




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

www.em-consulte.com

Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 52 (2009) 311–318

ANNALS
 OF PHYSICAL
 AND REHABILITATION MEDICINE

Original article / Article original

Physiological responses in handcycling. Preliminary study

Réponses physiologiques lors de la propulsion en handbike. Étude préliminaire

C. Meyer^{a,*}, T. Weissland^b, E. Watelain^c, S. Ribadeau Dumas^d,
 M.-C. Baudinet^e, A. Faupin^{c,f}

^a Faculté de kinésiologie et des sciences de réhabilitation, université catholique de Louvain, 101Tervursevest, 3001 Heverlee, Belgique

^b Laboratoire EA-3300 adaptations physiologiques à l'exercice et réadaptations à l'effort, faculté des sciences du sport, université de Picardie-Jules-Verne, 80025 Amiens cedex 1, France

^c Laboratoire d'automatique de mécanique et d'informatique industrielles et humaines (LAMIH), GR « Biomecanique », UMR CNRS 8530, faculté des sciences et des métiers du sport, université de Valenciennes Le-Mont-Houy, 59313 Valenciennes cedex 9, France

^d Unité de réhabilitation respiratoire, Institut François-Calot-centre héliomarin, rue du Docteur-Calot, 62608 Berck-sur-Mer cedex, France

^e Centre sportif Le-Blanc-Gravier, domaine de l'Université, allée des Sports, P63, 4000 Liège, Belgique

^f Laboratoire d'études de la motricité humaine, faculté des sciences du sport et de l'éducation physique, université de Lille-2, 9, rue de l'Université, 59790 Ronchin, France

Received 3 February 2009; accepted 16 April 2009

Abstract

Introduction. – In the field of sports for the disabled, this last decade has been marked by the development of handcycling. Although assessment of maximal capacity during arm exercises in cases of spinal cord injury (SCI) has been widely investigated, investigations of maximal capacity in handcyclists remain less frequent.

Objective. – The aim of this study was to investigate the physiological parameters of an incomplete quadriplegic athlete (cervical lesion C5-C6; ASIA-D) during an adapted incremental handcycling test and to judge the appropriateness of the test. Using such a test, it will then be possible to determine the individualized training program intensity needed to improve the athlete's aerobic capacity.

Methods. – The athlete completed an incremental hand cycling test (i.e., an adapted Léger-Boucher test), with the handbike mounted on an ergotrainer. The athlete's physiological parameters were recorded during the test, and the pedalling rate and the perceived exertion rate were estimated. Given the athlete's pathology, ergonomic adaptations were necessary in order to improve comfort and propulsion quality.

Results. – The maximum values recorded ($\dot{V}_{O_{2peak}} = 1.16$ l/min; [La] = 7.7 mmol/l; heart rate peak = 133 beats/min; maximum respiratory frequency = 85 cycles/min and averaged pedaling rate = 95 tours/min) indicate that the incremental test, adapted for handcycling, is maximal, and consequently, it should be possible to individualize the training intensity.

Conclusion. – This test is innovative and potentially applicable in a booming discipline garnering more and more interest. However, first it is necessary to extend this test to a larger population and to test the extended application in field.

© 2009 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Handbike; Maximal test; Quadriplegia; Physiology

Résumé

Introduction. – Dans le domaine de la pratique handisport, cette dernière décennie a été marquée par le développement de la pratique du *handbike*. Bien que l'évaluation des capacités maximales à l'exercice à bras des personnes blessées médullaires ait été largement réalisée, celle des athlètes *handbikers* demeure moins fréquente.

Objectif. – L'objectif de cette étude est d'évaluer les paramètres physiologiques d'un athlète blessé médullaire ayant une lésion incomplète de grade D (classification ASIA) au niveau de la cinquième vertèbre cervicale au cours d'un test d'effort incrémental adapté sur *handbike* et d'estimer

* Corresponding author.

E-mail address: christophe.meyer@faber.kuleuven.be (C. Meyer).

l'applicabilité de celui-ci aux *handbikers* en général et de cette classe en particulier. À partir d'un tel test, il sera alors possible de déterminer une intensité de travail personnalisée en vue d'optimiser l'aptitude aérobie.

Méthodes. – L'athlète a réalisé un test d'effort incrémental en *handbike* – test Léger-Boucher adapté – sur home-trainer. Les variables physiologiques ont été enregistrées au cours du test. La cadence de manivellage ainsi que la perception de l'effort ont aussi été estimées. Compte tenu de la pathologie de l'athlète, afin d'améliorer le confort et la qualité de propulsion, des adaptations ergonomiques du *handbike* ont été nécessaires.

Résultats. – Les valeurs maximales relevées ($\dot{V}_{O_{2pic}} = 1,16$ l/min, $[La] = 7,7$ mmol/l, $FC_{pic} = 133$ batt/min, fréquence respiratoire maximale = 85 cycles/min et fréquence moyenne de manivellage = 95 tours/min) tendent à montrer que le test incrémental adapté pour le *handbike* est maximal. Par conséquent, il permettrait d'individualiser une intensité de travail.

Conclusion. – Cette étude préliminaire tend à montrer que ce test pourrait être utilisable pour mieux individualiser l'entraînement de ces athlètes à la condition cependant qu'elle soit confirmée par une étude sur une population plus importante et réalisée sur le terrain.

© 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : *Handbike* ; Test d'effort ; Tétraplégie ; Physiologie

1. English version

1.1. Introduction

Physical capacity in cases of spinal cord injury (SCI) is assessed during upper body exercise using either an arm crank or a wheelchair ergometer. The heterogeneity of field and laboratory tests, of protocol methods (continuous/discontinuous with variable intensity and workload) and of participant positioning [4,12] not only demonstrates the influence of test conditions on exercise responses, but also the interest in this subject. Nevertheless, despite the interest, only a few authors [1,8] have published studies involving quadriplegics, and most of them used arm-cranks or wheelchair ergometers [17,18].

Jansen et al. [7] have stated that daily wheelchair use is not enough to improve physical capacity. Using a wheelchair imposes great physical constraints, which can decrease the quality of life and autonomy of quadriplegics. It is therefore necessary to engage in regular physical exercise, implementing an individualized training program with an innovative means of locomotion, such as a handbike. Though handbike use has expanded over the last decade in the wheelchair user community, including quadriplegics, it is still hardly used in scientific research [10]. Handbike propulsion is considered to have a better mechanical efficiency than handrim wheelchair propulsion since the physiological responses are less important for an equivalent power output [5].

Our study investigated the physiological responses during a maximal handcycling test in an incomplete quadriplegic athlete (ASIA-D). The participant had a high handcycling level (more than 15 hours a week) and was preparing for a long trip through the Pyrenees (650 km in 20 days, including 16 hills). Given his level, this athlete was more representative of handcyclists than class D quadriplegics. Using his personal handbike during the study made it possible to reproduce real conditions of locomotion, involving the proper muscle mass. The adaptation of a maximal test for handcycling represented the major interest of this study. Since we adapted the Léger-Boucher Test (LBT), we called it the Adapted Léger-Boucher Test (ALBT) [11,19]. In our study, we examined the maximal physiological responses with the objective of individualizing the intensity of the training program to improve aerobic

capacity. Our results can be applied both in the field of sports for the disabled and rehabilitation.

1.2. Material and methods

1.2.1. Participant

A young incomplete quadriplegic, who used a handrim wheelchair as his daily means of locomotion, volunteered to participate in the study. Before he gave his informed consent, all testing procedures were explained verbally. After he gave his consent, the procedures were conducted under medical supervision. The experimental procedures were approved by a local ethics committee and complied with the ethical standards of the 1975 Helsinki Declaration.

The athlete was male, 30 years of age, weighed 63 kg and measured 1.82 m. Fourteen years prior to this study, he injured his spinal cord at the cervical level resulting in an incomplete lesion at the fifth cervical vertebrae (C5). He was assessed as class D on the Asia Impairment Scale. He has practiced handcycling for 4 years. His main motor functions were hampered as following:

- grasping movement impossible in hands;
- functional limitation in both forearms;
- grade 3 triceps (according to manual muscle testing);
- non-functional obliquus, transversus abdominis and latissimus dorsi on the right side;
- non-functional pectoralis minor on both sides.

1.2.2. Material

This study was carried out on the athlete's own handbike (Sopur spirit 470), adapted for his particular motor functions, which was mounted on a roller ergometer (model TACX 1450 Speedmatic), as shown in Fig. 1. The athlete sat in a semi-recumbent position, which did not allow complete elbow extension when the back and the shoulders were pressed against the backrest, arms held out, and hands on the cranks. This sitting position situated the crank axis slightly below the scapulohumeral joint. Abdominal strap was not used since athlete never used it during training and did not wish to use it for his trip through the Pyrenees, thus similar conditions were maintained.

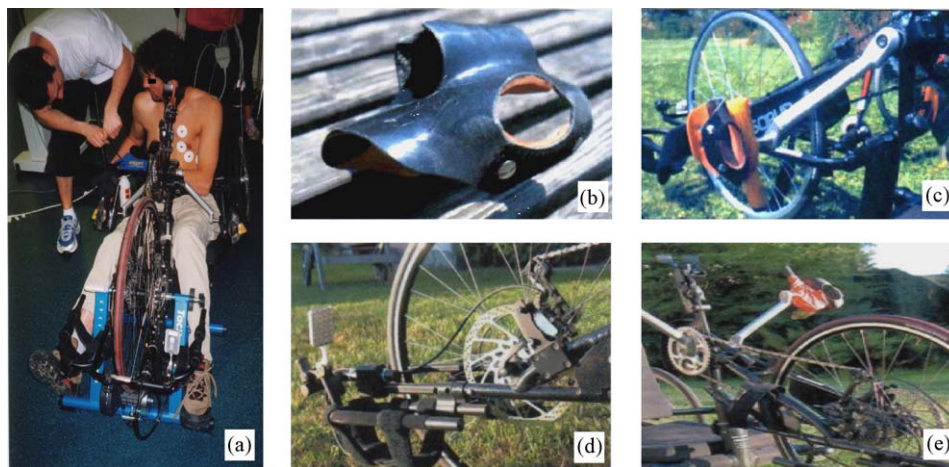


Fig. 1. Experimental set-up (a) and ergonomic adjustments: hand splints allowing pedal grasping (b and c), hydraulic break pedal on the side of the functional leg (d) and brake lever at chin level (e).

1.2.3. Experimental protocol

The ALBT is an adaptation from the well-known LBT. Created by Léger and Boucher in 1980, the LBT was initially used for runners. The ALBT uses an identical audiotape to the one used in LBT, which emits “beep” sounds at regular intervals. However, increments were changed from 1 km/h to 1.6 km/h, making each stage correspond to a specific speed.

This study was conducted in laboratory setting, using a roller ergometer set at the minimal resistance level and for which drag forces were not measurable. The ALBT was applied starting at 12.8 km/h. Speed was controlled using a speedometer attached to the handbike. The test was considered finished when the participant reached exhaustion, or when participant was unable to maintain required speed more than three times. The last completed stage indicated maximal aerobic velocity. A 3-minute warm-up period (corresponding to the literature average [1,6,9]) and a 6-minute recovery phase (3 min active/ 3 min passive) were imposed, respectively before and after testing.

1.2.4. Physiological variables

During testing, participant wore a nose-clip and breathed into a mouthpiece with low dead space; oxygen consumption (\dot{V}_{O_2} , in l/min), ventilation (\dot{V}_E , in l/min), tidal volume (V_t , in l) and respiratory exchange ratio (RER) were recorded continuously using open-circuit system (Ergocard[®]). Data were analyzed by computer, averaging \dot{V}_{O_2} and \dot{V}_E values every 30 seconds using appropriate software. Additionally, the heart rate (HR) was monitored with an electrocardiogram, and lactate concentration was measured at the ear lobe (after warming the sampling zone to arterialize the blood). The athlete was encouraged to continue as long as he could in order to reach a \dot{V}_{O_2} plateau.

1.2.5. Crank rate and rate of perceived exertion (RPE)

At each stage, the freely-chosen crank rate was visually estimated by counting revolutions per 30 seconds and then averaging for 1 minute (revolutions per minute [rpm]). At the end of the test, the athlete also estimated his muscle and dyspnea perceptions using the 10-degree Borg scale [2].

1.3. Results

Table 1 summarizes the measured variables (metabolic, cardiac, ventilatory and clinic exertion), allowing us to see to what extent the test was maximal. We observed a very high maximal respiratory frequency (85 cycles/min) as well a high freely-chosen crank rate (95 rpm). Maximal aerobic velocity was estimated at 36.8 km/h. The analysis of the \dot{V}_{O_2} curve (Fig. 2) demonstrated the absence of a \dot{V}_{O_2} plateau, which, according to Rimaud et al. [13], is normally considered to be a criterion for maximality.

1.4. Discussion

This study used measurements of the maximal physiological responses, crank rate and RPE to evaluate the potential interest of an incremental handcycling test adapted for people with spinal cord injuries, specifically quadriplegics. Given the peak HR, the gas exchange ratio (> 1.1), the lactate concentration (near 8 mmol/l) and the inability of the athlete to continue despite being encouraged, the ALBT can be considered maximal. These results are also supported by the results of Schmid et al. [14], who observed peak HRs equivalent to 126 beats per minute for quadriplegics during arm crank exercise. In addition, the measured \dot{V}_{O_2} (1.16 l/min) in our study is comparable to the one reported by Lassau-Wray and Ward [8] (1.18 l/min). According to Lassau-Wray and Ward, the relatively low $\dot{V}_{O_{2peak}}$ values are a result of the lesion level and the consequent less functional muscle mass. Others factors, however, can be considered, such as the upper limb muscle fiber typology for this specific population, the perturbation of the autonomic nervous system, and the reduced venous blood return, which decreases the myocardial preload and cardiac output.

From a training point of view, determining the respiratory thresholds is essential since aerobic capacity is not characterized by maximal oxygen consumption alone. However, given the \dot{V}_{O_2} and \dot{V}_{CO} kinetics obtained during this study, determining these thresholds was relatively difficult. The respiratory thresholds were tentatively identified fairly early,

Table 1
Assesment criteria for maximal tests [13], maximal respiratory frequency, average crank rate and maximal aerobic velocity (last stage).

Criteria for assessing maximal tests	Results
Metabolic	
$\dot{V}_{O_{2max}}$ plateau	None
$\dot{V}_{O_{2max}}$	$\dot{V}_{O_{2peak}} = 1.16$ l/min
Blood	
[La] > 8 mmol/l	[La] = 7.7 mmol/l (end of the test)
Cardiac	
$FC_{max} > 85\%$ theoretical FC_{max}^a	$FC_{peak}^a = 133$ beats/min
Ventilatory	
RER > 1.1 [gas exchange ratio ($\dot{V}_{CO}/\dot{V}_{O_2}$)]	RER = 1.34
Perceived exertion rate (Borg) [max if $n > 5$]	
	Dyspnea = 7
	Muscular = 8
Maximal respiratory frequency	85 cycles/min
Average crank rate	≈ 95 tours/min
Last sustained stage	No. 16 (MAV = 36.8 km/h)

MAV: maximal aerobic velocity.

^a In our case, FC_{max} is equivalent to FC_{peak} since the exercise is performed with the arms (idem for \dot{V}_{O_2}). Moreover, FC_{peak} depends on the level and the completeness of the lesion of the spinal cord injury [7]. Therefore, it can be verified using the written formula.

but individualizing the training program intensity based only on these initial thresholds (i.e., the first ventilatory threshold, corresponding to the aerobic threshold) would be a mistake because the difficulty in determining threshold may be a result of a perturbation of the autonomic nervous system.

Our results should be interpreted with caution due to the limitations of our study. For example, in our study, the test lasted over 30 minutes, when normally it should have lasted

between 8 and 20 minutes [9,13,16]. Though testing intervals ranging from 7 to 30 minutes have been reported in literature, depending on the experimental protocols [9], the length of the test might have contributed to the absence of \dot{V}_{O_2} plateau.

The freely-chosen crank rate was high and remained stable during testing. However, at the end of testing, this high rate caused the athlete to raise his respiratory frequency to the detriment of a tidal volume increase ($\dot{V}_E = Rf.V_I$). Uijl et al. [15] explain this phenomenon by the absence of information coming from the thoracic cage receptors. The crank rate choice does not appear to be optimal when performing a maximal test. This observation is in line with Verellen et al. [18], who demonstrated that a freely-chosen crank rate was not the most economical. They observed that, for a given power output, a low crank rate results in a better mechanical efficiency.

1.5. Conclusion

In conclusion, the fact that our study involved an incomplete quadriplegic athlete and used a real handbike with ergonomic adaptations specifically designed for the motor capabilities of the athlete makes it innovative. Given our results, an individualized training program intensity based on the first ventilatory threshold [20], widely used to develop aerobic capacity, seems to be inappropriate given its early appearance (sixth minute). However, the maximal aerobic velocity could serve as a criterion, although, compared to the results obtained previously for 12 paraplegics, this velocity is high for an incomplete quadriplegic; only three of the 12 reached an equivalent or higher aerobic maximal velocity. Further studies need to be conducted with similar but larger populations, and, if possible, in field conditions. In addition, this study should be pursued further by estimating the mechanical efficiency, considering the drag forces and/or the forces at the crank level.

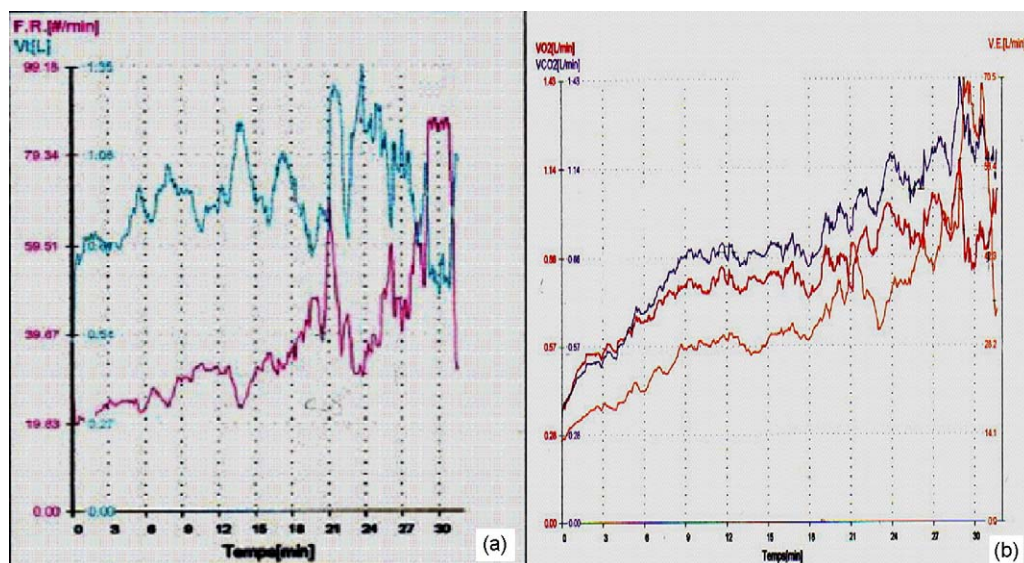


Fig. 2. Physiological responses as a function of time during maximal test: a: tidal volume (V_t , in L) and respiratory frequency (FR, in cycles/min); b: oxygen consumption (\dot{V}_{O_2}), ventilation (\dot{V}_E) and carbon dioxide production (\dot{V}_{CO_2}).

2. French version

2.1. Introduction

L'aptitude physique du traumatisé médullaire est évaluée lors du travail des membres supérieurs par des tests d'effort sur cycloergomètre manuel ou sur fauteuil roulant ergométrique. La diversité des méthodes de terrain et de laboratoire, des protocoles continus et discontinus avec des temps et des charges de travail variables, ainsi que les différences de positionnement du pratiquant sur la machine [4,12], témoignent de l'intérêt porté au sujet mais aussi de l'influence des conditions de tests sur les réponses à l'exercice musculaire.

Cependant, à l'exception de quelques auteurs [1,8], ces investigations portent rarement sur des personnes tétraplégiques et la majorité ont été effectuées sur des ergomètres à bras [3,8] ou bien des fauteuils roulants ergométriques [17,18]. De plus, Jansen et al. [7] ont montré que la simple utilisation du fauteuil roulant à mains courantes durant les activités de la vie quotidienne était insuffisante pour induire une réelle amélioration de l'aptitude physique et qu'elle contribuait par l'importance des contraintes physiques à une dégradation de la qualité de vie et de l'autonomie de son utilisateur. Il est donc nécessaire de mettre en place une pratique physique régulière et d'établir un programme d'entraînement personnalisé pouvant utiliser un moyen de locomotion innovant, comme le fauteuil roulant à manivelles. En effet, le *handbike* est un mode de propulsion en plein essor, y compris auprès de personnes tétraplégiques, et demeure faiblement étudié dans la littérature. Pourtant, pour des niveaux de puissance équivalents il est considéré comme plus efficace que le fauteuil roulant à mains courantes [10]. En effet, les réponses physiologiques en *handbike*, par comparaison au fauteuil roulant à mains courantes, sont moins élevées entraînant par conséquent un meilleur rendement mécanique [5].

Notre étude s'est donc orientée vers l'évaluation des réponses physiologiques maximales d'un athlète tétraplégique incomplet (ASIA-D) à l'occasion d'un test d'effort maximal sur *handbike*. Pour cela, un sportif de bon niveau (pratiquant le *handbike* plus de 15 heures par semaine) s'appêtant à traverser les Pyrénées (650 kilomètres en 20 jours, 16 cols) en *handbike* a participé à cette étude. Compte tenu de son niveau, cet athlète est davantage représentatif des *handbikers* de bon niveau que des personnes tétraplégiques classe D. L'utilisation du *handbike* au cours de l'étude a permis de respecter les conditions de déplacement et la mise en jeu des muscles sollicités lors de la propulsion réalisée durant cette traversée. L'originalité de ce travail, au travers de l'étude des paramètres physiologiques, réside dans le fait de s'intéresser, sur *handbike*, à l'adaptation d'un protocole de test d'effort incrémental (test Léger-Boucher adapté [TLBA])[11,19] pour évaluer les capacités maximales aérobie et pouvoir ainsi par la suite déterminer une intensité de travail personnalisée. Cela permettrait d'envisager des applications tant dans le milieu handisport que dans celui de la rééducation.

2.2. Matériel et méthodes

2.2.1. Participant

Un jeune athlète volontaire, utilisant le fauteuil roulant à mains courantes comme moyen principal de déplacement durant la vie quotidienne, a participé à cette étude. Les procédures du test lui ont été verbalement expliquées et ont été réalisées sous surveillance médicale après son consentement éclairé. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique locale et l'expérimentation est réalisée en accord avec les principes de la convention d'Helsinki.

Cet athlète, de sexe masculin, était âgé de 30 ans pour 63 kg et 1 m 82. Il était atteint d'une tétraplégie incomplète suite à une lésion au niveau de la cinquième vertèbre cervicale (C5), ancienne de 14 ans avec un score ASIA-D. Il pratiquait le *handbike* depuis quatre ans. Les principales fonctions motrices atteintes entravant la pratique du *handbike* étaient :préhension impossible pour les deux mains ;limitation fonctionnelle des avants bras ;triceps droit et gauche cotés 3/5 (testing musculaire) ;abdominaux et dorsaux non fonctionnels à droite ;non fonctionnalité bilatérale des faisceaux moyen et inférieur des pectoraux.

2.2.2. Matériels

L'étude fut réalisée avec le *handbike* (Sopur spirit 470) personnel du sujet, adapté en fonction de ses capacités motrices restantes et exécutée sur home-trainer (model TACX 1450 Speedmatic : Fig.1). Le sujet était assis selon une position personnelle (semi-allongée) autorisant le passage de l'axe des manivelles légèrement en dessous de la jonction articulaire scapulo-humérale ; lorsque celles-ci passaient à l'horizontale, l'extension complète du coude n'était pas permise. Le port d'une ceinture abdominale n'a pas été souhaité par l'athlète qui n'en utilise pas lors de sa pratique.

2.2.3. Protocole expérimental

Le TLBA est un ajustement du test Léger-Boucher (TLB) pour l'évaluation des *handbikers*. Le TLB est initialement prévu pour la course à pied. Le TLBA utilise également la bande audio mise au point par Léger et Boucher en 1980 qui émet des sons à intervalles réguliers. Cependant, l'incrémenta-tion toutes les deux minutes n'est plus de 1 km/h mais de 1,6 km/h. À chaque palier correspond alors une vitesse imposée. Cette étude, réalisée en laboratoire sur home-trainer pour lequel la résistance était réglée au degré minimal, et dont les forces de freinage n'étaient pas mesurables, utilise le TLBA débutant à la vitesse de 12,8 km/h. Celle-ci pouvait être contrôlée à chaque palier par le sujet grâce à un compteur fixé face à lui sur le cadre du *handbike*. Le test prenait fin lors de l'arrêt par épuisement du sujet ou bien lorsque, à trois reprises, il se trouvait en dessous de la vitesse imposée. Le dernier palier terminé constitue le résultat et représente la vitesse maximale aérobie (VMA) de l'athlète. Une phase de trois minutes d'échauffement qui correspond à une valeur moyenne proposée dans la littérature [1,6,9] a été réalisée avant ce test. Il fut suivi de deux phases de récupération, une active et une passive de trois minutes chacune.

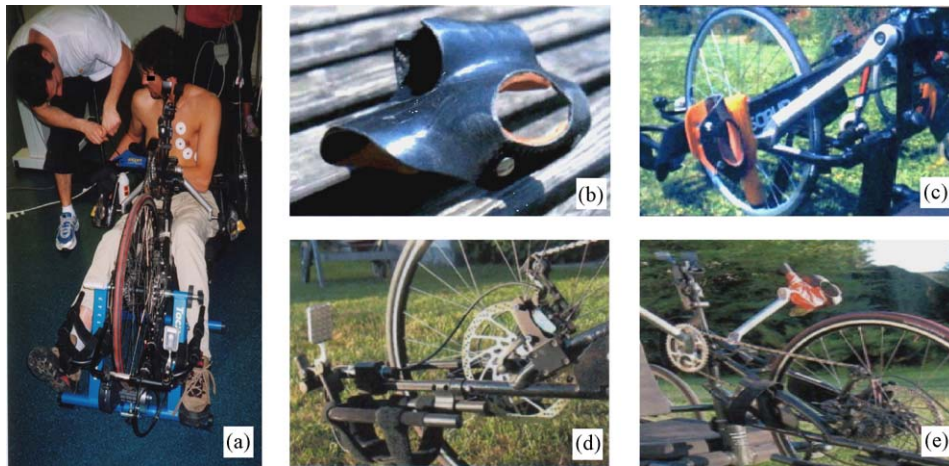


Fig. 1. Installation expérimentale (a) et adaptations ergonomiques : orthèses de mains permettant la préhension des manivelles (b et c), pédale de frein hydraulique du côté de la jambe semi-fonctionnelle et frein à disque (d) et manettes de changement de vitesse au menton (e).

2.2.4. Variables physiologiques

Durant le test, le participant portait un « pince-nez » et respirait dans un embout buccal de faible espace mort ; la consommation d'oxygène (\dot{V}_{O_2} , en l/min), la ventilation (\dot{V}_E , en l/min), le volume courant (V_t , en l) et le quotient respiratoire (QR) ont été mesurés de manière continue par l'utilisation d'un système de circuit ouvert (Ergocard[®]). Les données ont été traitées par un ordinateur qui calculait la \dot{V}_{O_2} et la \dot{V}_E en litre par minute moyennées sur 30 secondes en utilisant un logiciel spécifique. Un enregistrement de la fréquence cardiaque (FC, électrocardiogramme 12 dérivations) a été effectué ainsi qu'une mesure de la lactatémie (appareil GEM Premier 3000) par prélèvement capillaire sanguin au niveau du lobe de l'oreille (après chauffage de la zone de prélèvement pour artérialiser le prélèvement). L'athlète a été encouragé à poursuivre l'effort aussi longtemps qu'il le pouvait afin d'obtenir, dans la mesure du possible, un plateau de \dot{V}_{O_2} .

2.2.5. Fréquence de pédalage et évaluation de la perception de l'effort

Pour chaque palier, la fréquence de pédalage spontanément choisie par le sujet a été évaluée, en comptabilisant de manière visuelle, le nombre de révolutions sur trente secondes puis moyenné sur une minute (tours/min). Les perceptions musculaires et de dyspnée ont été estimées séparément par l'athlète, à la fin de l'épreuve, à l'aide de l'échelle de Borg à 10 degrés [2].

2.3. Résultats

Le Tableau 1 résume les différents critères évalués (métabolique, cardiaque, ventilatoire, tolérance clinique) permettant de juger de l'exhaustivité du test d'effort. Il montre une atteinte élevée aussi bien de la fréquence respiratoire maximale (85 cycles/min) que de la fréquence moyenne de manivellage (95 tours/min). La VMA de l'athlète est estimée à 36,8 km/h. L'analyse de la courbe de la \dot{V}_{O_2} (Fig 2) nous a permis de constater l'absence d'un plateau de celle-ci (critère d'atteinte d'une épreuve maximale selon Rimaud et al. [13]).

2.4. Discussion

L'objet de cette étude était d'estimer l'intérêt potentiel d'un test d'effort incrémental adapté (TLBA) réalisé sur *handbike* par un sujet tétraplégique, incomplet grâce aux mesures des réponses physiologiques maximales, de la fréquence de manivellage ainsi que de l'évaluation perceptive de l'effort. L'étude des critères d'atteinte d'une épreuve maximale, tels qu'une fréquence cardiaque maximale (FC_{max} correspondant ici à une fréquence cardiaque « pic »), un QR supérieur à 1,1, une lactatémie proche de 8 mmol/l et une impossibilité de l'athlète à poursuivre l'effort malgré les encouragements [15]

Tableau 1

Critères d'atteinte d'une épreuve maximale [13], fréquence respiratoire maximale, fréquence moyenne de manivellage et dernier palier atteint.

Critères d'atteinte d'une épreuve maximale	Résultats
Métabolique	
Plateau de $\dot{V}_{O_{2max}}$	Inexistant
$\dot{V}_{O_{2max}}$	$\dot{V}_{O_{2pic}} = 1,16$ l/min
Sanguin	
[La] > 8 mmol/l	[La] = 7,7 mmol/l (fin d'épreuve)
Cardiaque	
$FC_{max} > 85\%$ FC_{max} théorique ^a	$FC_{pic}^a = 133$ batt/min
Ventilatoire	
QR > 1,1 [quotient respiratoire ($\dot{V}_{CO}/\dot{V}_{O_2}$)]	QR = 1,34
Tolérance clinique (Borg)	Dyspnée = 7
	Musculaire = 8
Fréquence respiratoire maximale	85 cycles/min
Cadence moyenne de manivellage	≈ 95 tours/min
Palier atteint	n° 16 (VMA = 36,8 km/h)

VMA : vitesse maximale aérobie.

^a FC_{max} est ici appelée FC_{pic} étant donné que l'exercice est seulement réalisé avec les bras (idem pour \dot{V}_{O_2}). De plus, FC_{pic} est variable chez les personnes blessées médullaires, dépendante du niveau de lésion et du degré : complet/incomplet [7]. Elle ne peut donc pas être justifiée par la formule.

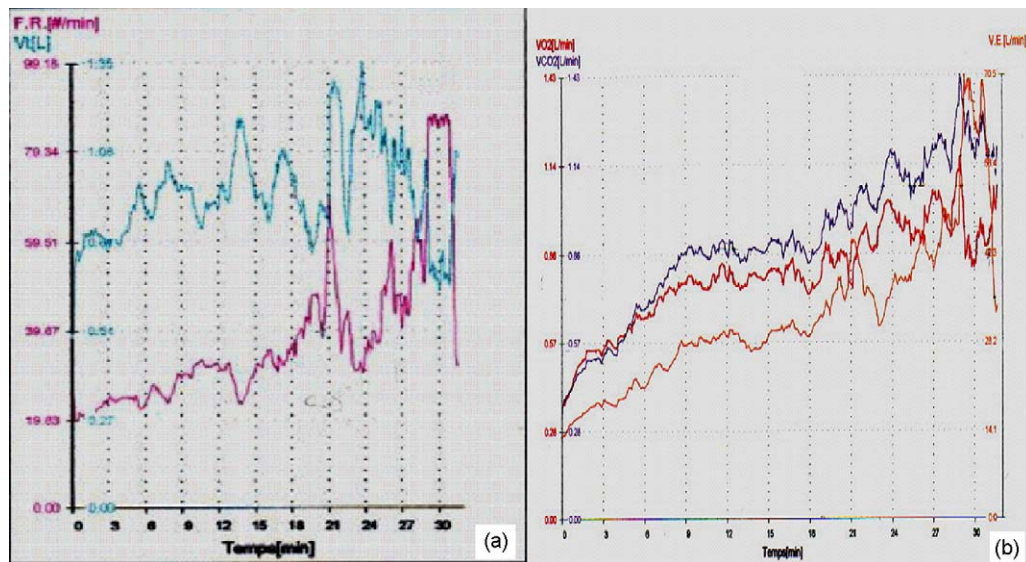


Fig. 2. Évolution des paramètres physiologiques en fonction du temps au cours de l'effort : a : volume courant (V_t , en L) et fréquence respiratoire (FR, en cycles/min) ; b : consommation d'oxygène (\dot{V}_{O_2}), ventilation (\dot{V}_E) et production de dioxyde de carbone (\dot{V}_{CO_2}).

nous amène à envisager que le TLBA serait bien un test maximal. Nos résultats sont également étayés par ceux de Schmid et al. [14] qui avaient observé des fréquences cardiaques « pic » de 126 batt/min au cours d'exercices de manivellage réalisés par des sujets tétraplégiques. Il en est de même pour notre \dot{V}_{O_2} pic relevée (1,16 l/min) comparable à celle observée par Lassau-Wray et Ward [8] (1,18 l/min). Selon Lassau-Wray et Ward [8], ces valeurs relativement faibles de $\dot{V}_{O_{2pic}}$ sont attribuables au niveau de lésion et donc à la faible masse musculaire fonctionnelle mise en jeu. D'autres facteurs peuvent cependant également entrer en compte tels que la typologie des fibres des membres supérieurs de ces sujets, l'atteinte potentielle du système nerveux autonome (en particulier le cardioaccélérateur), les modifications du retour veineux qui diminuent le volume de remplissage cardiaque et le volume d'éjection systolique. Dans une optique d'entraînement ou d'adaptation au *handbike*, la détermination des seuils respiratoires s'avèrent indispensable, l'aptitude aérobie ne se résumant pas à la consommation maximale d'oxygène. Cependant, lors de cette étude, leur détermination est assez difficile compte tenu de la cinématique des courbes. L'identification incertaine des seuils est jugée relativement précoce et laisse envisager qu'une individualisation à partir de ce seuil serait fautive, probablement du fait de l'atteinte du système nerveux autonome.

Plus généralement, l'interprétation de nos résultats présente comme limite la durée de l'effort puisque la durée de l'épreuve est légèrement supérieure à 30 minutes alors qu'une épreuve maximale doit être comprise entre huit et 20 minutes [9,13,16]. Toutefois, dans la littérature des écarts de sept à 30 minutes, voire plus, peuvent également être observés suivant les protocoles et leur mode d'administration [9]. Cette durée supérieure aux recommandations a probablement contribué à l'absence de plateau de \dot{V}_{O_2} .

La fréquence de manivellage, librement choisie par l'athlète, demeure relativement constante et élevée tout au long de

l'épreuve. Ce libre choix, laisse apparaître une hyperventilation associée à une augmentation de la fréquence respiratoire au détriment d'une augmentation du volume courant ($\dot{V}_E = FR \cdot V_t$) sur la fin de l'épreuve. Uijl et al. [15] expliquent ce phénomène d'hyperventilation observé comme le résultat de l'absence d'information en provenance des récepteurs de la cage thoracique. Cette cadence librement choisie ne semble donc pas correspondre à la cadence optimale quant à l'évaluation des performances maximales ; résultats en concordance avec les travaux de Verellen et al. [18] qui ont montré que la cadence librement choisie n'était pas la plus économique. En effet, pour un niveau de puissance donné, une faible cadence de manivellage entraîne un meilleur rendement mécanique.

2.5. Conclusion

À partir de ce sujet, une individualisation de l'intensité de travail à partir du premier seuil ventilatoire [20], critère largement utilisé dans la programmation de l'entraînement aérobie afin d'améliorer les capacités d'endurance, ne semble pas judicieuse compte tenu de son apparition relativement précoce (sixième minute). Cependant la VMA déterminée par ce protocole pourrait servir de base quant à la programmation d'un entraînement individualisé. Celle-ci demeure néanmoins élevée pour un athlète tétraplégique incomplet (ASIA-D) ; en comparaison avec le test de terrain que nous avons réalisé auparavant auprès d'athlètes paraplégiques, seuls trois athlètes sur 12 avaient atteint une VMA équivalente ou supérieure. Ces résultats doivent donc être confirmés par l'investigation d'autres athlètes de niveau similaire et par l'application d'un test de terrain. De même, il conviendrait d'approfondir cette étude par le calcul d'un rendement mécanique, à l'aide de la connaissance de la force de freinage ou bien de celle exercée au niveau des manivelles.

Cependant, ce test revêt un aspect original de par la pathologie étudiée et par l'approche ergonomique réalisée au

moyen d'adaptations spécifiques aux capacités motrices restantes de l'athlète.

References

- [1] Abel T, Kroner M, Rojas Vega S, Peters C, Klose C, Platen P. Energy expenditure in wheelchair racing and handbiking – a basis for prevention of cardiovascular diseases in those with disabilities. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 2003;10:371–6.
- [2] Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 1982;14:377–81.
- [3] Bressel E, Heise GD. Effect of arm cranking direction on EMG, kinematic and oxygen consumption responses. *J Appl Biomech* 2004;20:129–43.
- [4] Cummins TD, Gladden LB. Responses to submaximal and maximal arm cycling above, at, and below heart level. *Med Sci Sports Exerc* 1983;15:295–8.
- [5] Dallmeijer AJ, Zentgraaff ID, Zipp NI, van der Woude LH. Sub-maximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. *Spinal Cord* 2004;42:91–8.
- [6] Goosey-Tolfrey V, Castle P, Webborn N. Aerobic capacity and peak power output of elite quadriplegic game players. *Br J Sports Med* 2006;40:684–7.
- [7] Janssen TW, van Oers CA, van der Woude LH, Hollander AP. Physical strain in daily life of wheelchair users with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc* 1994;26:661–70.
- [8] Lassau-Wray ER, Ward GR. Varying physiological response to arm-crank exercise in specific spinal injuries. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2000;19:5–12.
- [9] Martin X, Tordi N, Bougenot MP, Rouillon JD. Critical analysis of apparatus and evaluation methods for determination of physical capacity of spinal cord injured people using wheelchair. *Sci Sports* 2002;17:209–19.
- [10] Mukherjee G, Samanta A. Physiological response to the ambulatory performance of hand-rim and arm-crank propulsion systems. *J Rehabil Res Dev* 2001;38:391–9.
- [11] Poulain M, Vinet A, Bernard PL, Varray. Reproducibility of the Adapted Léger and Boucher Test for wheelchair-dependant athletes. *Spinal Cord* 1999;37:129–35.
- [12] Pendergast D, Cerretelli P, Rennie DW. Aerobic and glycolytic metabolism in arm exercise. *J Appl Physiol* 1979;47:754–60.
- [13] Rimaud D, Calmels P, Devillard X. Réentraînement à l'effort chez le blessé médullaire. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48:259–69.
- [14] Schmid A, Huonker M, Barturen JM, Sthal F, Schmidt-Trucksäss A, König D, et al. Catecholamines, heart rate, and oxygen uptake during exercise in persons with spinal cord injury. *J Appl Physiol* 1998;85:635–41.
- [15] Uijl SG, Houtman S, Folgering HT, Hopman MT. Training of the respiratory muscles in individuals with tetraplegia. *Spinal Cord* 1999;37:575–9.
- [16] Vanhees L, Lefevre J, Philippaerts R, Martens M, Huygens W, Troosters T, et al. How to assess physical activity? How to assess physical fitness? *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 2005;12:102–14.
- [17] Veeger HE, Hadj Yahmed M, van der Woude LH, Charpentier P. Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair-dependent athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23:1201–9.
- [18] Verellen J, Theisen D, Vanlandewijck Y. Influence of crank rate in hand cycling. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:1826–31.
- [19] Vinet A, Le Gallais D, Bouges S, Bernard PL, Poulain M, Varray A, et al. Prediction of VO₂ peak in wheelchair-dependent athletes from the adapted Léger and Boucher test. *Spinal Cord* 2002;40:507–12.
- [20] Wasserman K, Whipp BJ, Koysl SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* 1973;35:236–43.