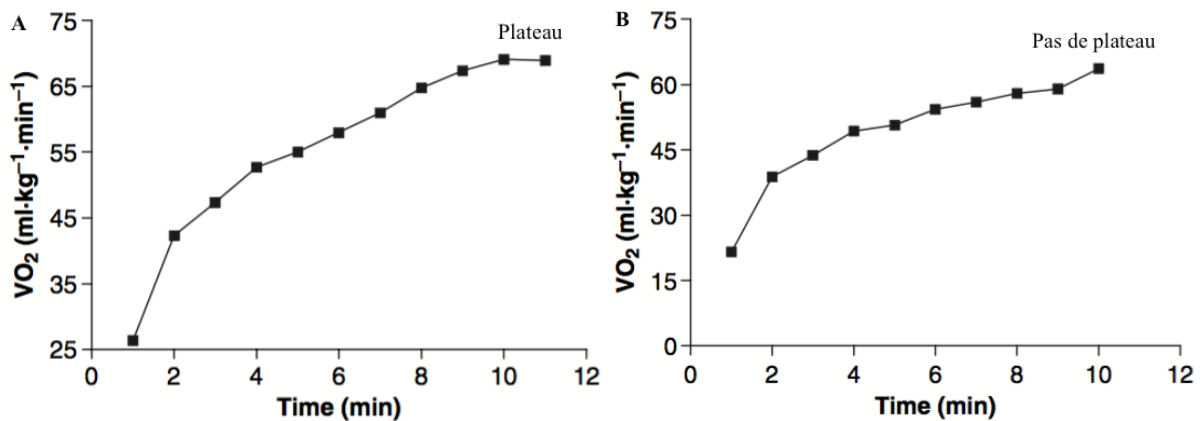
Pour pallier à ces différents problèmes, Karlmann Wasserman et William Beaver ont réussi à développer, dans les années 1960, une technologie suffisamment sensible pour que l'interface digital numérique atteigne la fréquence élevée et le temps d'échantillonnage très court du « cycle à cycle » respiratoire (Macfarlane, 2001; Roecker et al., 2005). Les systèmes en « cycle à cycle » respiratoire assurent l'acquisition des données d'un test avec une grande précision et avec rapidité (Astorino, 2009; Fernandes et al., 2012; Hill et al., 2003; Lampert, 1998). Avec

le temps, ces systèmes se sont développés au point où ils peuvent être non seulement utilisés en laboratoire, mais également sur le terrain grâce au développement de systèmes portatifs (ex. - K4b2 de Cosmed) (Fernandes et al., 2012; Macfarlane, 2001). Par ailleurs, ces systèmes modernes sont maintenant si bien automatisés qu'un test peut être administré et générer de nombreuses données sans pour autant que la personne qui administre le test ne possède une grande connaissance de la physiologie de l'exercice et de la respiration (Hodges et al., 2005; Macfarlane, 2001). Avec ces systèmes modernes, les tests de contrôle de qualité, de calibration et de standardisation sont intégrés à même le système informatique (Matthews et al., 1987). Habituellement, les fabricants de ces systèmes doivent eux-mêmes s'occuper de standardiser leur appareil dans des conditions d'état stable et pour ce faire ils utilisent souvent les sacs de Douglas comme valeur de référence (Matthews et al., 1987).

L'appareil de mesure des échanges gazeux mesure de façon continue les gaz expirés par les participants. Plus précisément, des algorithmes permettent d'échantillonner le signal près de la bouche à une fréquence de 50 à 100 fois par secondes (ATS/ACCP, 2003). Puis, le logiciel informatique du système automatisé effectue des calculs informatiques permettant de quantifier la fraction d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> expirés (F<sub>E</sub>O<sub>2</sub> et F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub>), la fréquence respiratoire et la pression barométrique. Ces valeurs seront ensuite moyennées par le logiciel du système et des calculs seront effectués pour permettre d'apprécier la fluctuation de plusieurs variables physiologiques telles que la  $\dot{V}O_2$ , la  $\dot{V}CO_2$  et la ventilation ( $\dot{V}E$ ) pour chaque respiration (Aguilaniu et al., 2007). Afin d'exprimer ces valeurs par minute, une extrapolation sera alors faite par le système. Une fois les valeurs de  $\dot{V}O_2$  et de  $\dot{V}CO_2$  obtenues, il est alors possible de

calculer le ratio d'échange gazeux respiratoire, le RER, qui est en fait le ratio entre la  $\dot{V}CO_2$  et la  $\dot{V}O_2$ .

Puis, bien sûr, cet appareil permet d'obtenir la valeur de consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2max}$ ). Par définition, la  $\dot{V}O_{2max}$  fait référence à la consommation maximale d'oxygène correspondant à un plafonnement du débit maximal d'oxygène calculé (la  $\dot{V}O_2$ ) et ce malgré une augmentation de la puissance de travail (voir Figure 3A) (Hale, 2008). D'un autre côté, la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  fait plutôt référence à la plus grande valeur de  $\dot{V}O_2$  calculée lors d'une épreuve d'effort sans qu'un plateau de consommation d'oxygène ne soit observé (voir Figure 3B) (Aguilaniu et al., 2007; Hale, 2008).



**Figure 3 :** A) Présence d'un plateau lors d'un test à l'effort ; B) Absence de plateau lors d'un test à l'effort (Tiré de Astorino, 2009)

Grâce à ces systèmes, plusieurs autres variables peuvent également être analysées telles que : la fraction d'efficacité du travail (i.e. la relation entre la  $\dot{V}O_2$  et la charge de travail), le seuil

ventilatoire (ou seuil de lactate) et la cinétique de  $\dot{V}O_2$ , pour n'en nommer que quelques-unes (ATS/ACCP, 2003; Vandewalle, 2004).

## Les sources d'erreur

Les systèmes d'analyse en « cycle à cycle » respiratoire permettent d'estimer les échanges gazeux pulmonaires totaux en mesurant uniquement les gaz expirés (Aguilaniu et al., 2007). Pour ce faire, il est présumé que les volumes d'azote ( $N_2$ ) sont égaux dans l'air inspiré et dans l'air expiré. Cette présomption est à la base même du principe de transformation de Haldane (Aguilaniu et al., 2007). Grâce à cette transformation et aux volumes d'air expirés, il est alors possible de calculer (estimer) les volumes d'air inspiré et, ainsi d'obtenir par exemple la  $\dot{V}O_{2max}$ .

En exécutant un test à l'effort avec un système de mesure des échanges gazeux, les sources d'erreur peuvent être nombreuses. Tout d'abord, il peut y avoir un manque de précision en provenance des analyseurs eux-mêmes, des modules de ventilation et également des mesures des facteurs environnementaux au moment de faire la calibration du système (Macfarlane, 2001; Robergs et Burnett, 2003). Les analyseurs et modules de ventilation peuvent aussi être initialement très précis, puis tranquillement perdre de leur précision au fil du temps sans que l'évaluateur ne s'en rende compte (Robergs et Burnett, 2003). Ainsi, si des erreurs se produisent dans les mesures de la  $\dot{V}E$ , de  $F_{EO_2}$  et de  $F_{ECO_2}$ , alors celles-ci seront d'autant plus

grandes lorsque exprimées par minute (Howley et al., 1995). De ce fait, il y aurait une imprécision dans les mesures de la ventilation et des fractions de gaz expirés (Robergs et Burnett, 2003). Par exemple, si la valeur de  $F_{E}O_2$  est 1% plus élevée que ce qu'elle est réellement, cela peut occasionner une erreur de -7,94% dans la mesure de la  $\dot{V}O_2$  pour un exercice fait à intensité très élevée (James et al., 2006).

De plus, bien que le calcul de la  $\dot{V}O_{2max}$  en utilisant nos systèmes modernes permet d'obtenir un haut degré de précision, il amène aussi son lot de variabilité entre chacune des respirations analysées (Astorino, 2009; Fernandes et al., 2012; Smart et al., 2015). Cette variabilité dans les données obtenues se situe à la fois au niveau physiologique, mais elle dépend également de la variabilité biologique et technique (Macfarlane, 2001). Certains chercheurs concluent que la variabilité biologique, c'est-à-dire la variabilité intra-individuelle, serait responsable de 90% de la variabilité physiologique, l'autre 10% s'expliquant par la variabilité technique associée à la mesure de la  $\dot{V}O_{2max}$  (Howley et al., 1995; Katch et al., 1982; Macfarlane, 2001).

Cependant, cela ne signifie pas forcément que toute cette variabilité représente de façon précise le volume d'air inspiré lors de la respiration précédente, ni les réels échanges au niveau alvéolaires et ni les variations de la quantité d' $O_2$  utilisée par les muscles actifs (Aguilaniu et al., 2007; Fernandes et al., 2012; James et al., 2006). En effet, si une grande expiration suit une profonde inspiration, il peut alors y avoir une surestimation de la  $\dot{V}O_2$  réelle de cette respiration (Hill et al., 2003). Ces erreurs sont souvent aléatoires et réparties autour de la vraie valeur physiologique et c'est dans le but de les minimiser que les chercheurs peuvent



appliquer un traitement sur les données d'un test, c'est-à-dire qu'ils sélectionnent différents intervalles d'échantillonnage (Aguilaniu et al., 2007; Fernandes et al., 2012; Robergs et Burnett, 2003; Smart et al., 2015). Pour ce faire, plusieurs systèmes automatisés offrent, dans leurs fonctions, des méthodes pour transformer les données d'un test.

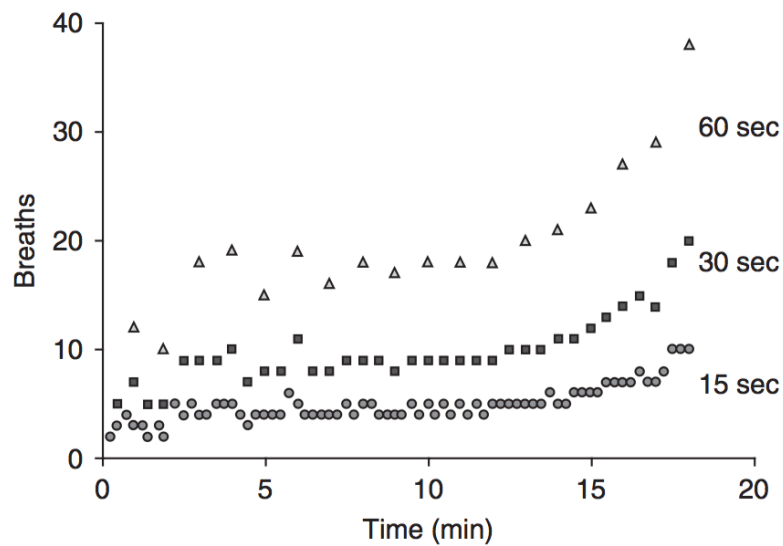
## **Les différentes méthodes de traitement**

Auparavant, avec les sacs de Douglas, il pouvait être assez difficile d'utiliser des échantillons de moins de 1 minute étant donné la capacité des ballons ainsi que tout le travail et les manipulations requises pour analyser, un à un, chacun de ces échantillons (Roecker et al., 2005). Toutefois, avec les systèmes utilisés de nos jours, il est facile d'utiliser des intervalles d'échantillonnage très variés (Myers et al., 1990). Parmi ceux-ci nous retrouvons deux grandes familles : la moyenne statique et la moyenne glissante qui, toutes deux, peuvent à la fois s'appliquer sur un intervalle de temps ou sur un nombre de respirations.

### **La moyenne statique**

Une des façons les plus utilisées d'appliquer la moyenne statique est de le faire sur un intervalle de temps donné, par exemple sur 30 secondes (Hill et al., 2003; Midgley et al., 2007a; Robergs et al., 2010). Avec ce type de moyenne toutes les respirations comprises dans

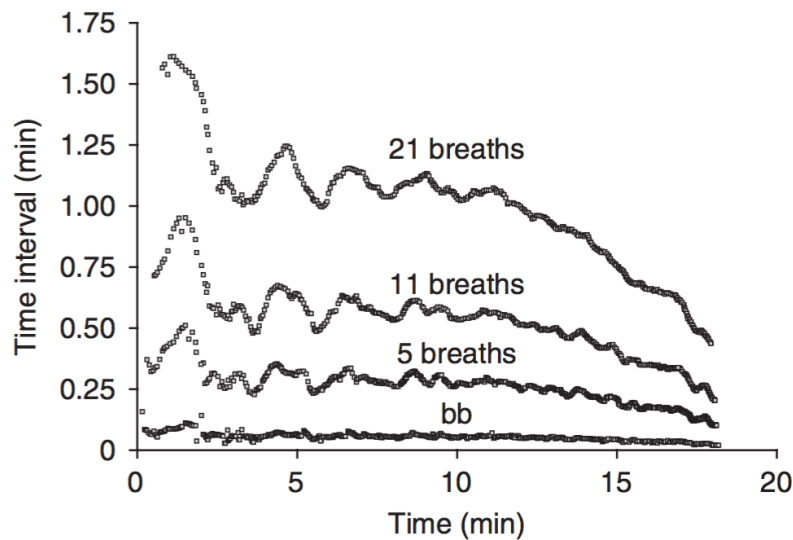
l'intervalle de temps choisi (ex. : 15 sec, 30 sec ou 60 sec) sont alors utilisées pour calculer la valeur. L'objectif de ce traitement est de diminuer à la fois la variabilité physiologique et les erreurs de mesure. Avec une moyenne sur le temps, plus le test avance et que la fréquence des respirations augmente (voir Figure 4), plus il y a de respirations incluses dans chaque moyenne et plus la variabilité des données diminue (Robergs et Burnett, 2003). Ceci s'expliquerait par le fait qu'avec une augmentation de la fréquence respiratoire chacune de ces respirations a alors un impact moins grand sur l'ensemble des respirations moyennées, alors que c'est l'inverse en début de test (Robergs et Burnett, 2003).



**Figure 4 :** Différence dans le nombre de respirations inclus selon l'intervalle de temps (tiré de Robergs et al., 2010)

La moyenne statique peut également s'appliquer sur un nombre de respirations fixe, par exemple 7 respirations. Au contraire de la moyenne sur le temps, en utilisant une moyenne sur un nombre de respirations il y a alors toujours le même nombre de respirations dans chaque

intervalle, et ce même si la fréquence respiratoire augmente pendant le test. Dans ce cas-ci c'est la durée pour avoir le nombre de respiration choisi qui va diminuer avec l'augmentation de l'intensité pendant le test (voir Figure 5 – Robergs et al., 2010).



**Figure 5 :** Différence de durées selon le nombre de respirations inclus selon l'intervalle (tiré de Robergs et al., 2010)

## La moyenne glissante

La moyenne glissante (ou moyenne mobile), aussi appelée *rolling average* ou *moving average*, est en fait la moyenne d'un point avec quelques points qui le précèdent et quelques points qui le suivent (Hill et al., 2003). Ce type de moyenne pourrait s'appliquer sur du temps ou sur des respirations, mais la façon la plus fréquente de l'utiliser est avec les respirations (Robergs et Burnett, 2003). Dans ces cas-là, le nombre de respirations inclus dans la moyenne glissante peut être d'aussi peu que 3 respirations (Blumoff et al., 1999; Smith et al., 1999; Hill et al., 2003) et aller jusqu'à 30 respirations (Hill et al., 2003). Si la moyenne glissante est appliquée

sur du temps, alors certains auteurs ont utilisé des durées de 15, 30 ou 60 secondes (Francis et al., 2002). Par exemple, si la moyenne glissante est sur 3 respirations, alors la première moyenne représentera la moyenne des valeurs pour les 3 premières respirations, la deuxième moyenne sera celle des respirations 2-3-4, la troisième celle des respirations 3-4-5, et ainsi de suite jusqu'à la fin du test.

## **Les recommandations disponibles**

Historiquement, la définition de la  $\dot{V}O_{2max}$  sous-entendait que cette valeur représentait la consommation maximale d'oxygène qui pouvait être maintenue pendant 1 minute. Il serait donc logique de penser que le meilleur intervalle d'échantillonnage dans ce cas-là serait de choisir 60 secondes. Toutefois, pour le moment rien ne démontre que cette définition est exacte. Voilà pourquoi plusieurs laboratoires de recherche donnent des recommandations très variées en ce qui concerne les intervalles d'échantillonnage de leurs tests. Cela peut être d'utiliser du « cycle à cycle » respiratoire (Myers et al., 1990), en allant jusqu'à 60 secondes (Bassett et Howley, 1997; Howley et al., 1995; Myers et al., 1990), et en passant par le vaste éventail d'intervalle de temps entre les deux (Astorino, 2009; Balady et al., 2010; Dwyer, 2004; James et al., 2006; Midgley et al., 2007b; Myers et al., 1990). Certains donnent même des recommandations assez larges mentionnant d'utiliser des moyennes sur 30 à 60 secondes, mais qu'un intervalle de seulement 20 secondes pourrait être suffisant (ATS/ACCP, 2003).

Macfarlane (2001), dans sa revue portant sur les systèmes automatisés d'analyse d'échanges gazeux, suggère d'utiliser soit une moyenne de 15 à 20 secondes ou une moyenne glissante sur 5 à 8 respirations puisque ces intervalles génèrent une variabilité similaire tout en étant d'un haut degré de précision. D'autres chercheurs vont également dans le même sens en recommandant des intervalles d'échantillonnage plus courts :  $\leq 15$  secondes (Astorino et al., 2000; James et al., 2006; Robergs et Burnett, 2003), moyenne glissante sur 3 respirations (Robergs et Burnett, 2003), moyennes de 20 secondes (Dwyer, 2004), moyenne des 15 à 30 dernières secondes (Aguilaniu et al., 2007; Roecker et al., 2005) ou une moyenne statique sur 30 secondes (Midgley et al., 2007b). Étant donné que de plus en plus de chercheurs utilisent des protocoles de test à l'effort en rampe ou avec des augmentations de palier à toutes les minutes, alors l'utilisation d'intervalles d'échantillonnage d'une durée de plus de 30 secondes serait inadéquate pour avoir une valeur de  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$  précise (Johnson et al., 1998).

D'un autre côté, Howley *et al.* (1995) considèrent que si les données d'un test à l'effort sont échantillonnées sur un intervalle de 20-30 secondes, alors il y a une augmentation des erreurs et un risque de surestimation de la  $\dot{V}O_{2\text{max}}$ . Ces chercheurs recommandent donc plutôt d'opter pour un temps d'échantillonnage de 60 secondes ou bien, en deuxième recours, de faire la moyenne d'au moins deux valeurs consécutives représentant des moyennes sur 20 à 30 secondes. Francis *et al.* (2002) recommandent également d'utiliser un intervalle de 60 secondes pour traiter les données d'un test puisqu'ils considèrent que des intervalles plus courts, tels que 15 secondes ou 30 secondes, auront pour effet de surestimer les valeurs de  $\dot{V}O_2$  et de RER chez des patients atteints d'insuffisance cardiaque. Selon eux, cette

recommandation est particulièrement vraie lorsque les patients ont des respirations périodiques, ce qui est souvent le cas dans une population insuffisante cardiaque.

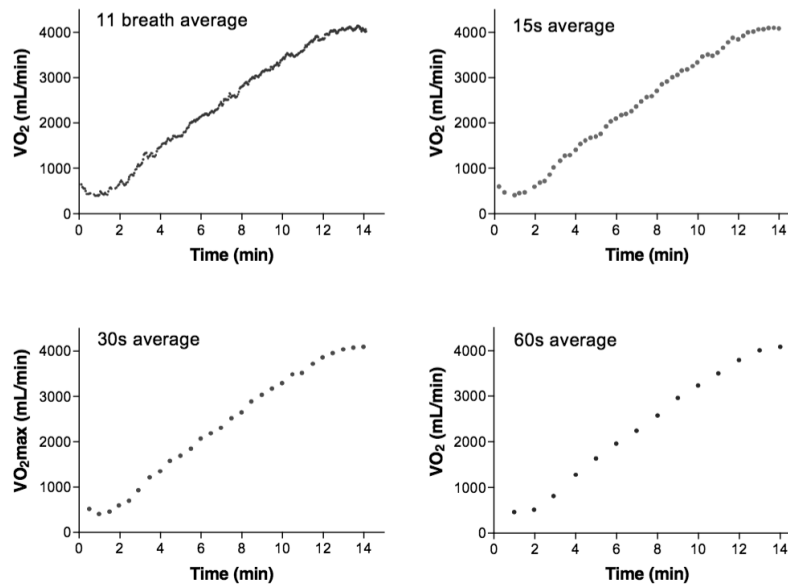
Pour d'autres chercheurs (Hill et al., 2003; Roecker et al., 2005), le choix d'un intervalle d'échantillonnage devrait plutôt être adapté en fonction de la question de recherche et de la réponse physiologique qui doit être regardée. Matthews *et al.* (1987) et Myers *et al.* (1990), même s'ils ne donnent pas de recommandations précises, croient qu'il est important de standardiser l'intervalle d'échantillonnage lors d'un test de  $\dot{V}O_{2max}$  ou que, minimalement, cet intervalle devrait être précisé par les chercheurs lorsqu'ils publient un article scientifique incluant cette donnée. Plusieurs autres chercheurs sont également d'avis qu'il est nécessaire de standardiser les intervalles d'échantillonnage et que cet intervalle devrait également être mentionné lorsque des tests à l'effort avec mesure des échanges gazeux sont rapportés dans la littérature (Francis et al., 2002; Johnson et al., 1998; Macfarlane, 2001).

Pour Robergs *et al.* (2010), la façon de traiter les données obtenues par calorimétrie indirecte lors d'un test à l'effort doit être adaptée selon le type d'appareil utilisé. Ainsi, lorsqu'une chambre de mélange est utilisée pour mesurer les paramètres de ventilation alors une moyenne de temps sur une durée maximale de 30 secondes devrait être appliquée aux données. De plus, cette moyenne devrait être positionnée au milieu de l'intervalle de temps, soit à la quinzième seconde pour une moyenne de 30 secondes. Ces auteurs vont même jusqu'à recommander l'acquisition d'un logiciel permettant de générer des moyennes sur un nombre de respirations puisque, selon eux, la moyenne sur le temps n'est pas la meilleure option. Si, toutefois, un système en « cycle à cycle » respiratoire est utilisé alors la meilleure option, toujours selon ces

auteurs, serait d'utiliser une moyenne glissante de 15 respirations alignée sur la 8<sup>e</sup> respirations, soit au centre de l'intervalle.

## **L'impact du traitement des données**

La prudence est de mise lorsque vient le temps de faire un choix pour un intervalle d'échantillonnage plutôt qu'un autre. Un des problèmes avec le fait d'appliquer un traitement sur les données d'un test en « cycle à cycle » respiratoire vient du fait qu'il y a un risque de diminuer la validité des mesures et donc de nuire au calcul de la valeur de  $\dot{V}O_{2\max}$  (Robergs et Burnett, 2003; Roecker et al., 2005). En effet, un intervalle trop long pourrait avoir comme effet de masquer des phases de transition importantes dans les données physiologiques (Macfarlane, 2001). De plus, en traitant les données de  $\dot{V}O_2$  alors que la valeur change d'une réponse linéaire vers une réponse curvilinéaire, ce qui est généralement le cas dans les dernières minutes d'un test à l'effort, cela a pour effet de rendre la réponse du  $\dot{V}O_2$  plus linéaire qu'elle ne l'est (Figure 6 – Robergs, 2001).



**Figure 6 :** Diminution de la relation curvilinéaire de la  $\dot{V}O_2$  vers une relation linéaire avec des intervalles d'échantillonnage plus longs (tiré de Robergs, 2001)

En utilisant un intervalle d'échantillonnage plus long, cela signifie que les participants doivent être en mesure de soutenir, lors d'un test progressif maximal, une charge de travail égale ou supérieure à leur  $\dot{V}O_{2max}$  pour une durée de 2 à 3 minutes, ce qui n'est pas simple (Astorino et al., 2000; Robergs, 2001) et même physiologiquement peu probable, et ce particulièrement chez les enfants ou les personnes âgées (Astorino et al., 2005). Pour terminer, certains auteurs mentionnent que si un intervalle de temps plus long est choisi, alors la valeur de  $\dot{V}O_{2max}$  sera sous-estimée (Robergs, 2001; Robergs et Burnett, 2003; Astorino, 2009).

Plusieurs études ont montré que la variabilité et les valeurs de  $\dot{V}O_{2max}$  sont plus élevées lorsque des intervalles d'échantillonnage plus courts sont utilisés (Blumoff et al., 1999; Hill et al., 2003; Matthews et al., 1987; Myers et al., 1990; Roecker et al., 2005). Par exemple, dans une



étude réalisée par Matthews *et al.* (1987) auprès de 12 hommes adultes en santé, il a été démontré que l'intervalle d'échantillonnage choisi pour analyser les données d'un test à l'effort pouvait occasionner des différences allant jusqu'à 20%. Ces auteurs ont choisi de comparer, pour un même test, une moyenne sur 15 et 60 secondes, une moyenne glissante de 8 respirations et les données en respiration par respiration. Lorsque les valeurs de  $\dot{V}O_{2max}$  obtenues avec les données en « cycle à cycle » respiratoire étaient retirées, une différence de 10% était toujours présente.

Selon Matthews *et al.* (1987), dans le cas d'un exercice fait en état stable le choix de l'intervalle d'échantillonnage n'aura que peu d'impact sur les valeurs. Par contre, Myers *et al.* (1990) se sont intéressés à la question et ont démontré, à l'aide de 10 participants et de 10 traitements de données différents que la variabilité de la  $\dot{V}O_2$  était influencée par le choix de l'intervalle d'échantillonnage lors d'un exercice fait en état stable. Les données de leur étude montrent donc que la variabilité de la  $\dot{V}O_2$  est inversement proportionnelle à l'intervalle d'échantillonnage utilisé. En d'autres termes, plus l'intervalle est petit (ex. : « cycle à cycle » respiratoire ou 5 secondes) et plus la variabilité est grande.

Lorsqu'il s'agit d'un test de  $\dot{V}O_{2max}$  qui, par nature, n'est pas un exercice en état stable et lors duquel les incréments de palier se font à toutes les minutes ou quelques minutes, alors le choix de cet intervalle aura un impact sur la valeur finale (Howley *et al.*, 1995; Matthews *et al.*, 1987). En effet, Astorino *et al.* (2000) et Robergs (2001) ont conclu que lorsqu'un intervalle d'échantillonnage plus long est utilisé, par exemple 60 secondes, la valeur de  $\dot{V}O_{2max}$  est alors

sous-estimée de façon significative. À l'opposé de ce qui est noté pour les tests en état stable, plusieurs chercheurs ont conclu que la variabilité de la  $\dot{V}O_2$  était plus grande pour un intervalle d'échantillonnage plus long (Astorino et al., 2000; Astorino et al., 2005; Hill et al., 2003; Robergs, 2001). Cette plus grande variabilité serait probablement le résultat de variations dans les mesures d'échange gazeux à la bouche à chacune des respirations plutôt qu'un témoin d'un plus grand chargement d'oxygène au niveau pulmonaire ou au niveau des muscles actifs (Hill et al., 2003; James et al., 2006). Dwyer (2004), dans son étude réalisée auprès de 20 adultes en santé, a pour sa part conclu qu'un intervalle d'échantillonnage d'au moins 16 secondes était nécessaire afin de limiter l'erreur de  $\dot{V}O_2$  à 5%. Par exemple, si l'intervalle d'échantillonnage est de 45 secondes, l'erreur est alors diminuée à seulement 3%. Toutefois, il précise également que si un intervalle d'échantillonnage trop long est choisi, il y a alors une diminution de la sensibilité à détecter les  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ , ce qui est en accord avec les conclusions de Robergs (2001).

## **L'impact du traitement de données – populations à besoins spéciaux**

Dans une étude réalisée auprès de 15 patients évalués pour une transplantation cardiaque, Johnson *et al.* (1998) ont voulu étudier l'impact du traitement des données d'un test à l'effort maximal sur les valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ . Ils ont comparé les valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  obtenues selon 5 traitements de données différents : moyennes de 60, 30 et 15 sec, moyenne glissante sur 8 respirations et « cycle à cycle » respiratoire. Selon les résultats de cette étude, plus l'intervalle d'échantillonnage utilisé était court, i.e. « cycle à cycle » respiratoire, et plus la valeur de

$\dot{V}O_{2de\ pointe}$  était élevée. La différence de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  entre le « cycle à cycle » respiratoire et la moyenne sur 60 secondes était de 20%, ce qui est en accord avec les résultats obtenus par d'autres chercheurs (Matthews et al., 1987; Myers et al., 1990). Cette différence a donc un impact clinique significatif lorsque vient le temps, par exemple, de déterminer quels patients sont éligibles à une transplantation cardiaque, contexte où les meilleurs  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  sont privilégiés pour éviter la transplantation (Vandewalle, 2004). Une étude plus récente réalisée par Smart *et al.* (2015) a aussi obtenu des résultats qui vont dans le même sens. Leur étude incluait 275 patients insuffisants cardiaques et a montré une différence de 6% dans les valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  obtenues avec un intervalle d'échantillonnage plus court (10 sec) par rapport à un intervalle plus long (60 sec). Bien que la différence qu'ils ont obtenue était plus faible, cela pouvait se révéler assez cliniquement significatif pour changer l'éligibilité de certains patients à une transplantation cardiaque. Francis *et al.* (2002), dans une étude effectuée auprès de 122 patients souffrant d'insuffisance cardiaque, a démontré que les valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  et de RER étaient toutes les deux significativement plus élevées lorsque l'intervalle d'échantillonnage choisi était plus court, c'est-à-dire avec une moyenne de 15 secondes versus une moyenne glissante de 60 secondes.

## **Les traitements utilisés**

Malgré ces recommandations et les impacts du traitement des données d'un test, près de la moitié des chercheurs ne précisent pas cette information lors de la rédaction d'articles

scientifiques. En effet, Hill *et al.* (2003), dans un de leurs articles, ont recensé et analysé tous les articles parus dans 2 journaux importants et qui mentionnaient des tests de  $\dot{V}O_{2max}$ . Le tableau suivant montre de quelle façon les données de ces tests étaient traitées (Tableau 1). Ce tableau montre également les constats de Midgley *et al.* (2007a) qui ont regardé 198 articles scientifiques publiés dans 4 journaux traitant de médecine sportive et de physiologie.

Méthodes de traitement	Nombre d'articles rapportant avoir utilisé cette méthode	
	Hill <i>et al.</i> (2003) <i>N=137 études</i>	Midgley <i>et al.</i> (2007a) <i>N=198 études</i>
Non spécifiée	54 (39)	89 (45)
Moyenne statique sur le temps	80 (58)	88 (44,5)
– 60 secondes	27 (19,7)	15 (7,6)
– 30 secondes	22 (16)	47 (23,7)
– 20 secondes	8 (5,8)	12 (6,1)
– 15 secondes	5 (3,6)	9 (4,5)
– 10 secondes	-	5 (2,5)
– Autres	18 (13,1)	-
Moyenne glissante sur le temps		20 (10,1)
– 4 X 15 sec		5 (2,5)
– 3 X 20 sec		3 (1,5)
– 3 X 15 sec	N/A	1 (0,5)
– 2 X 30 sec		9 (4,5)
– 2 X 15 sec		1 (0,5)
– 10 X 1 sec		1 (0,5)
Moyenne statique sur un nombre de respirations	3 (2,2)	1 (0,5)
– 5 respirations	2 (1,5)	-
– 10 respirations	-	1 (0,5)
– 20 à 30 respirations	1 (0,7)	-

Les valeurs présentées correspondent à n (%)

**Tableau 1** : Fréquence d'utilisation de différentes méthodes de traitement de données

Ce tableau résume bien le fait que, dans 40 à 45% des cas, les chercheurs qui publient un article scientifique ne précisent pas le traitement de données qu'ils ont utilisé pour déterminer la valeur de  $\dot{V}O_{2max}$ . La méthode de traitement qui, selon ces recensions, est la plus utilisée, est la moyenne statique sur le temps, et plus spécifiquement les intervalles de 30 et de 60 secondes. Ces deux choix d'intervalles combinés représentent en effet un peu plus de 30% des méthodes mentionnées dans les articles que ces auteurs ont analysés.

Ces constats de Hill *et al.* (2003) et de Midgley *et al.* (2007a) sont en accord avec ceux faits par Robergs *et al.* (2010). Ces derniers ont mené un sondage auprès de personnes qui administrent des tests à l'effort et qui analysent les données de ces tests (médecins, physiologistes de l'exercice, personnes possédant une maîtrise ou un doctorat). Avec les 75 questionnaires complétés, il a été montré que 48% des répondants utilisent les systèmes en « cycle à cycle » respiratoire, le reste des répondants utilisant soit les chambres de mélange (25%) ou l'un ou l'autre selon l'objectif du test (27%). De plus, la grande majorité (75%) des personnes ayant rempli ce sondage ont mentionné utiliser une moyenne sur le temps pour atténuer la variabilité dans les valeurs de  $\dot{V}O_2$  obtenues pendant un test, alors que seulement 17% utilisent une moyenne sur un nombre de respirations. Les personnes ayant répondu à ce sondage devaient également préciser pour quelle autre raison, outre dans le but d'atténuer la variabilité, ils appliquent le type de traitement choisi aux données obtenues lors d'un test à l'effort. Les réponses étaient ensuite classifiées selon que la décision était prise en fonction de critères subjectifs [croyances (32%), traditions (13%) ou influence des collègues (7%)] ou objectifs [enseignement (26%) ou lecture d'articles scientifiques (22%)]. Il semble donc que,

pour les professionnels ayant répondu à ce sondage, un peu plus de la moitié (52%) basaient leur décision uniquement sur des critères subjectifs.

## Les enjeux du projet

La mesure de la  $\dot{V}O_2$  à l'aide de systèmes d'analyse des échanges gazeux peut être faite pour plusieurs raisons : déterminer le coût énergétique et les demandes métaboliques d'une activité (ex. : utilisation des substrats), aider au diagnostic de troubles métaboliques, analyser la cinétique de la  $\dot{V}O_2$  et, bien sûr, déterminer la  $\dot{V}O_{2max}$  et suivre son évolution suite à des protocoles d'entraînement, et ce chez divers profils d'individus (athlètes ou enfants) (Atkinson et al., 2005; James et al., 2006; Vandewalle, 2004).

Il est déjà bien démontré dans la littérature qu'un faible niveau d'activité physique est associé à des risques plus élevés de développer plusieurs problèmes de santé. En effet, selon l'Organisation Mondiale de la Santé, l'inactivité physique serait responsable de 5,5% de tous les décès et se classe en 4<sup>e</sup> position dans les facteurs de risque de mortalité (WHO, 2009 et 2011). De faibles niveaux d'activité physique auront également des conséquences négatives sur la santé des jeunes (Janssen et Leblanc, 2010; Mountjoy et al., 2011). Considérant que la condition physique est un bon reflet du niveau d'activité physique (Baquet et al., 2003) – les jeunes les plus actifs ayant généralement une meilleure condition physique – alors l'évaluation de la condition physique est tout à fait pertinente chez cette population. Certaines études ont montré qu'un faible niveau de condition physique chez les jeunes est associé à une augmentation des risques de troubles cardiométaboliques (Ekelund et al., 2007; Froberg et Andersen, 2005; Peterson et al., 2012). De plus, une étude européenne a conclu que l'association entre la condition physique et les risques cardiométaboliques était indépendante

du niveau d'activité physique et du taux de masse adipeuse chez des jeunes de 9 à 15 ans (Ekelund et al., 2007).

La façon la plus précise et la plus objective de déterminer la condition physique des jeunes est à l'aide d'un test à l'effort progressif maximal permettant d'obtenir la valeur de  $\dot{V}O_{2max}$  (ou de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ ) (Armstrong, 2013; Mountjoy et al., 2011). Les études mentionnées précédemment ont permis de bien établir que, chez les adultes, la façon de traiter les données obtenues avec un système en « cycle à cycle » respiratoire aura un impact significatif sur la valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ . Toutefois, aucune analyse de ce type ne semble avoir été faite en ce qui concerne les résultats de tests obtenus chez des enfants et/ou des adolescents. Puisque la réponse ventilatoire à l'exercice est différente chez l'enfant par rapport à l'adulte (Armstrong et Barker, 2009; Potter et al., 1999; Prioux et al., 2003), il serait prématuré de présumer que les méthodes de traitement des données d'un test de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  auront le même impact chez les jeunes. C'est pourquoi ce mémoire a pour objectif d'investiguer et de quantifier si l'utilisation de différentes méthodes de traitement de données aura un impact sur la valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  obtenue lors d'un test progressif maximal fait sur vélo stationnaire chez des jeunes de 8 à 10 ans.

La prochaine section présente l'article intitulé : *Comparison between  $\dot{V}O_{2peak}$  data at different averaging intervals in children*



# Comparison between $\dot{V}O_{2peak}$ data at different averaging intervals in children

Corinne Suppère, MSc<sup>1,2</sup>, Mélanie Henderson, MD<sup>2,3</sup>, Marie-Ève Mathieu, PhD<sup>1,2</sup>

- 1) Département de kinésiologie, Université de Montréal, Montréal, Canada
- 2) Centre de recherche du Centre hospitalier universitaire de Ste-Justine (CRCHUSJ),  
Montréal, Canada
- 3) Département de pédiatrie, Université de Montréal, Montréal, Canada

Corresponding author:

Marie-Ève Mathieu

Department of kinesiology, University of Montreal

P.O. Box 6128, Downtown Station

Montreal, Quebec (Canada), H3C 3J7

Tel. [514-343-6737](tel:514-343-6737); Fax. [514-343-2181](tel:514-343-2181)

e-mail: [me.mathieu@umontreal.ca](mailto:me.mathieu@umontreal.ca)

## Abstract

**Purpose:** The primary aim of this study was to evaluate the impact of different data averaging methods on the peak data obtained during a maximal exercise test in children. **Methods:** The results of a maximal cycling test of 124 children were included. Comparisons of the data obtained with indirect calorimetry were made between breath-by-breath, time averages of 5-s, 10-s, 15-s, 20-s, 30-s, 45-s and 60-s and breath averages of 3-breaths, 7-breaths, 11-breaths and 21-breaths. Using the linear general model, repeated measures were performed and within-subject differences were evaluated. To assess the presence of an interaction of sex and body weight status, a two-way ANOVA analysis was also conducted. **Results:** As opposed to the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value, the peak respiratory exchange ratio and heart rate values were less affected by the choice of the sampling interval. The highest  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value was the one corresponding to breath-by-breath data, with a significant difference of 41.1% when compared to the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value averaged over 30-s. No interaction effect of sex and body weight status was found for either time averaging or breath averaging. However, the analysis showed a single main effect of body weight status for breath averaging intervals. **Conclusions:** In children, using shorter averaging intervals will yield higher  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values, whereas values of respiratory exchange ratio and heart rate peak will be lower. The present study confirmed that the way in which the  $\dot{V}O_2$  data obtained from a maximal exercise test is processed will most certainly affect its values, therefore attention should be given to this significant factor.

**Key Words:** maximal oxygen uptake, gas exchange, sampling intervals, exercise testing, youth

## Introduction

Low physical fitness is associated with higher morbidity and mortality from all-causes, lower physical performance and even cognitive dysfunctions in adults (9, 23, 29). The association of higher fitness levels with a healthier cardiometabolic profile is not only seen in adults, but is also observed in youth (6). Thus, even small improvements in physical fitness and prevention of its loss are important for longevity, health considerations and physical performance. For example, a recent meta-analysis showed that for every metabolic equivalent (MET;  $3.5 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  in oxygen consumption) improvement in physical fitness, there is a 15% lower risk of cardiovascular disease mortality, and a 13% lower risk of all-causes mortality in healthy men and women (19). As for physical performance, Ingham et al (17) used allometric scaling models to identify the aerobic factors related to middle distance running performance. They concluded that a 10% improvement in a female 800-m runner's maximal aerobic capacity would yield a 3.36% increase in her estimated performance speed for this distance.

For health and performance issues, physical fitness needs to be properly evaluated in order to position individuals according to normative data and to assess its changes. To do so, the gold standard method consists of calculating one person's maximal aerobic capacity, also known as the maximal oxygen uptake ( $\dot{V}O_{2\text{max}}$ ). Proper gas exchange measurement is thus fundamental in exercise physiology. In 1911, the physiologist Claude Gordon Douglas developed what is now known as the "Douglas bag" method for the measurement of expired gas volumes (24). As the only method available for many decades, the "Douglas bag" method was widely used and it is still considered to be the gold standard in  $\dot{V}O_{2\text{max}}$  assessment (1, 2, 38). With this

method, the expired air goes in a collection bag for a specific time interval. The content of each bag is later analyzed with non-automated methods to obtain the expired gas volumes and concentrations.

In order to be done properly, the “Douglas bag” method takes a lot of time and expertise from the technicians. These are key reasons why there was a need for faster and more efficient techniques, which led to the development of many semi- or fully-automated gas analysis systems in the 1960’s and 1970’s (24). With advances in the microcomputer technology, gas analyzers became faster and gave an opportunity for Beaver and his co-workers to develop a fully-automated gas analysis system in the 1970’s: the breath-by-breath (BbyB) system (38). The latter uses algorithms and a sampling signal at a frequency of 50-100Hz to calculate oxygen and carbon dioxide concentrations near the mouth. The values are then summarized for every respiratory cycle, giving BbyB data (2). This allows the exercise physiologists to appreciate the changes in respiratory values in real time. The BbyB system is now widely used in exercise physiology because of its operating simplicity, either in the laboratory itself or on the field with portable systems.

The BbyB systems made gas analysis procedures more efficient and also increased the number of data available during one single maximal exercise testing. Whereas in the “Douglas bag” method the gas samples are usually collected for periods of 1 minute or longer, the BbyB system allows gas samples collection for every breath. This means that exercise physiologists first had to analyze data from a standard aerobic capacity test producing 10-20 data points, to one that can produce more than 500 data points when using the BbyB technology (37).

Recommendations exist on how the data should be sampled and interpreted to better reflect the fitness level of an individual (1, 2, 11, 16, 18, 24, 30, 32, 36, 37, 38). However, there is no consensus on the proper data processing method that should be used when conducting maximal exercise testing with indirect calorimetry (15, 30, 37).

During a test with BbyB data acquisition, exercise physiologists are confronted with variability in the results. According to some researchers (31, 37), this variability is mainly caused by irregularities in the ventilation parameters. The goal of data processing is to remove this variability, or “noise”, without altering the true physiological trend in order to obtain valid data from the test (1, 12, 36, 39). Using sampling intervals over a fixed number of seconds (e.g. from 5 to 60 seconds), or a fixed number of breaths (e.g. from 3 to 21 breaths), are two techniques that are currently used to process the data obtained with a  $\dot{V}O_{2\max}$  test (15, 30, 37).

It has already been shown in the literature that the data processing method chosen will have an impact on the  $\dot{V}O_{2\max}$  or  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value obtained during the test in healthy adults (5, 11, 27, 30, 35), heart failure patients (13, 18, 39), and swimmers (12, 40). However, to our knowledge, it appears that no research has been done to investigate the impact of data processing in children. Considering that there is a larger variability in children BbyB data compared to adults (33), then the investigation of the processing impact on  $\dot{V}O_2$  data seems of great interest in this population. Therefore, the aim of this study was twofold. Firstly, we aimed to evaluate the impact of different data processing methods on the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value obtained during a maximal exercise test with indirect calorimetry in children. Furthermore, we wanted to evaluate the

impact of sex and body weight status on the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values obtained with the different data processing intervals.

## Methods

The data was obtained from the Quebec Adipose and Lifestyle Investigation in Youth (QUALITY) Cohort study, a longitudinal cohort study aiming to describe and understand the many aspects of the development of childhood obesity (natural history, metabolic and cardiovascular consequences and its determinants) (21). The QUALITY Cohort comprise 630 Caucasian children of Western European ancestry aged between 8-10 years at the first visit, with at least one biological parent that is obese according to the following factors: body mass index (BMI)  $\geq 30 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$  or waist circumference  $> 102 \text{ cm}$  for men, and  $> 88 \text{ cm}$  for women (21). Children were excluded from the QUALITY Cohort study if they met any of the following criteria: 1) a previous diagnosis of type 1 or 2 diabetes, 2) a serious illness, psychological condition or cognitive disorder that hindered participation in the study, 3) had taken antihypertensive medication or steroids (except if administered topically or through inhalation) or 4) were on a very restricted diet (approximately  $600 \text{ kcal}\cdot\text{d}^{-1}$  or less). For the current study, the inclusion criteria included the completion of a maximal cycling test (having reached a maximal heart rate (HR)  $\geq 195 \text{ bpm}$ , or a respiratory exchange ratio (RER)  $\geq 1.0$  during the test). The first 124 children tested on the Oxycon Pro (Jaeger, Bunnick, the Netherlands) and responding to the inclusion criteria were used in all the analyses. The study was approved by the ethics committees of Sainte-Justine and Laval hospitals. Prior to the study, written informed consent was obtained from the parents and each child gave their assent.

## **Anthropometric measurements**

Body composition was assessed according to standardized protocols, with children dressed in light clothing and shoeless. Their weight was measured on an electronic scale to the nearest 0.1 kg (Cardinal Detecto, 758C Series, Cardinal Scale Manufacturing Co., Webb City, MO). A stadiometer was used to assess the height of the children to the nearest 0.1 cm (Ibiom, model 600, Ibiom Instruments, Sherbrooke, Québec, Canada). Their BMI was calculated and each child was categorized in one of the three body weight status groups based on both the BMI percentiles from the Center for Disease Control and Prevention Clinical Growth Charts for children aged  $\geq 2$  years (20), and Canadian guidelines (22). The three body weight status groups were: normal weight ( $< 85^{\text{th}}$  age- and sex-specific percentile), overweight ( $\geq 85^{\text{th}}$  and  $< 95^{\text{th}}$  percentile) and obese ( $\geq 95^{\text{th}}$  percentile) (22). Stages of sexual maturity were measured by trained nurses in accordance with Tanner stages (25, 26).

## **Maximal cycling test**

Children performed an incremental maximal test on a cycle ergometer (Ergoline, Ergoselect 100K, Bitz, Germany) until voluntary exhaustion to determine peak oxygen consumption ( $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  in  $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ) using BbyB indirect calorimetry (Oxycon Pro, Jaeger, Bunnick, the Netherlands). The protocol for children  $< 160$  cm was adapted from the McMaster protocol (14). The test started at a power of 25W and was progressively increased by 25W every 2 minutes until exhaustion. The second stage was the only stage that lasted 5 minutes. During



the test, children had to maintain a pedaling rate of 40 to 70 revolutions per minute and HR was measured using electrocardiography. The test ended once the children could no longer maintain the pedaling rate (e.g. revolutions per minute < 40) or requested to stop, and then entered a recovery phase. Before each test, gas and volume calibrations were conducted according to the Oxycon Pro protocol, with standard gases with known concentrations of oxygen (O<sub>2</sub>) and carbon dioxide (CO<sub>2</sub>) and with a syringe of known volume. The BbyB data obtained with the automated gas analysis system was then averaged over 30-s intervals to determine the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  of each child. For a  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  to be attained, the following criteria had to be reached: a HR > 195 beats·min<sup>-1</sup> and/or a RER (e.g. ratio of CO<sub>2</sub> produced to O<sub>2</sub> consumed) ≥ 1.0 (10).

## **Data averaging**

Two methods of stationary data processing were used in this study: 1) time-averaging (e.g. averaging the BbyB data over a fixed number of seconds) of 5-s, 10-s, 15-s, 20-s, 30-s, 45-s and 60-s, and 2) breath-averaging (e.g. averaging the BbyB data over a fixed number of breaths) for 3-breaths, 7-breaths, 11-breaths and 21-breaths. The raw BbyB data was also used for the comparisons. These averages were chosen as they represent a wide range of data averaging, and were available with the software used for the assessment.

## Statistical analysis

The statistical analyses were performed with SPSS ® version 24 (IBM corporation, Armonk, NY). Repeated measures were performed in the general linear model. The within-subject differences were considered after a Bonferroni adjustment for multiple comparisons. Bivariate correlations were used to assess the presence of significant differences between pairs of data averaging methods. Analysis of the intra-class correlation coefficient (ICC) of single measures was used to assess the reliability between data averaging. A two-way ANOVA was also conducted to compare the main effect of sex and of body weight status and the interaction of sex and body weight status on the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values obtained with different averaging intervals. A Greenhouse-Geisser correction was applied when the sphericity assumption was violated. The values presented are the means (standard deviation [SD]), unless otherwise specified, with the level of significance set at 0.05.

## Results

A description of the participants can be found in Table 1. The children were mostly in Tanner stage 1, girls in 50% of the cases, on average 9.4 (0.8) years old, and had a mean BMI percentile of 70.2 (29.5). They were of normal weight in 50.8% of the cases and their mean  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$ , averaged over 30 seconds, was  $41.7 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  (8.1).

This study revealed that nine RER peak values were similar (Table 2). However, the RER peak value obtained with the BbyB average was lower and significantly different from the RER peak values obtained with any of the time averages chosen for this study. In addition, averaging over 5-s and 3-breaths led to similar results and are two averaging approaches significantly different from all other averaging values (Table 2). The HR analysis showed that eight out of 12 averaging intervals are similar (Table 2). The 7-breaths average was significantly different from BbyB and BbyB different from all but 5-s and 3-breaths. Also, for HR, the 5-s and 3-breaths are significantly different with all but a total of 4 and 3 averaging intervals, respectively. When expressed as a percentage difference with the 30-s average value, the results of this study showed that the largest difference was with the BbyB data (-7.7% and -4.3% for RER and HR peak respectively; Figures 1 and 2). Regarding the breath averages, the 3-breaths average showed the highest percentage difference (-4.7% and -2.8% for RER and HR peak respectively; Figures 1 and 2), with the 30-s averaged values.

As for the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values, the BbyB and 5-s average showed higher and significantly different values from each other as well as from the ones obtained with the other time averages (Table 2). This study also revealed that  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values were higher for shorter time or breath averages, and the highest value was obtained with the BbyB data (Table 2). All the breath averages were significantly different with at least 8 and up to 12 averaging intervals, the similarity being with closer intervals (ex. 20-s vs 30-s) (Table 2). The percentage difference between each averaging interval and the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value for the 30-s average was as high as 41.1% for the BbyB value, whereas it reached 17.8% and 11.5% for 3-breaths and 5-s

averages respectively (Figure 3). The statistical differences were the same for  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  and METs values (Table 2), since METs are another way to express aerobic capacity.

The interaction effect of sex and body weight status was not significant for time averaging  $F(2.51, 301.2) = 2.03, p = 0.408$  and breath averaging  $F(1.47, 176.4) = 0.12, p = 0.827$ . However, a single main effect was found between body weight status and breath averaging  $F(1.47, 176.37) = 25.15, p < 0.001$  (Figure 4).

## Discussion

The primary aim of this study was to evaluate the impact of various data processing strategies on the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value obtained during a maximal exercise testing performed by children. To our knowledge, this is the first study to address this question in a pediatric population. One relevant finding that this study revealed was that longer averaging intervals yielded significantly lower  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values. This finding is in agreement with other published studies conducted with adults presenting a healthy profile (11, 27), being athletes (12, 30, 40) or of various fitness levels (5, 35), and having chronic heart failure (13, 18, 39). While these findings support the importance to consider data processing when comes the time to perform or interpret a fitness test even in young individuals, the current study also revealed that other important parameters (e.g. RER and HR), are less affected by the sampling and analysis of the data.

There are discrepancies in the literature regarding the best sampling interval to use for  $\dot{V}O_2$  data. Whereas some suggest numerous time sampling intervals (2, 16, 18), others propose stricter averages based on time (11, 13, 24, 32, 38) or a specific number of breaths (24, 36). According to these guidelines, it is plausible that a 10-s or a 60-s sampling interval can be used by exercise physiologists when they interpret  $\dot{V}O_2$  data. In fact, a review of 198 studies reported that, among those where details were provided on averaging method, we do actually find 10-s to 60-s intervals (30). However, based on the results of the current study, mean  $\dot{V}O_{2peak}$  values of  $43.3 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  and  $41.0 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  for 10-s and 60-s time-averages respectively, were obtained for the same initial data set. This represents a statistically significant difference of  $2.3 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  or 5.6% between the two sampling intervals. This difference obtained in children appears relatively similar than the one found in adults. Indeed, Midgley and colleagues (30) reported a ~4.5% difference between the 10-s and 60-s sampling intervals, whereas Smart and colleagues (39) found, with the same sampling intervals, a 6% difference in a population with heart rate failure. According to the present study, the difference seen in children with these time averages seems to lie somewhere in between healthy adults who are competitive distance runners and heart failure patients. Question still remains if this difference between the two sampling intervals is specifically related to age, so investigating how the choice of sampling intervals would evolve during growth is warranted.

Assessing maximal aerobic capacity is important for performance and health purposes, and gas exchange measurement is the gold standard to calculate  $\dot{V}O_{2peak}$ . The choice of the sampling interval is therefore important to evaluate baseline values and monitor changes in aerobic fitness. Keeping in mind that, on average, children improve their  $\dot{V}O_{2peak}$  by less than

10% within about 12 weeks of training (3, 7), the 5.6% higher  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  value obtained in the present study simply by choosing a shorter sampling interval over a longer one has significant implications. Consequently, a change in the time-sampling interval can be equivalent to  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  changes obtained after several months of training. This indicates that the sampling interval should be chosen carefully by exercise physiologists and kept the same within a specific study, in order to appreciate the actual physiological change in aerobic fitness associated with varied conditions, such as training or detraining.

Even though no interaction was found between sex and body weight status with the data averaging methods, the overestimation obtained with BbyB  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values appears larger in normal weight participants than in overweight/obese participants when using the breath-averaging method. This result was unexpected considering that a study conducted by McMurray and Ondrak (28) comparing the ventilatory response of 73 overweight youth participants with 73 matched normal weight showed that overweight participants had a higher tidal volume and breathing frequency. Knowing that these two parameters (e.g. tidal volume and breathing frequency) account for 43% and 22% respectively of the variability in BbyB data in children (33), we would have then expected a higher impact of breath averaging in overweight/obese participants than with normal weight participants. On the other hand, no difference was found with the body weight status when using the time averaging method. In this study, the impact of the various averaging intervals used was similar between sex for children in Tanner stages 1 and 2. To our knowledge, no study specifically explored if there was a difference between sex with the impact of different data averaging methods in an adult population. Considering that there is an increase of the tidal volume with age, that it is higher

in boys than in girls (34), and is one of the most important sources of variability in BbyB  $\dot{V}O_2$  in youth (33), then further investigation on the impact of data processing in older children, adolescents, and even in adults, is needed.

When assessing aerobic fitness with gas exchange measurement, the  $O_2$  uptake is not the only parameter of importance for the exercise physiologist. Other parameters such as HR do bring independent information and are complementary in the  $\dot{V}O_2$  assessment. For example, in order to confirm that the test was of maximal exertion, a HR value and a RER over a given threshold are commonly used (10, 16). As for  $O_2$  consumption, these parameters also need averaging. Our results showed that with shorter sampling intervals, both HR and RER values obtained at the period specific to this  $\dot{V}O_{2peak}$  are lower, and this is particularly true for BbyB, 5-s and 3-breaths averages. Given that  $\dot{V}O_{2peak}$  values obtained with BbyB, 5-s and 3-breaths sampling can frequently occur earlier during the stress testing, it is not surprising to see lower HR and RER peak values with these tests. This result is contradictory to what Smart and colleagues (39) found when they investigated the effect of different time-sampling intervals on  $\dot{V}O_{2peak}$  and RER peak values. In fact, they concluded in their study that both peak values showed a similar decrease with the choice of a longer time-sampling window. Considering that in their study the peak value was defined as the highest value obtained during either the final minute of the test or the first minute of recovery, this could explain the difference seen with our study. In our protocol, we considered the peak value as the highest value obtained during the exercise test and the recovery phase was not considered as part of the test.

This study is the first to investigate the effect of different sampling intervals on cardiovascular assessment in a large cohort of children. A large variety of sampling intervals, both time-sampling and breath-sampling intervals, commonly found in guidelines (1, 2, 32) and clinical practice (18, 30, 35, 39), were studied. A limitation of the current study is that the fitness level was not considered in the covariates for the analysis and this may have had an influence on the impact of the averaging methods. Also, the automated gas analysis system used does not offer the option of rolling average. While this type of data sampling is part of the most recent recommendations in adults (24, 32, 37), it is four times less used in the field compared to time-averaging (30). The population was mainly constituted of prepubertal children or children entering puberty (mainly Tanner stages 1 and 2), and a question remains whether the results would be of similar magnitude in children more advanced in their puberty. A study conducted by Beltrami and his collaborators (8) with adolescent soccer players demonstrated that the incidence of the  $\dot{V}O_2$  plateau was greatly affected by the sampling interval applied to the data, which is a result similar than what was seen in adults (5), it could then be expected that the  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  data would also be affected.

## **Conclusion**

For general health and successful sports performance, the proper assessment of one's person maximal aerobic capacity is important. The present study confirms that, in a pediatric population, using longer sampling intervals will yield significantly lower  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  values. There is a need for a consensus on the best way to sample  $\dot{V}O_2$  data in a young population during an



incremental test until voluntary exhaustion. Until a consensus is reached, then researchers and exercise physiologists should state precisely what method of data processing they decide to apply. This would contribute to a better understanding of the published results and help comparison between studies.

## **Conflicts of Interest and Source of Funding**

The authors of this manuscript have no conflict of interest to declare.

The authors would like to express their gratitude to the Canadian Institutes of Health Research (#OHF-69442, #NMD-94067, #MOP-97853, #MOP-119512), the Heart and Stroke Foundation of Canada (#PG-040291), and the Fonds de Recherche en Santé du Québec for their financial support. Mélanie Henderson and Marie-Eve Mathieu both hold Fonds de Recherche en Santé du Québec Junior 1 salary awards.

The results of the present study do not constitute endorsement by ACSM. The results of this study are presented clearly, honestly, and without fabrication, falsification, or inappropriate data manipulation.

## References

1. Aguilaniu B, Richard R, Costes F, et al. Cardiopulmonary exercise testing. *Rev Mal Respir.* 2007;24(3 Pt 2):2S111-60.
2. American Thoracic Society, American College of Chest Physicians. ATS/ACCP Statement on cardiopulmonary exercise testing. *Am J Respir Crit Care Med.* 2003;167(2):211-77.
3. Armstrong N, Tomkinson GR, Ekelund U. Aerobic fitness and its relationship to sport, exercise training and habitual physical activity during youth. *Br J Sports Med.* 2011;45(11):849-58.
4. Astorino TA, Willey J, Kinnahan J, et al. Elucidating determinants of the plateau in oxygen consumption at  $VO_{2max}$ . *Br J Sports Med.* 2005;39(9):655-60.
5. Astorino TA, Alterations in  $VO_{2max}$  and the  $VO_{2}$  plateau with manipulations of sampling interval. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2009;29(1):60-7.
6. Bailey DP, Boddy LM, Savory LA, Denton SJ, Kerr CJ. Associations between cardiorespiratory fitness, physical activity and clustered cardiometabolic risk in children and adolescents: the HAPPY study. *Eur J Pediatr.* 2012;171(9):1317-23.
7. Baquet G, Van Praagh E, Berthoin S. Endurance training and aerobic fitness in young people. *Sports Med.* 2003;33(15):1127-43.
8. Beltrami FG, Wong DP, Noakes TD. High prevalence of false-positive plateau phenomena during  $VO_{2max}$  testing in adolescents. *J Sci Med Sport.* 2014;17(5):526-30.
9. Carnethon MR, Gulati M, Greenland P. Prevalence and cardiovascular disease correlates of low cardiorespiratory fitness in adolescents and adults. *JAMA.* 2005;294(23):2981-8.
10. Docherty, D. *Measurement in pediatric exercise science.* Human Kinetics: Canadian Society for Exercise Physiology: Windsor; 1996. pp.208-9.

11. Dwyer DB. A standard method for the determination of maximal aerobic power from breath-by-breath  $\text{VO}_2$  data obtained during a continuous ramp test on a bicycle ergometer. *JEPonline*. 2004;7(5):1-9.
12. Fernandes RJ, de Jesus K, Baldari C, et al. Different  $\text{VO}_2\text{max}$  time-averaging intervals in swimming. *Int J Sports Med*. 2012;33(12):1010-5.
13. Francis DP, Davies LC, Willson K, et al. Impact of periodic breathing on measurement of oxygen uptake and respiratory exchange ratio during cardiopulmonary exercise testing. *Clin Sci (Lond)*. 2002;103(6):543-52.
14. Heyward V. *Advanced Fitness and Exercise Prescription*. 6th ed. Champaign (IL): Human Kinetics; 2010. p. 96.
15. Hill DW, Stephens LP, Blumoff-Ross SA, Poole DC, Smith JC. Effect of sampling strategy on measures of  $\text{VO}_{2\text{peak}}$  obtained using commercial breath-by-breath systems. *Eur J Appl Physiol*. 2003;89(6):564-9.
16. Howley ET, Bassett DR Jr, Welch HG. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(9):1292-301.
17. Ingham SA, Whyte GP, Pedlar C, Bailey DM, Dunman N, Nevill AM. Determinants of 800-m and 1500-m running performance using allometric models. *Med Sci Sports Exerc*. 2008;40(2):345-50.
18. Johnson JS, Carlson JJ, VanderLaan RL, Langholz DE. Effects of sampling interval on peak oxygen consumption in patients evaluated for heart transplantation. *Chest*. 1998;113(3):816-9.
19. Kodama S, Saito K, Tanaka S, et al. Cardiorespiratory fitness as a quantitative predictor of all-cause mortality and cardiovascular events in healthy men and women: a meta-analysis.

- JAMA*. 2009;301(19):2024-35.
20. Kuczmarski RJ, Ogden CL, Guo SS et al. 2000 CDC Growth Charts for the United-States: methods and development. *Vital Health Stat 11*. 2002;(246):1-190.
  21. Lambert M, Van Hulst A, O'Loughlin J, et al. Cohort profile: the Quebec adipose and lifestyle investigation in youth cohort. *Int J Epidemiol*. 2012;41(6):1533-44.
  22. Lau DC, Douketis JD, Morrison KM, Hramiak IM, Sharma AM, Ur E. 2006 Canadian clinical practice guidelines on the management and prevention of obesity in adults and children [summary]. *CMAJ*. 2007;176(8):S1-13.
  23. Lee DC, Artero EG, Sui X, Blair SN. Mortality trends in the general population: the importance of cardiorespiratory fitness. *J Psychopharmacol*. 2010;24(4 Suppl):27-35.
  24. Macfarlane DJ. Automated metabolic gas analysis systems: a review. *Sports Med*. 2001;31(12):841-61.
  25. Marshall WA, Tanner JM. Variations in pattern of pubertal changes in boys. *Arch Dis Child*. 1969;44(235):291-303.
  26. Marshall WA, Tanner JM. Variations in pattern of pubertal changes in girls. *Arch Dis Child*. 1970;45(239):13-23.
  27. Matthews JI, Bush BA, Morales FM. Microprocessor exercise physiology systems vs a nonautomated system. A comparison of data output. *Chest*. 1987;92(4):696-703.
  28. McMurray RG, Ondrak KS. Effects of being overweight on ventilatory dynamics of youth at rest and during exercise. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(2):285-92.
  29. Midgley AW, McNaughton LR, Wilkinson M. Is there an optimal training intensity for enhancing the maximal oxygen uptake of distance runners?: empirical research findings, current opinions, physiological rationale and practical recommendations. *Sports Med*.

- 2006;36(2):117-32.
30. Midgley AW, McNaughton LF, Carroll S. Effect of the VO<sub>2</sub> time-averaging interval on the reproducibility of VO<sub>2max</sub> in healthy athletic subjects. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2007;27(2):122-5.
31. Myers J, Walsh D, Sullivan M, Froelicher V. Effect of sampling on variability and plateau in oxygen uptake. *J Appl Physiol*. 1990;68(1):404-10.
32. Myers J, Arena R, Franklin B, et al. Recommendations for clinical exercise laboratories: A scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2009;119(24):3144-61.
33. Potter CR, Childs DJ, Houghton W, Armstrong N. Breath-to-breath « noise » in the ventilatory and gas exchange responses of children to exercise. *Eur J Appl Physiol*. 1999;80(2):118-24.
34. Prioux J, Matecki S, Amsallem F, Denjean A, Ramonatxo M, groupe « EFR pédiatrique » de la Société de Physiologie. La réponse ventilatoire à l'exercice maximal chez l'enfant sain. *Rev Mal Respir*. 2003;20(6-C1):904-11.
35. Robergs RA. An exercise physiologist's « contemporary » interpretations of the « ugly and creaking edifices » of the VO<sub>2max</sub> concept. *JEPonline*. 2001;4(1):1-44.
36. Robergs RA, Burnett AF. Methods used to process data from indirect calorimetry and their application to VO<sub>2max</sub>. *JEPonline*. 2003;6(2):44-57.
37. Robergs RA, Dwyer D, Astorino T. Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports Med*. 2010;40(2):95-111.
38. Roecker K, Prettin S, Sorichter S. Gas exchange measurements with high temporal resolution: the breath-by-breath approach. *Int J Sports Med*. 2005;26(Suppl1):S11-8.

39. Smart NA, Jeffries L, Giallauria F et al. Effect of duration of data averaging interval on reported peak  $\text{VO}_2$  in patients with heart failure. *Int J Cardiol.* 2015;182:530-3.
40. Sousa A, Figueiredo P, Oliveira N, et al. Comparison between swimming  $\text{VO}_2$  peak and  $\text{VO}_2$  max at different time intervals. *Open Sports Sci J.* 2010;3:22-4.

## Tables and figures

Sex, N (%)	
Boys	62 (50)
Girls	62 (50)
Age (years)	9.4 ± 0.8 (8 – 11)
Tanner stage, N (%)	
Stage 1	87 (70.2)
Stage 2	34 (27.4)
Stage 3	3 (2.4)
Weight (kg)	40.2 ± 12.0 (22.7 – 79.0)
Height (cm)	140.2 ± 7.6 (121.0 – 161.5)
BMI (kg·m <sup>-2</sup> )	20.2 ± 4.7 (12.6 – 34.9)
CDC BMI percentile	70.2 ± 29.5 (0.1 – 99.6)
Body weight status, N (%)	
Normal weight	63 (50.8)
Overweight and obese	61 (49.2)
$\dot{V}O_{2\text{peak}}$ (ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )*	41.7 ± 8.1 (19.8 – 61.5)

Results are mean ± sd (min – max) unless otherwise specified

\* The  $\dot{V}O_{2\text{peak}}$  is the 30 seconds averaged value

**Table 1** : Description of the participants

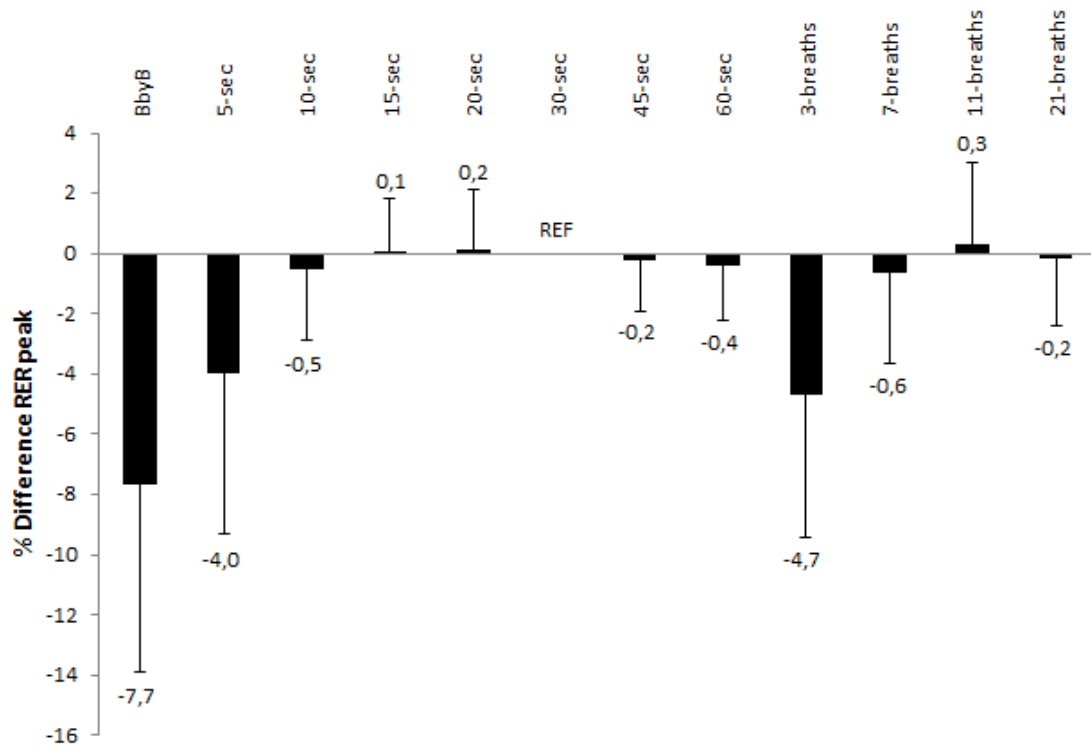


Averages	RER peak	Heart rate peak (bpm)	$\dot{V}O_{2peak}$ (ml·kg <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> )	METs peak
Breath-by-breath <sup>a</sup>	1.00 ± 0.08 (0.82 – 1.25) ALL	182 ± 14.6 (141 – 212) ALL but b & i	58.7 ± 13.5 (32.2 – 103.3) ALL	16.7 ± 3.9 (9.2 – 29.5) ALL
5-s <sup>b</sup>	1.05 ± 0.07 (0.87 – 1.32) ALL but i	185 ± 13.1 (147 – 218) ALL but a, g, i & j	46.3 ± 8.8 (23.2 – 67.4) ALL	13.2 ± 2.5 (6.6 – 19.3) ALL
10-s <sup>c</sup>	1.08 ± 0.06 (0.91 – 1.31) a, b & i	190 ± 11.3 (158 – 215) a, b & i	43.3 ± 8.3 (21.5 – 65.1) ALL but j	12.4 ± 2.4 (6.1 – 18.6) ALL but j
15-s <sup>d</sup>	1.09 ± 0.06 (0.97 – 1.28) a, b & i	190 ± 11.3 (157 – 218) a, b & i	42.5 ± 8.2 (21.2 – 62.7) ALL but e & k	12.1 ± 2.3 (6.1 – 17.9) ALL but e & k
20-s <sup>e</sup>	1.09 ± 0.06 (0.96 – 1.29) a, b & i	190 ± 9.7 (169 – 215) a, b & i	42.1 ± 8.4 (19.6 – 65.1) ALL but d, f & k	12.0 ± 2.4 (5.6 – 18.6) ALL but d, f & k
30-s <sup>f</sup>	1.09 ± 0.06 (0.98 – 1.28) a, b & i	190 ± 10.7 (160 – 218) a, b & i	41.7 ± 8.1 (19.8 – 61.5) ALL but e & l	11.9 ± 2.3 (5.7 – 17.6) ALL but e & l
45-s <sup>g</sup>	1.09 ± 0.06 (0.97 – 1.28) a, b & i	189 ± 11.3 (160 – 218) a, b & i	41.2 ± 8.0 (21.2 – 61.2) ALL but h & l	11.8 ± 2.3 (6.1 – 17.5) ALL but h & l
60-s <sup>h</sup>	1.09 ± 0.06 (0.98 – 1.28) a, b & i	190 ± 10.7 (165 – 218) a, b & i	41.0 ± 8.1 (19.8 – 61.0) ALL but g & l	11.7 ± 2.3 (5.7 – 17.4) ALL but g & l
3-breaths <sup>i</sup>	1.04 ± 0.07 (0.86 – 1.27) ALL but b	185 ± 12.7 (145 – 212) ALL but a, b & j	49.0 ± 9.8 (23.5 – 70.3) ALL	14.0 ± 2.8 (6.7 – 20.1) ALL
7-breaths <sup>j</sup>	1.08 ± 0.06 (0.92 – 1.28) a, b & i	189 ± 9.8 (165 – 209) a	43.5 ± 8.4 (22.4 – 65.2) ALL but c	12.4 ± 2.4 (6.4 – 18.6) ALL but c
11-breaths <sup>k</sup>	1.09 ± 0.06 (0.94 – 1.32) a, b & i	190 ± 10.7 (158 – 218) a, b & i	42.5 ± 8.1 (20.6 – 64.8) ALL but d & e	12.1 ± 2.3 (5.9 – 18.5) ALL but d & e
21-breaths <sup>l</sup>	1.09 ± 0.06 (0.97 – 1.29) a, b & i	190 ± 10.5 (160 – 218) a, b & i	41.4 ± 7.9 (19.3 – 62.1) ALL but f, g & h	11.8 ± 2.3 (5.5 – 17.8) ALL but f, g & h

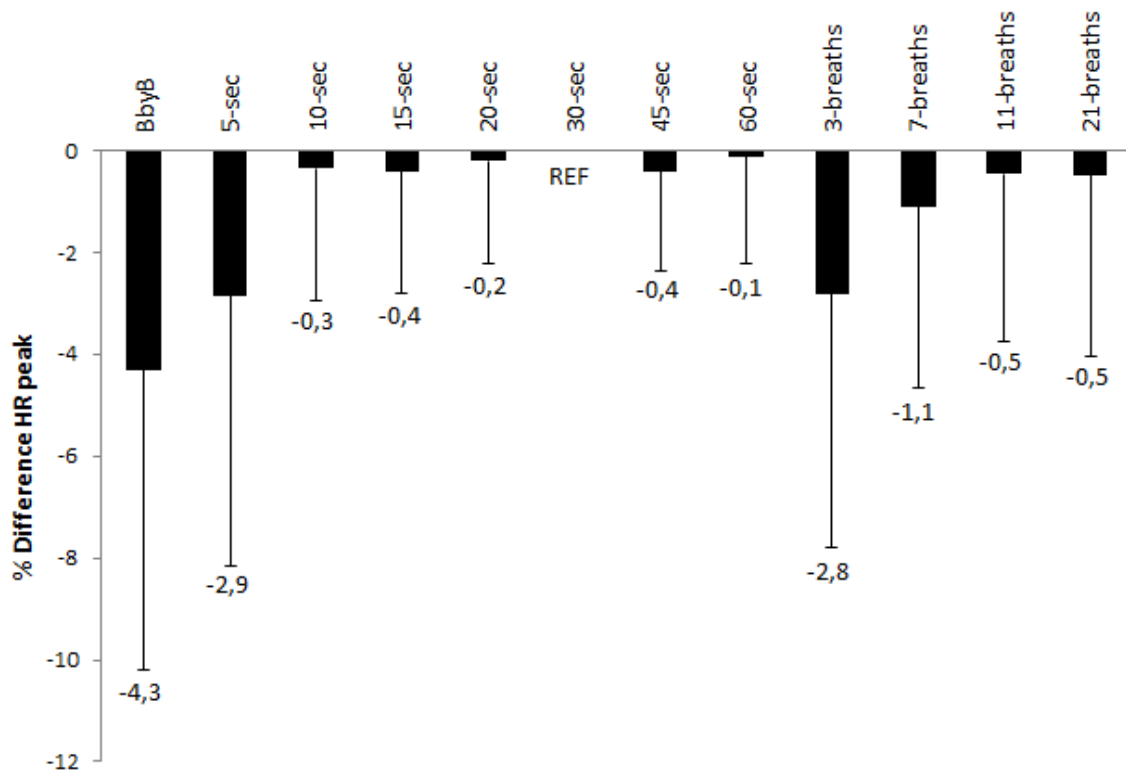
Values are mean ± standard deviation (min – max); Differences among the 12 averages are presented with the letter in exponent representing the average with which there is a significant difference

a = breath-by-breath ; b = 5-s ; c = 10-s ; d = 15-s ; e = 20-s ; f = 30-s ; g = 45-s ; h = 60-s ; i = 3-breaths ; j = 7-breaths ; k = 11-breaths ; l = 21-breaths

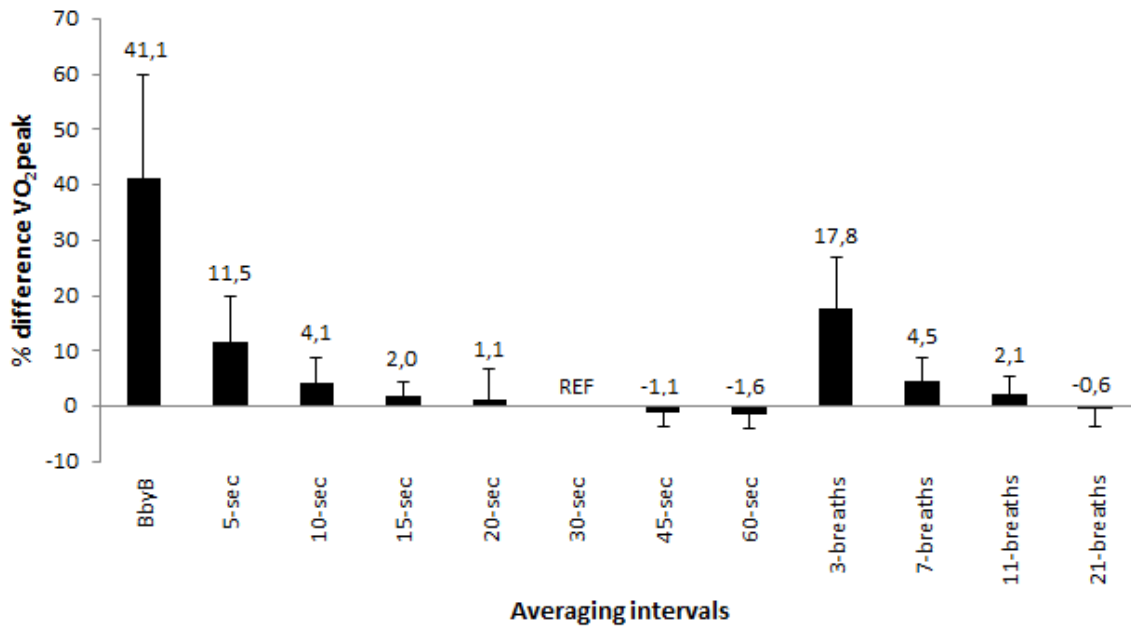
**Table 2 :** Comparison of peak data at different averaging intervals



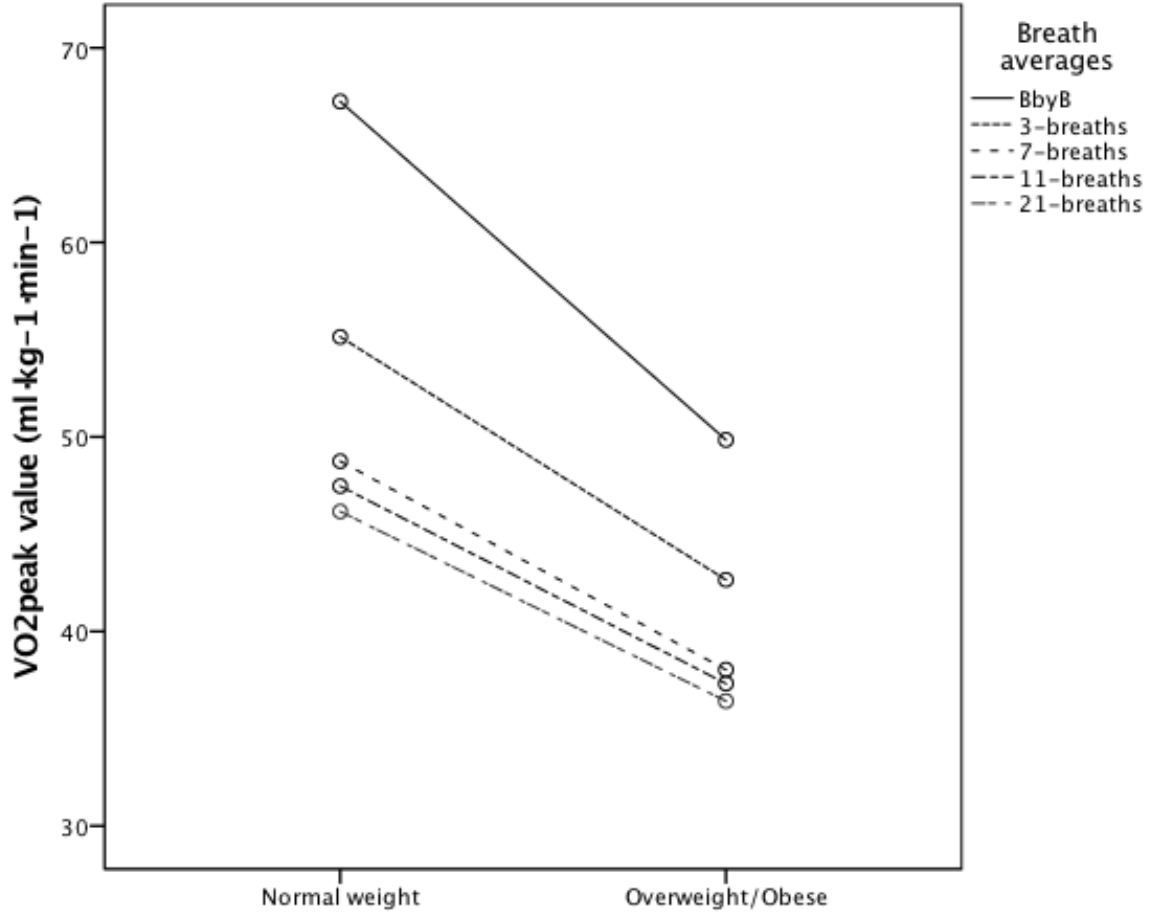
**Figure 1 :** Percentage difference between RER peak values obtained with different averaging intervals with the 30-s averaged value



**Figure 2** : Percentage difference between HR peak values obtained with different averaging intervals with the 30-s averaged value



**Figure 3 :** Percentage difference between  $\dot{V}O_{2peak}$  values obtained with different averaging intervals with the 30-s averaged value



**Figure 4** : Single main effect of body weight status on breath averaging intervals

# Discussion

## Rappel théorique

Lors de la pratique d'un exercice physique tout comme lors du déroulement d'un test à l'effort progressif maximal, le corps doit augmenter son apport en oxygène vers les muscles sollicités par l'exercice en question. Pour cela, le transport de l'O<sub>2</sub> vers les alvéoles pulmonaires doit être accru, donc la ventilation ( $\dot{V}_E$ ) – soit le volume d'air qui circule à chaque minute – sera augmentée. L'oxygène sera ensuite transporté jusqu'aux capillaires musculaires où il pourra être diffusé et ensuite utilisé dans les mitochondries. Le principe de conservation de la masse régit les mesures de la consommation d'O<sub>2</sub>, c'est-à-dire que la quantité d'O<sub>2</sub> consommée correspond à la différence entre la quantité qui entre ( $\dot{V}_I$ ) et la quantité qui sort ( $\dot{V}_E$ ). Ainsi la valeur de  $\dot{V}O_{2max}$  sera obtenue à l'aide de la formule suivante :

$$\dot{V}O_2 = \dot{V}_I O_2 - \dot{V}_E O_2 = (\dot{V}_I \times F_{I}O_2) - (\dot{V}_E \times F_{E}O_2)$$

où  $F_I O_2$  est la fraction d'oxygène dans l'air inspiré (souvent autour de 20,93)

et  $F_E O_2$  est la fraction d'oxygène dans l'air expiré (variable)

Afin d'éviter d'avoir à mesurer à la fois les volumes d'air inspiré et d'air expiré, la transformation de Haldane est alors utilisée. Selon cette transformation, le volume d'azote (N<sub>2</sub>) qui entre dans les poumons devrait être égale au volume qui en sort puisque le N<sub>2</sub> est un

gaz inerte qui ne participe pas aux échanges gazeux. En tenant compte de cette transformation, nous obtenons alors les équations suivantes :

$$\dot{V}_I \times F_I N_2 \sim \dot{V}_E \times F_E N_2, \text{ et donc l'équation suivante s'applique : } \dot{V}_I = \frac{\dot{V}_E \times F_E N_2}{F_I N_2}$$

Ensuite, nous pouvons appliquer que, dans l'air,  $F_I N_2$  et  $F_E N_2$  valent :

$$F_I N_2 = 1 - F_I O_2 - F_I CO_2$$

$$F_E N_2 = 1 - F_E O_2 - F_E CO_2$$

Puis, lorsque les équations précédentes sont réorganisées, nous obtenons l'équation ci-dessous pour calculer la  $\dot{V}O_2$  :

$$\dot{V}O_2 = \left( \frac{\dot{V}_E \times F_E N_2}{F_I N_2} \times F_I O_2 \right) - \dot{V}_E \times F_E O_2$$

Le volume des gaz est toujours influencé par la température, la pression barométrique et le taux d'humidité. Cela signifie que, lors d'un test à l'effort, le système mesure de façon continue le volume et la fraction des gaz expirés par le participant en condition BTPS (*Body Temperature Pressure Saturated*). Par la suite, le résultat obtenu avec cette formule sera exprimé en valeur STPD (*Standard Temperature Pressure Dry*). Cette formule montre que, en faisant l'analyse des gaz respirés lors d'un test progressif maximal, le système d'analyse calcule la valeur de consommation d'oxygène grâce à trois variables : les débits ventilatoires ( $\dot{V}_E$ ), les fractions expirées d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> ( $F_E O_2$  et  $F_E CO_2$ ) et les conditions atmosphériques

(température, humidité et pression barométrique) (Aguilaniu et al., 2007; Lampert, 1998). Cependant, avec les systèmes automatisés qui sont utilisés dans les nombreux laboratoires de physiologie de l'exercice et dans les différentes cliniques, un autre paramètre d'une grande importance doit être pris en considération : le temps d'échantillonnage (Lampert, 1998).

## **Justification du projet**

La sélection du bon intervalle d'échantillonnage lors d'un test progressif pour déterminer la  $\dot{V}O_{2\max}$  (ou la  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$ , selon les critères rencontrés) est essentielle afin d'établir correctement le niveau de conditionnement physique d'un individu et, par la suite, afin de bien individualiser sa prescription d'entraînement. À ce jour, il semble y avoir un manque d'uniformité dans la façon dont les données d'un test sont traitées (Robergs et al., 2010). Cette lacune fait en sorte qu'il devient alors plus difficile de juger de la validité d'un test et de bien interpréter les résultats obtenus.

Selon Robergs (2001), en faisant un échantillonnage des données de la  $\dot{V}O_2$  sur un autre intervalle que du « cycle à cycle » respiratoire il y a alors un risque bien concret de perdre la sensibilité physiologique réelle des données. Ainsi, avoir moins de variabilité ne signifie pas nécessairement, selon lui, que les données sont plus précises et cela peut même avoir pour effet de masquer des réponses physiologiques importantes autant lors d'un effort en état stable que lors d'un test maximal progressif. Par contre, plusieurs auteurs et chercheurs s'entendent



pour dire qu'il est nécessaire d'appliquer un minimum de traitement aux données d'un test à l'effort maximal (Aguilaniu et al., 2007; ATS/ACCP, 2003; Dwyer, 2004; Howley et al., 1995; Johnson et al., 1998; Macfarlane, 2001; Midgley et al., 2007a; Myers et al., 2009; Robergs et Burnett, 2003; Robergs et al., 2010; Roecker et al., 2005).

Considérant cela, l'objectif principal de la présente étude était d'évaluer l'impact de différentes méthodes pour traiter les données d'un test sur les valeurs obtenues lors d'un test de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  fait sur vélo stationnaire chez des enfants de 8 à 10 ans. De plus, l'objectif secondaire de cette étude était de vérifier si le sexe et/ou le statut pondéral ont un impact sur les valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  obtenues avec les différentes méthodes de traitement de données. La présente étude nous semble être la première à s'intéresser à ces questions chez les enfants.

## **Rappel des résultats**

Dans leur étude, Robergs *et al.* (2010) ont montré que les données en « cycle à cycle » respiratoire varient continuellement pour un test fait en état stable. Selon ces chercheurs, si rien d'autre ne peut l'expliquer, alors cette variabilité des données signifie qu'il faut présumer que le métabolisme fluctue de près de 86% en état stable, ce qui semble physiologiquement illogique. Ainsi, les aspects qui semblent expliquer ces grandes fluctuations dans les données obtenues sont la variabilité au niveau de la fréquence respiratoire et du volume courant à chacune de ces respirations (Hill et al., 2003; Myers et al., 1990; Potter et al., 1999), mais

également les changements qui se produisent au niveau des réserves d'oxygène dans les poumons (Giezendanner et al., 1983). Toutefois, le facteur principal à l'origine de cette variabilité proviendrait de la ventilation (i.e. la fréquence respiratoire et le volume courant) et représenterait plus de 70% de la variabilité (Myers et al., 1990; Potter et al., 1999; Robergs et al., 2010). Cette variabilité dans les données semble être autant présente avec un exercice fait en état stable que lors d'un effort progressif maximal (Robergs et al., 2010).

En ce sens, Matthews *et al.* (1987) et Myers *et al.* (1990) ont tous les deux fait mention, chez les adultes, de différences pouvant aller jusqu'à 20% dans les valeurs de  $\dot{V}O_{2max}$  selon que la méthode de traitement des données utilisée était du « cycle à cycle » respiratoire ou une moyenne statique de 60 secondes. Ces chercheurs ont ainsi obtenu des valeurs de  $\dot{V}O_{2max}$  plus élevées lorsque la moyenne comprenait moins de respirations, c'est-à-dire en étant sur un intervalle de temps plus court. Cela va dans le même sens que les résultats que nous avons obtenus avec les analyses faites dans le cadre de ce projet chez des enfants âgés de 8 à 10 ans. Toutefois, dans ce cas-ci nous avons trouvé une différence plus de deux fois plus grande (43,2%) entre les valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  calculées à chaque respiration et celles obtenues avec une moyenne statique de 60 secondes. Lors d'un effort fait en état stable, il a été montré que les données obtenues en « cycle à cycle » respiratoire chez les enfants présentent une plus grande variabilité par rapport à celle présente chez les adultes (Potter et al., 1999). Ainsi, la moyenne d'écart-type que ces auteurs ont obtenue pour les données en « cycle à cycle » respiratoire de la  $\dot{V}O_2$ , de la  $\dot{V}CO_2$  et de la  $\dot{V}_E$  était environ deux fois supérieure à celle obtenue par Lamarra *et al.* (1987) chez des adultes. Bien que démontré par Potter *et al.* (1999) dans le

cadre d'un exercice fait en état stable, la présence de cette plus grande variabilité chez les enfants entre chacune des respirations pourrait expliquer que, lors d'un test maximal, le pourcentage de différence soit plus élevé chez cette population par rapport à celui obtenu avec une population adulte. Il est possible que les enfants subissent des changements au niveau de leurs paramètres ventilatoires à cause de leur maturation (Potter et al., 1999), ce qui aurait un impact sur leur variabilité.

La présente étude démontre que plus l'intervalle de traitement utilisé est long – 60 secondes par exemple – plus la valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  est basse. Ce constat est en accord avec plusieurs autres études ayant investigué la question chez diverses populations adultes en santé (Astorino, 2009; Dwyer, 2004; Fernandes et al., 2012; Matthews et al., 1987; Midgley et al., 2007a; Robergs, 2001; Sousa et al., 2010) ou avec des problèmes d'insuffisance cardiaque (Francis et al., 2002; Johnson et al., 1998; Smart et al., 2015). En effet, lorsqu'une comparaison est faite entre une moyenne sur 10 secondes et une moyenne sur 60 secondes, notre étude montre une différence statistiquement significative de  $2,3\text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ , soit une différence de 5,6% ( $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  :  $43,3\text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  sur 10 secondes versus  $41,0\text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$  sur 60 secondes). Ce résultat est similaire aux résultats obtenus chez des adultes par d'autres chercheurs. Une différence d'environ 4,5% entre les valeurs sur 10 secondes et celles sur 60 secondes a été trouvée par Midgley *et al.* (2007a) pour une population athlétique adulte. De leur côté, Smart *et al.* (2015) ont obtenu une différence de 6% chez des patients d'insuffisance cardiaque en utilisant les mêmes durées d'intervalle pour le traitement de leurs données.

Bien que ces pourcentages de différence puissent à priori sembler peu élevés, il importe de les considérer d'un point de vue entraînement. En effet, chez les adultes il semble qu'une amélioration de 10 à 20% soit possible avec un entraînement régulier de quelques semaines à intensité suffisamment élevée (Vandewalle, 2004). Pour les enfants, cette amélioration serait d'un peu moins de 10% suite à un programme d'entraînement de 12 semaines (Armstrong et al., 2011; Baquet et al., 2003). Autant chez les adultes que chez les enfants, il semble évident, selon les différences mentionnées précédemment, que le simple fait d'opter pour une moyenne statique d'une durée plus courte ou plus longue peut avoir un impact pratiquement similaire à un entraînement régulier de plusieurs semaines sur la valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ . Considérant que cette valeur est un indice de condition physique important et qu'elle est corrélée avec la santé cardiovasculaire, alors ce constat confirme l'importance de choisir adéquatement l'intervalle de traitement des données. De cette façon, il sera plus aisé pour les physiologistes de l'exercice, les chercheurs et les cliniciens d'apprécier dans quelle mesure des changements de condition physique se produisent dans le temps.

La présente étude démontre également qu'il y a une absence d'interaction entre le sexe et le statut pondéral selon les différentes méthodes de traitement des données. À notre connaissance, aucune étude ne s'est spécifiquement intéressée à cette question. Lorsqu'il a été analysé seul, l'effet simple du sexe sur l'impact du traitement des données s'est révélé non significatif dans notre étude. Chez les adultes, aucune analyse comparative n'a été faite entre les hommes et les femmes. Il n'est donc pas possible pour le moment de confirmer avec certitude si une différence existe.

La présence d'une différence selon le statut pondéral entre les données de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  obtenues avec la méthode de traitement basée sur la moyenne statique d'un nombre de respirations a été mise en évidence. Selon nos résultats, il semble que les valeurs de la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  sont plus affectées par la méthode qui implique une moyenne sur un nombre de respiration chez les participants de poids normal par rapport à ceux ayant un surplus de poids/obésité. D'ailleurs, cela semble d'autant plus vrai lorsque peu de respirations sont incluses dans la moyenne (par exemple, en « cycle à cycle » respiratoire) (voir Figure 4 de l'article inclus dans ce mémoire). Potter *et al.* (1999) ont démontré que, chez les enfants, les paramètres de volume courant et de fréquence respiratoire sont responsables à 43% et 22% respectivement de la variabilité des données de  $\dot{V}O_2$  en « cycle à cycle » respiratoire lors d'un exercice fait en état stable. Si l'on tient compte que chez les enfants en surplus de poids le volume courant et la fréquence respiratoire sont plus élevés que chez des enfants de poids normal (McMurray et Ondrak, 2011), alors nous nous serions attendus à un résultat inverse que celui que nous avons observé. En effet, si le volume courant et la fréquence respiratoire sont plus élevés chez des enfants en surpoids et que ces deux paramètres influencent à 65% la variabilité des données en « cycle à cycle » respiratoire, il nous aurait semblé logique de trouver que les moyennes sur un nombre de respiration soient plus affectées chez ces jeunes par rapport aux jeunes de poids normal. La différence que nous avons observée selon le statut pondéral pourrait s'expliquer par le fait qu'un problème d'obésité chez les enfants accélère la puberté (De Leonibus et al., 2012), et donc pourrait influencer la maturation des paramètres de la ventilation. Toutefois, compte tenu qu'aucune différence n'a été trouvée selon le statut pondéral lorsqu'une moyenne sur le temps était appliquée, alors il semble que plus d'études sont nécessaires afin de comprendre si une relation existe réellement.

Bien que lorsqu'un test à l'effort soit effectué la donnée d'intérêt est souvent la valeur de  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$ , d'autres paramètres sont également importants à considérer : le RER et la FC. Ces deux paramètres servent, entre autres, à confirmer l'atteinte de la  $\dot{V}O_{2\text{max}}$  s'il y a absence de plateau dans la  $\dot{V}O_2$  en fin de test (Docherty, 1996; Howley et al., 1995; Paridon et al., 2006). Dans le cadre de notre étude, ces paramètres ont été moins affectés par le choix de l'intervalle de traitement des données que la  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$ . Pour la présente étude, les valeurs de RER et de FC comparées étaient celles obtenues au même moment que la  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$ . Selon nos résultats, lorsque l'intervalle choisi est plus court, alors les valeurs de RER et de FC maximales obtenues à l'effort de pointe sont plus basses. Cette relation est l'inverse de celle observée avec les valeurs de  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$ . Cela signifie qu'il était possible que la  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$  obtenue avec le traitement sur 5 secondes se produisent plus tôt dans le test par rapport à celle obtenue avec le traitement sur 45 secondes par exemple. Ainsi, puisque le test n'est pas encore terminé et que l'effort est toujours croissant, la valeur de FC peut effectivement être plus basse lorsque l'intervalle d'échantillonnage des données est plus court puisqu'elle n'a pas nécessairement terminé d'augmenter avec l'effort.

Le RER de pointe, quant à lui, dépend à la fois des valeurs de  $\dot{V}CO_2$  et de  $\dot{V}O_2$ . Ainsi, son résultat sera à la fois affecté par le moment dans le test où survient la pointe (la valeur de  $\dot{V}CO_2$  peut alors être plus basse), mais également par le traitement de données choisi et par son effet sur la valeur de la  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$  en elle-même. Cette relation obtenue entre les différents traitements et les données de pointe de RER sont en opposition avec celle obtenue par Smart *et al.* (2015) dans leur étude. Les valeurs de  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$  et de RER de pointe obtenues par ces

auteurs diminuaient toutes les deux de la même façon lorsque l'intervalle de temps utilisé pour traiter les données était plus long. Ainsi, si un intervalle plus long était utilisé, alors la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  et le RER associé étaient plus bas comparativement à lorsqu'un intervalle plus court était utilisé. Il importe toutefois de préciser que, pour leur étude, ils ont décidé de considérer comme étant « de pointe » la plus haute valeur de  $\dot{V}O_2$  obtenue pendant la dernière minute du test ou la première minute de récupération. Pour Smart *et al.* (2015), le fait de limiter le moment où survient la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  avait pour avantage de minimiser les écarts entre les temps où ces valeurs de pointe surviennent. Alors que, dans notre étude, la valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  correspondait tout simplement à la plus haute valeur obtenue pendant le test et excluait la période de récupération. Ces différences de définition pour la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  peuvent expliquer que nous n'avons pas constaté la même relation pour le RER et la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  en changeant les intervalles d'échantillonnage.

## **Recommandations du traitement de données**

Selon certains chercheurs, les patients insuffisants cardiaques manifestent davantage de fluctuations (variabilité) dans leurs respirations lors d'un test à l'effort par rapport à des adultes en santé (Francis *et al.*, 2002; Robergs, 2001). Ces fluctuations représentent en fait des respirations périodiques et, alors que chez une personne en santé elles sont plutôt aléatoires et prononcées, chez un patient avec insuffisance cardiaque elles sont plutôt constantes et lentes (Francis *et al.*, 2002). Ainsi, pour une population avec insuffisance cardiaque, Francis *et al.*

(2002) recommandent d'appliquer une moyenne sur 60 secondes aux données d'un test, et ce peu importe le type de respiration (i.e. périodique ou stable). Par ailleurs, Massin (2014) recommande l'utilisation de la moyenne des dernières 30 secondes d'un test pour déterminer le  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  lorsqu'un test à l'effort maximal est administré en cardiologie pédiatrique. Dans le cadre de ce mémoire, notre étude a permis de montrer que le fait d'opter pour une moyenne statique de 30 secondes ou de 60 secondes donne des valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  qui étaient significativement différentes chez des enfants en santé. De plus, Massin (2014) recommande d'appliquer la moyenne uniquement aux 30 dernières secondes du test. Cela pourrait avoir comme conséquence de sous-estimer la réelle valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  si celle-ci est survenue un peu plus tôt dans le test. Ainsi, la recommandation de Francis *et al.* (2002) et celle de Massin (2014) peuvent, toutes les deux, sous-estimer la valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  obtenue lors d'un test à l'effort maximal progressif.

Lorsqu'une valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  ou de  $\dot{V}O_{2max}$  est obtenue, il devient alors intéressant de la comparer avec des valeurs de référence disponibles pour la population en question. Ainsi, il existe de nombreuses valeurs de référence chez la population pédiatrique (Freedson et Goodman, 1993). Par contre, le choix de la méthode de traitement des données n'est pas nécessairement précisé. Ce qui signifie que, bien que le livre *Pediatric Laboratory Exercise Testing : Clinical Guidelines* puisse offrir une grande variété de protocoles et de valeurs de références pour des tests à l'effort maximal chez les enfants, les auteurs de ce livre n'ont pas mentionné si la méthode de traitement était précisée dans les études auxquelles ils font référence. En considérant que, chez les adultes, environ 40 à 45% des auteurs d'articles



scientifiques faisant la mention de tests de  $\dot{V}O_{2max}$  ne précisent pas la méthode de traitement utilisée (Hill et al., 2003; Midgley et al., 2007a), alors il est tout à fait possible que le même problème soit présent dans les articles scientifiques mentionnant des tests de  $\dot{V}O_{2max}$  chez les enfants.

Le fait de mentionner quel type de traitement a été fait avec les données obtenues lors d'un test à l'effort maximal avec mesure des échanges gazeux devrait être aussi important que de préciser le protocole ou l'ergomètre utilisés pour le test. En effet, si cette information était systématiquement disponible dans la littérature, alors il serait plus aisé pour les chercheurs de faire des comparaisons entre différentes études, mais également pour déterminer les effets de la condition physique sur des paramètres tels que la morbidité/mortalité. De plus, si des calculs sont faits à partir des valeurs de  $\dot{V}O_{2max}$  obtenues par mesure directe des échanges gazeux, alors il semble essentiel de standardiser la façon d'obtenir cette valeur, c'est-à-dire le traitement appliqué aux données du test. Autrement toutes les autres données calculées à partir de ces valeurs peuvent également être affectées (Midgley et al., 2007a).

## **Limites du projet**

Les analyses pour ce projet ont été faites uniquement avec des enfants de 8 à 10 ans et étant principalement de stade Tanner 1. Étant donné que l'organisme se transforme beaucoup pendant la croissance, les fonctions cardio-respiratoires, métaboliques et enzymatiques ne sont

pas à leur pleine maturation (Aguilaniu et al., 2007; Freedson et Goodman, 1993). Il serait éventuellement pertinent de voir si les différences de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  selon les traitements de données trouvées chez les enfants seraient similaires chez des adolescents. Puisqu'une différence de 5,6% a été trouvée dans notre étude entre deux intervalles de traitement de données (i.e. 10 sec par rapport à 60 sec), alors qu'une différence de 4,5% fut démontrée chez les adultes (Midgley et al., 2007a), alors on peut s'attendre à une différence d'environ 5% chez les adolescents si la relation entre l'erreur et l'âge est linéaire. Ceci n'est bien sûr qu'une hypothèse, mais cela semble plausible étant donné qu'il y a une augmentation progressive des paramètres ventilatoires vers l'âge de l'adolescence (Prioux et al., 2003). Ainsi, l'erreur serait proportionnelle à l'âge et aux paramètres ventilatoires, deux éléments intimement liés. Voilà pourquoi, chez les adolescents, les différences entre les méthodes de traitement pourraient alors se situer entre celles trouvées chez les enfants et celles chez les adultes.

La présente étude a permis de comparer plusieurs intervalles de traitement de données très différents. Cependant, nous n'avons malheureusement pas pu comparer des moyennes glissantes. Nous avons plutôt choisi des intervalles de traitement qui faisaient à la fois partie de recommandations et/ou des pratiques cliniques, tout en étant offerts par le système de mesure des échanges gazeux utilisé pour faire les tests à l'effort : le Oxycon Pro de Jaeger. Il aurait bien sûr été pertinent d'inclure dans nos comparaisons des moyennes glissantes puisque cette option fait partie des plus récentes recommandations chez les adultes (Macfarlane, 2001; Myers et al., 2009; Robergs et al., 2010). Toutefois, cette méthode de traitement des données est quatre fois moins utilisée par les chercheurs par rapport à la moyenne sur le temps (Midgley et al., 2007a). De plus, nous avons préféré utiliser uniquement des options

disponibles avec le système utilisé pour la présente étude puisque nous souhaitons que cela représente davantage ce qui, à notre avis, arrive probablement en clinique lorsque des tests à l'effort sont effectués.

La présente étude n'avait pas pour objectif de déterminer quelle serait la façon adéquate de traiter les données d'un test dans une population pédiatrique. Il ne nous est alors pas possible de donner des recommandations précises sur la meilleure pratique à adopter. Malgré cela, en attendant que des recommandations mieux définies soient confirmées, nous jugeons adéquat l'utilisation d'une moyenne statique sur 30 secondes et ceci pour deux raisons. Tout d'abord, cela semble être la méthode la plus souvent choisie par les chercheurs, ce qui facilite alors les comparaisons (Midgley et al., 2007; Robergs et al., 2010). Et deuxièmement, la seule recommandation auprès d'une population pédiatrique trouvée dans la littérature mentionne également une moyenne de 30 secondes (Massin, 2014). Si, toutefois, un chercheur ou un clinicien souhaite utiliser un intervalle plus court, alors nous pensons qu'une moyenne sur 20 secondes peut être appropriée puisque, dans notre étude, il n'y a pas eu de différence significative entre les valeurs de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ , de RER de pointe et de FC de pointe obtenues avec une moyenne de 30 secondes ou une moyenne de 20 secondes.

## Avenues de recherche

### Le sexe

Dans la présente étude, nous n'avons pas détecté de différences entre les garçons et les filles en ce qui concerne la façon dont le choix du traitement des données influence la valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$ . Par contre, notre population était âgée de 8 à 10 ans, ce qui signifie que les écarts de ventilation n'étaient pas encore présents. Il semble en effet que la ventilation maximale suivra une augmentation progressive et linéaire avec l'âge et qu'une différence significative n'est présente entre les sexes qu'à partir de l'âge de 13 à 15 ans (Prioux et al., 2003). C'est également à partir de cet âge que semblent se manifester des différences entre les garçons et les filles en ce qui concerne le volume courant (Prioux et al., 2003). Le volume courant représente le volume d'air qui est respiré et il sert, avec la fréquence respiratoire, au calcul de la  $\dot{V}_E$  (Aguilaniu et al., 2007; ATS/ACCP, 2003). Il augmente avec l'âge pour devenir alors plus élevé chez les garçons que chez les filles (Prioux et al., 2003) et c'est un paramètre qui influence la ventilation autant chez les adultes que chez les enfants (Myers et al., 1990; Potter et al., 1999). À l'âge adulte, des différences entre les sexes sont présentes en ce qui concerne la structure et la fonction pulmonaire (Sheel et Guenette, 2008). Considérant cela, il serait pertinent d'investiguer s'il existe une différence selon les sexes dans l'impact des différentes méthodes de traitement de données à l'adolescence et à l'âge adulte. Pour le moment cette question ne semble pas avoir été étudiée et, selon les résultats, cela pourrait influencer les recommandations pour le traitement des données.

## Le statut pondéral

La prévalence d'obésité a presque doublé dans le monde depuis une trentaine d'années, et cela vient de pair avec une augmentation des risques de développer des problèmes de diabète, d'hypertension, de maladie coronarienne, d'accident vasculaire cérébral et de certains types de cancer (WHO 2014). L'amélioration de la condition physique, et donc de la  $\dot{V}O_{2max}$ , contribue à améliorer la santé et à diminuer les risques de morbidité et de mortalité associés aux problèmes cardiovasculaires (Kodama et al., 2009). Ainsi, la population adulte prise avec un problème d'embonpoint et/ou d'obésité bénéficierait également d'avoir une mesure adéquate de leur  $\dot{V}O_{2max}$ . Notre étude a permis de montrer que la façon de traiter les données, particulièrement lorsqu'une moyenne sur un nombre de respiration est appliquée, semble avoir un impact selon le statut pondéral dans une population pédiatrique. Plusieurs études faites auprès d'adultes obèses montrent une modification de certains paramètres ventilatoires en lien avec cette condition par rapport à des adultes de poids normal (De Lorey et al., 2005; Ofir et al., 2007; Sood, 2009). Ainsi, les personnes obèses, en réponse à une demande métabolique accrue au repos et à l'exercice, ont une augmentation de leur  $\dot{V}_E$  (Ofir et al., 2007) et de leur fréquence respiratoire, en plus d'une diminution de leur volume courant (Sood, 2009), possiblement parce qu'elles ont des respirations moins profondes. Étant donné que, chez les adultes, la fréquence respiratoire et le volume courant sont responsables de 75% de la variabilité de la  $\dot{V}O_2$  à chaque respiration, alors il serait possible que l'impact des méthodes de traitement de données soit différent selon le statut pondéral. Des études additionnelles sont donc nécessaires pour vérifier cette hypothèse.

## Le plateau de $\dot{V}O_2$

Malgré la controverse qui l'entoure (Howley et al., 1995; Robergs, 2001), un des critères principaux pour confirmer l'atteinte de la  $\dot{V}O_{2max}$  lors d'un test à l'effort progressif est la présence d'un plateau de la consommation d'oxygène malgré une augmentation de la charge de travail (Aguilaniu et al., 2007; Astorino et al., 2005; Bassett et Howley, 1997; Fernandes et al., 2012; Hale, 2008; Taylor et al., 1955). Cette notion de plateau fut mentionnée la première fois dès 1923 (Hill et Lupton, 1923). C'est d'ailleurs ce critère, que plusieurs physiologistes de l'exercice considèrent comme essentiel, qui établit la distinction entre l'atteinte de la  $\dot{V}O_{2max}$  versus l'atteinte de la  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  (Aguilaniu et al., 2007; ATS/ACCP, 2003; Vandewalle, 2004). En effet, toute personne qui n'est pas en mesure, lors d'un test à l'effort progressif, d'atteindre ce plateau de la  $\dot{V}O_2$  aura alors une valeur de  $\dot{V}O_{2de\ pointe}$  à la fin de son test plutôt qu'une valeur de  $\dot{V}O_{2max}$  (Hale, 2008; Vandewalle, 2004). Ce critère, qui est encore aujourd'hui beaucoup utilisé par les physiologistes de l'exercice et les chercheurs, peut également être influencé par l'intervalle d'échantillonnage utilisé lors de l'administration d'un test à l'effort (Astorino, 2009; Astorino et al., 2000; Astorino et al., 2005; Fernandes et al., 2012 ; Myers et al., 1990; Robergs, 2001; Smart et al., 2015).

Selon certaines études, le plateau de  $\dot{V}O_2$  serait moins présent chez les enfants que chez les adultes (Paridon et al., 2006; Rowland et Cunningham, 1992; Washington et al., 1994). Les explications qui reviennent le plus fréquemment pour expliquer cette différence sont une absence de motivation chez les enfants à fournir un effort maximal, une incapacité à utiliser

les voies énergétiques de type anaérobie et le fait qu'un plateau de  $\dot{V}O_2$  ne serait tout simplement pas un indicateur de limite dans la consommation d'oxygène (Armstrong et Barker, 2009; Noakes, 1988; Rowland et Cunningham, 1992). Toutefois, dans le cadre d'une étude effectuée auprès d'enfants malades, Karila *et al.* (2001) ont constaté la présence d'un plateau de  $\dot{V}O_2$  chez 68% de leurs jeunes participants, ce qui représente un peu plus du double que ce que d'autres ont obtenu (Rowland et Cunningham, 1992). Ces différences montrent qu'il existe encore beaucoup de controverse entourant la notion de plateau de  $\dot{V}O_2$  et de comment la définir. Ainsi, Karila *et al.* (2001) sont d'avis que le type de système qu'ils ont utilisé (une chambre de mélange), la façon dont les données ont été échantillonnées (i.e. sur 3 cycles respiratoires puis avec une moyenne de 20 secondes), ainsi que le protocole de test utilisé ont tous influencé la fréquence de détection des plateaux de  $\dot{V}O_2$  à l'effort maximal. D'ailleurs, une étude réalisée par Beltrami *et al.* (2014) auprès d'adolescents joueurs de soccer a permis de conclure que plus l'intervalle de temps utilisé pour traiter les données était court (i.e. 15 secondes) et plus l'incidence de plateau était élevée. Dans le cadre de la présente étude, la détection ou non d'un plateau de  $\dot{V}O_2$  n'est pas un élément que nous avons pris en considération. Par contre, puisque le choix d'un intervalle d'échantillonnage a une influence sur la détection d'un plateau de  $\dot{V}O_2$  à la fois chez les adultes et les adolescents, et compte tenu que la faible incidence de plateau chez les enfants pourrait provenir en grande partie du choix de cet intervalle, alors nous pourrions remettre en doute l'affirmation selon laquelle les enfants ne sont pas en mesure d'atteindre ce plateau.

## **La pathologie**

Pour les personnes souffrant d'insuffisance cardiaque, le test de la  $\dot{V}O_{2max}$  est un bon indicateur de tolérance à l'effort puisque le débit cardiaque maximal serait possiblement le principal facteur limitant cette  $\dot{V}O_{2max}$ . Il s'agit donc non seulement d'un test important pour confirmer l'éligibilité à une transplantation cardiaque, mais également d'un prédicteur important de mortalité chez ces patients (Vandewalle, 2004). Il a déjà été discuté dans l'introduction de ce mémoire de l'impact que le traitement des données d'un test pouvait avoir chez cette population sur la valeur de  $\dot{V}O_{2max}$ . Toutefois, cette question n'a pas été étudiée chez une population d'enfants et/ou d'adolescents ayant une pathologie. Pour des jeunes malades, un test progressif maximal avec mesure directe des échanges gazeux est également très utile. Ce test permet effectivement de détecter la présence d'anomalies à l'effort, de déterminer de façon objective les capacités de ces jeunes, de rassurer les parents de ces enfants en leur montrant les intensités d'exercice qui sont sécuritaires, de suivre la progression de la maladie chronique et d'aider au pronostic d'une maladie (Karila et al., 2001; McManus et Leung, 2000; Massin, 2014; Nixon et al., 1992; Paridon et al., 2006), d'où l'importance de standardiser le traitement des données.

## **Les différents systèmes et les types d'analyseurs**

Les résultats obtenus avec la présente étude s'appliquent à une population pédiatrique testée sur un ergocycle et dont les échanges gazeux à l'effort étaient mesurés à l'aide d'un système



en particulier, soit le Oxycon Pro de Jaeger. Il est essentiel de le préciser puisque ces résultats ne seraient pas nécessairement les mêmes si les tests étaient faits avec un autre système de mesure des échanges gazeux utilisant la méthode du « cycle à cycle respiratoire ». D'ailleurs, certains chercheurs soulignent bien le fait que des différences significatives peuvent être présentes entre deux systèmes, qu'ils soient de deux marques différentes ou du même modèle (Macfarlane, 2001; Matthews et al., 1987). Ainsi il serait intéressant d'investiguer si, avec d'autres systèmes, des différences similaires à celles obtenues dans notre étude seraient présentes en appliquant diverses méthodes de traitement de données.

Il importe également de prendre en considération qu'il existe plusieurs types d'analyseurs sur le marché. Tout d'abord, le spectromètre de masse permet de déterminer très rapidement et de façon précise les fractions d'air expiré en  $O_2$  et en  $CO_2$  (ATP/ACCP, 2003; Marfarlane, 2001; Shephard et Aoyagi, 2012). Par contre, bien qu'il soit d'une grande stabilité, les laboratoires utilisent davantage des analyseurs séparés pour le dioxyde de carbone et l'oxygène étant donné que le spectromètre de masse est un type d'analyseur très onéreux. Pour le dioxyde de carbone, les analyseurs les plus communs sont basés sur la capacité du  $CO_2$  à absorber la lumière infrarouge (ATP/ACCP, 2003; Lampert 1998; Macfarlane, 2001). Toutefois, du côté des analyseurs d'oxygène, plusieurs types sont disponibles sur le marché. Les plus communs sont probablement les analyseurs de type paramagnétiques (Marfarlane, 2001; Shephard et Aoyagi, 2012) qui utilisent l'effet qu'ont les molécules d' $O_2$  sur un champ magnétique (ATS/ACCP, 2003; Macfarlane, 2001). Ce type d'analyseur nécessite peu d'entretien, est plutôt stable et, bien que son délai de réponse fût plus lent dans les débuts, il est maintenant bien adapté pour faire des analyses en « cycle à cycle » respiratoire (Macfarlane, 2001). Il

existe également des analyseurs électrochimiques utilisant soit une électrode polarographique ou une cellule galvanique, mais ceux-ci ont une durée de vie très courte de moins d'un an (Macfarlane, 2001; Shephard et Aoyagi, 2012). Les analyseurs possédant cette technologie ne sont pas les plus rapides (i.e. temps de réponse de  $< 200$  msec), mais ont l'avantage d'être de petite taille, ce qui les rend bien adaptés pour les systèmes portatifs de mesure des échanges gazeux (Macfarlane, 2001). Le dernier type d'analyseur est celui qui utilise une cellule de zirconium fonctionnant à de très hautes températures (Macfarlane, 2001; Shephard et Aoyagi, 2012). Ce type d'analyseur possède l'avantage d'une grande stabilité, nécessite également peu d'entretien et a un temps de réponse plutôt rapide ( $< 100$  msec) (Macfarlane, 2001). Par contre, tous ces types d'analyseurs d'O<sub>2</sub> et de CO<sub>2</sub> ne sont pas linéaires et des corrections doivent alors être faites pour compenser (ATS/ACCP, 2003). Enfin, si l'on considère qu'ils n'ont pas tous le même temps de réponse pour analyser les gaz, ce facteur pourrait possiblement avoir un impact sur le choix d'une méthode de traitement des données d'un test par rapport à une autre et mériterait investigation.

## **Contributions personnelles au projet**

Avec ce projet, j'ai découvert un grand intérêt pour le domaine de la recherche et tout ce qu'il implique. Ma question de recherche de départ m'a amenée à faire une recension des écrits, à apprendre les détails des méthodes de traitement et à bâtir une base de données. Je n'ai pas eu l'opportunité d'administrer les tests à l'effort puisqu'ils avaient déjà été réalisés, mais j'ai eu

l'occasion d'observer certains tests afin de comprendre l'environnement dans lequel ils étaient effectués et apprendre à manipuler le système. Ensuite j'ai saisi et/ou vérifié les données de chacun des tests conservés pour l'analyse et effectué les analyses statistiques sous la supervision de ma directrice. J'ai eu l'occasion de faire une présentation orale avec les données préliminaires de ce projet, de rédiger un article scientifique et, bien sûr, de rédiger ce mémoire. Tout ceci m'a permis de bien saisir la complexité de l'élaboration d'un projet de recherche et de la transmission des connaissances acquises grâce à ce projet.

## Conclusion

Les tests de laboratoire pour la  $\dot{V}O_{2\max}$  ont une histoire d'environ une centaine d'années, mais la majorité des connaissances modernes nous viennent de la période allant de 1950 à 1980. Les appareils modernes sont plus rapides, plus pratiques et plus spécifiques aux sports pratiqués, mais génèrent une grande quantité de données. Il incombe alors aux évaluateurs et aux chercheurs de trouver la façon optimale de traiter toutes ces données. La présente étude confirme que, dans une population pédiatrique, plus l'intervalle d'échantillonnage utilisé est court et plus la valeur de  $\dot{V}O_{2\text{de pointe}}$  sera élevée. Les valeurs de RER et de FC maximales seront également affectées par le choix de la méthode de traitement, mais cela dans une moindre mesure. Pour le moment, il semble n'y avoir aucun consensus, chez les adultes ou chez les enfants, quant à la façon optimale de traiter les nombreuses données obtenues lors d'un test à l'effort utilisant un système en « cycle à cycle » respiratoire. Jusqu'à ce que des recommandations précises se confirment, le choix de la méthode d'échantillonnage doit se faire en tenant compte du fait que cela influencera le résultat obtenu, autant chez les adultes que chez les enfants, et ce choix devrait être systématiquement précisé par les chercheurs, les spécialistes de l'exercice ou tout autre spécialiste qui administre un test à l'effort maximal avec mesure des échanges gazeux.

## Bibliographie

- Aguilaniu B, Richard R, Costes F, et al. Cardiopulmonary exercise testing. *Rev Mal Respir.* 2007;24(3 Pt 2):2S111-60.
- American Thoracic Society, American College of Chest Physicians. ATS/ACCP Statement on cardiopulmonary exercise testing. *Am J Respir Crit Care Med.* 2003;167(2):211-77.
- Armstrong N. Aerobic fitness and physical activity in children. *Pediatr Exerc Sci.* 2013;25(4):548-60.
- Armstrong N, Barker AR. Oxygen uptake kinetics in children and adolescents: a review. *Pediatr Exerc Sci.* 2009;21(2):130-47.
- Armstrong N, Tomkinson GR, Ekelund U. Aerobic fitness and its relationship to sport, exercise training and habitual physical activity during youth. *Br J Sports Med.* 2011;45(11):849-58.
- Astorino TA. Alterations in  $VO_2$ max and the  $VO_2$  plateau with manipulations of sampling interval. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2009;29(1):60-7.
- Astorino TA, Robergs RA, Ghiasvand F, Marks D, Burns S. Incidence of the oxygen plateau at  $VO_2$ max during exercise testing to volitional fatigue. *JEPonline.* 2000;3(4):1-12.
- Astorino TA, Willey J, Kinnahan J, et al. Elucidating determinants of the plateau in oxygen consumption at  $VO_2$ max. *Br J Sports Med.* 2005;39(9):655-60.
- Atkinson G, Davison RCR, Nevill AM. Performance characteristics of gas analysis systems: what we know and what we need to know. *Int J Sports Med.* 2005;26(Suppl 1):S2-10.
- Baquet G, Van Praagh E, Berthoin S. Endurance training and aerobic fitness in young people. *Sports Med.* 2003;33(15):1127-43.

- Balady GJ, Arena R, Sietsema K, Myers J, Coke L, Fletcher GF, et al. Clinician's Guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2010;122(2):191-225.
- Bassett DR Jr, Howley ET. Maximal oxygen uptake: “classical” versus “contemporary” viewpoints. *Med Sci Sports Exerc*. 1997;29(5):591-603.
- Bassett DR Jr, Howley ET. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32(1):70-84.
- Beltrami FG, Wong DP, Noakes TD. High prevalence of false-positive plateau phenomena during  $VO_{2max}$  testing in adolescents. *J Sci Med Sport*. 2014;17(5):526-30.
- Berryman JW. Ancient and early influences. In: Tipton CM. *Exercise physiology: People and ideas*. New York: Elsevier; 2003. pp.1-38.
- Blumoff SA, Ferguson CS, Longanecker JA, Smith JC, Poole DC, Hill DW. Effect of sampling duration on peak  $VO_2$  in running. *Med Sci Sports Exerc*. 1999;31(5 Suppl):S302.
- Bulbulian R, Wilcox AR, Darabos BL. Anaerobic contribution to distance running performance of trained cross-country athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 1986;18(1):107-13.
- Burke E. Validity of selected laboratory and field tests of physical working capacity. *Res Q*. 1976;47(1):95-104.
- Costill DL. The relationship between selected physiological variables and distance running performance. *J Sports Med Phys Fitness*. 1967;7(2):61-6.
- De Leonibus C, Marcovecchio ML, Chiarelli F. Update on statural growth and pubertal

- development in obese children. *Pediatr Rep.* 2012;4(4):e35.
- DeLorey DS, Wyrick BL, Babb TG. Mild-to-moderate obesity: implications for respiratory mechanics at rest and during exercise in young men. *Int J Obes.* 2005;29(9):1039-47.
- Docherty, D. *Measurement in pediatric exercise science.* Human Kinetics: Canadian Society for Exercise Physiology: Windsor; 1996. pp.208-9.
- Dwyer DB. A standard method for the determination of maximal aerobic power from breath-by-breath  $VO_2$  data obtained during a continuous ramp test on a bicycle ergometer. *JEPonline.* 2004;7(5):1-9.
- Ekelund U, Andersen SA, Froberg K, Sardinha LB, Andersen LB, Brage S, et al. Independent associations of physical activity and cardiorespiratory fitness with metabolic risk factors in children: the European youth heart study. *Diabetologia.* 2007;50(9):1832-40.
- Fernandes RJ, de Jesus K, Baldari C, et al. Different  $VO_{2max}$  time-averaging intervals in swimming. *Int J Sports Med.* 2012;33(12):1010-5.
- Foster C.  $VO_{2max}$  and training indices as determinants of competitive running performance. *J Sports Sci.* 1983;1(1):13-22.
- Francis DP, Davies LC, Willson K, et al. Impact of periodic breathing on measurement of oxygen uptake and respiratory exchange ratio during cardiopulmonary exercise testing. *Clin Sci (Lond).* 2002;103(6):543-52.
- Freedson PS, Goodman TL. Measurement of oxygen consumption. In: Rowland TW, editor. *Pediatric Laboratory Exercise Testing: Clinical Guidelines.* Champaign, Ill: Human Kinetics Publishers; 1993: 91-129.
- Froberg K, Andersen LB. Mini review: physical activity and fitness and its relations to cardiovascular disease risk factors in children. *Int J Obes (Lond).* 2005;29(Suppl

2):S34-9.

Giezendanner D, Cerretelli P, Di Prampero PE. Breath-by-breath alveolar gas exchange. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*. 1983;55(2):583-90.

Hagan RD, Smith MG, Gettman LR. Marathon performance in relation to maximal aerobic power and training indices. *Med Sci Sports Exerc*. 1981;13(3):185-9.

Hale T. History of developments in sport and exercise physiology: A.V. Hill, maximal oxygen uptake, and oxygen debt. *J Sports Sci*. 2008;26(4):365-400.

Hill AV, Lupton H. Muscular exercise, lactic acid and the supply and utilization of oxygen. *Q J Med*. 1923;16:135-71.

Hill DW, Stephens LP, Blumoff-Ross SA, Poole DC, Smith JC. Effect of sampling strategy on measures of  $\text{VO}_{2\text{peak}}$  obtained using commercial breath-by-breath systems. *Eur J Appl Physiol*. 2003;89(6):564-9.

Hodges LD, Brodie DA, Bromley PD. Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. *Scand J Med Sci Sports*. 2005;15(5):271-9.

Hollmann W, Prinz JP. Ergospirometry and its history. *Sports Med*. 1997;23(2):93-105.

Howley ET, Bassett DR Jr, Welch HG. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(9):1292-301.

James DVB, Sandals LE, Wood DM, Jones AM. Pulmonary gas exchange. In: Winter EM, Jones AM, Davidson RR, Bromley PD, Mercer TH, editors. *Sport and exercise physiology testing guidelines: volume II - Exercise and clinical testing. The British association of sport and exercise sciences guide*. London: Routledge; 2006. pp.101-11.

Janssen I, Leblanc AG. Systematic review of the health benefits of physical activity and fitness in school-aged children and youth. *Int J Behav Nutr Phys Act*. 2010;7(40):1-16.



- Johnson JS, Carlson JJ, VanderLaan RL, Langholz DE. Effects of sampling interval on peak oxygen consumption in patients evaluated for heart transplantation. *Chest*. 1998;113(3):816-9.
- Karila C, de Blic J, Waernessyckle S, Benoist MR, Scheinmann P. Cardiopulmonary exercise testing in children: an individualized protocol for workload increase. *Chest*. 2001;120(1):81-7.
- Katch VL, Sady SS, Freedson P. Biological variability in maximum aerobic power. *Med Sci Sports Exerc*. 1982;14(1):21-5.
- Kenney WL, Hodgson JL. Variables predictive of performance in elite middle-distance runners. *Br J Sports Med*. 1985;19(4):207-9.
- Kodama S, Saito K, Tanaka S, et al. Cardiorespiratory fitness as a quantitative predictor of all-cause mortality and cardiovascular events in healthy men and women: a meta-analysis. *JAMA*. 2009;301(19):2024-35.
- Lamarra N, Whipp BJ, Ward SA, Wasserman K. Effect of interbreath fluctuations on characterizing exercise gas exchange kinetics. *J Appl Physiol*. 1987;62(5):2003-12.
- Lampert E. Erreurs à ne pas commettre lors de la réalisation d'un exercice de détermination de la consommation maximale d'oxygène. *Sci Sports*. 1998;13(4):193-201.
- Macfarlane DJ. Automated metabolic gas analysis systems: a review. *Sports Med*. 2001;31(12):841-61.
- Mancini DM, Eisen H, Kussmaul W, Mull R, Edmunds LH Jr, Wilson JR. Value of peak exercise oxygen consumption for optimal timing of cardiac transplantation in ambulatory patients with heart failure. *Circulation*. 1991;83(3):778-86.
- Massin MM. The role of exercise testing in pediatric cardiology. *Arch Cardiovasc Dis*.

2014;107(5):319-27.

Matthews JI, Bush BA, Morales FM. Microprocessor exercise physiology systems vs a nonautomated system. A comparison of data output. *Chest*. 1987;92(4):696-703.

McManus A, Leung M. Maximising the clinical use of exercise gaseous exchange testing in children with repaired cyanotic congenital heart defects: the development of an appropriate test strategy. *Sports Med*. 2000;29(4):229-44.

McMurray RG, Ondrak KS. Effects of being overweight on ventilatory dynamics of youth at rest and during exercise. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(2):285-92.

Midgley AW, McNaughton LF, Carroll S. Effect of the VO<sub>2</sub> time-averaging interval on the reproducibility of VO<sub>2max</sub> in healthy athletic subjects. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2007a;27(2):122-5.

Midgley AW, McNaughton LF, Carroll S. Time at VO<sub>2max</sub> during intermittent treadmill running: test protocol dependent of methodological artefact? *Int J Sports Med*. 2007b;28(11):934-9.

Mitchell JH, Saltin B. The oxygen transport system and maximal oxygen uptake. In: Tipton CM. *Exercise physiology: People and ideas*. New York: Elsevier; 2003. pp.255-91.

Mountjoy M, Andersen LB, Armstrong N, Biddle S, Boreham C, Bedenbeck HP, et al. International Olympic Committee consensus statement on the health and fitness of young people through physical activity and sport. *Br J Sports Med*. 2011;45(13):839-48.

Myers J, Walsh D, Sullivan M, Froelicher V. Effect of sampling on variability and plateau in oxygen uptake. *J Appl Physiol*. 1990;68(1):404-10.

- Myers J, Arena R, Franklin B, et al. Recommendations for clinical exercise laboratories: A scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2009;119(24):3144-61.
- Nixon PA, Orenstein DM, Kelsey SF, Doershuk CF. The prognostic value of exercise testing in patients with cystic fibrosis. *N Eng J Med*. 1992;327(25):1785-8.
- Noakes TD. Implications of exercise testing for prediction of athletic performance: a contemporary perspective. *Med Sci Sports Exerc*. 1988;20(4):319-30.
- Ofir D, Laveneziana P, Webb KA, O'Donnell DE. Ventilatory and perceptual responses to cycle exercise in obese women. *J Appl Physiol*. 2007;102(6):2217-26.
- Paridon SM, Alpert BS, Boas SR, Cabrera ME, Caldara LL, Daniels SR, et al. Clinical stress testing in the pediatric age group: a statement from the American Heart Association Council on Cardiovascular Disease in the Young, Committee on Atherosclerosis, Hypertension, and Obesity in Youth. *Circulation*. 2006;113(15):1905-20.
- Peterson MD, Liu D, IglayReger HB, Saltarelli WA, Visich PS, Gordon PM. Principal component analysis reveals gender-specific predictors of cardiometabolic risk in 6<sup>th</sup> graders. *Cardiovasc Diabetol*. 2012;11(146):1-10.
- Potter CR, Childs DJ, Houghton W, Armstrong N. Breath-to-breath « noise » in the ventilatory and gas exchange responses of children to exercise. *Eur J Appl Physiol*. 1999;80(2):118-24.
- Powers SK, Howley ET. Laboratory assessment of human performance. In: Powers SK, Howley ET. *Exercise physiology: Theory and application to fitness and performance*. 7th ed. New York: McGraw-Hill Companies; 2009. pp.430-49.

- Prioux J, Matecki S, Amsallem F, Denjean A, Ramonatxo M, groupe « EFR pédiatrique » de la Société de Physiologie. La réponse ventilatoire à l'exercice maximal chez l'enfant sain. *Rev Mal Respir.* 2003;20(6-C1):904-11.
- Robergs RA. An exercise physiologist's « contemporary » interpretations of the « ugly and creaking edifices » of the  $VO_2$ max concept. *JEPonline.* 2001;4(1):1-44.
- Robergs RA, Burnett AF. Methods used to process data from indirect calorimetry and their application to  $VO_2$ max. *JEPonline.* 2003;6(2):44-57.
- Robergs RA, Dwyer D, Astorino T. Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports Med.* 2010;40(2):95-111.
- Roecker K, Prettin S, Sorichter S. Gas exchange measurements with high temporal resolution: the breath-by-breath approach. *Int J Sports Med.* 2005;26(Suppl1):S11-8.
- Rowell LB. Human cardiovascular adjustments to exercise and thermal stress. *Physiol Rev.* 1974;54(1):75-159.
- Rowland TW, Cunningham LN. Oxygen uptake plateau during maximal treadmill exercise in children. *Chest.* 1992;101(2):485-9.
- Seiler S. A brief history of endurance testing in athletes. *Sportscience.* 2011;15:40-86.
- Sheel AW, Guenette JA. Mechanics of breathing during exercise in men and women: sex versus body size differences? *Exerc Sport Sci Rev.* 2008;36(3):128-34.
- Shephard RJ, Aoyagi Y. Measurement of human energy expenditure, with particular reference to field studies: an historical perspective. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112(8):2785-815.
- Smart NA, Jeffries L, Giallauria F et al. Effect of duration of data averaging interval on reported peak  $VO_2$  in patients with heart failure. *Int J Cardiol.* 2015;182:530-3.
- Smith JC, Erwin AM, Poole DC, Hill DW. Effect of sampling duration on reproducibility and

- magnitude of peak VO<sub>2</sub> in severe exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(5 Suppl):S302.
- Sood A. Altered resting and exercise respiratory physiology in obesity. *Clin Chest Med.* 2009;30(3):445-54.
- Sousa A, Figueiredo P, Oliveira N, et al. Comparison between swimming VO<sub>2</sub>peak and VO<sub>2</sub>max at different time intervals. *Open Sports Sci J.* 2010;3:22-4.
- Storer TW, Davis JA, Caiozzo VJ. Accurate prediction of VO<sub>2</sub>max in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22(5):704-12.
- Taylor HL, Buskirk E, Henschel A. Maximal oxygen intake as an objective measure of cardiorespiratory performance. *J Appl Physiol.* 1955;8(1):73-80.
- Powers SK, Howley ET. Laboratory assessment of human performance. In: Powers SK, Howley ET. *Exercise physiology: Theory and application to fitness and performance.* 7th ed. New York: McGraw-Hill Companies; 2009. pp.430-49.
- Tipton CM, Folk GE. Contributions from the Harvard Fatigue Laboratory. In: Tipton CM. *History of exercise physiology.* Human Kinetics; 2014. pp.41-58.
- Vandewalle H. Oxygen uptake and maximal oxygen uptake: interests and limits of their measurements. *Ann Readapt Med Phys.* 2004;47(6):243-57.
- Washington RL, Bricker JT, Alpert BS, Daniels SR, Deckelbaum RJ, Fisher EA, et al. Guidelines for exercise testing in the pediatric age group. From the Committee on Atherosclerosis and Hypertension in Children, Council on Cardiovascular Disease in the Young, the American Heart Association. *Circulation.* 1994;90(4):2166-79.
- Wilmore JH, Costill DL. Physiologie du sport et de l'exercice: Adaptations physiologiques à

l'exercice physique. 2e ed. Paris: DeBoeck Université; 2002. pp.1-24.

World Health Organization. Global health risks: mortality and burden of disease attributable to selected major risks. Geneva: World Health Organization, 2009.

World Health Organization. Global status on noncommunicable diseases 2010. Description of the NCDs, their risk factors and determinants. Geneva: World Health Organization, 2011.

World Health Organization. Global status on noncommunicable diseases. Geneva: World Health Organization, 2014.