

# Fauteuil roulant ergométrique : de la myopathie au sport de performance

## Ergometric Wheelchair : from myopathy to performance sport

Ababou A.<sup>(1)</sup>, Ababou N.<sup>(1)</sup> et Hanifi R.<sup>(2)</sup>

<sup>(1)</sup> Laboratoire Instrumentation / FEI / USTHB BP 32 El Alia Bab Ezzouar 16111 Alger

<sup>(2)</sup> Service Médecine du sport et Rééducation fonctionnelle / EHS Dr Maouche / Alger

### Résumé :

Les dystrophies musculaires progressives sont généralement caractérisées par une diminution de la force musculaire. Cette diminution de force isolée ne s'accompagne d'aucun trouble sensitif, d'aucune douleur et surtout d'aucune contracture. Dans le cas de la myopathie, quand elle atteint une personne, elle lui laisse une espérance de vie de 15 ans environ. En occident, il a été possible de doubler cette espérance de vie, principalement grâce à la pratique d'exercices de rééducation physique. En Algérie, on recense actuellement environ 40.000 cas de personnes atteintes de myopathies et plus de 200.000 personnes déclarées porteurs sains de myopathie. Pour contribuer à l'amélioration de la prise en charge de ce handicap lourd et au développement d'appareils dédiés à l'exercice physique des myopathes, nous nous sommes proposés de convertir une chaise roulante manuelle en un fauteuil ergométrique. Dans ce travail, nous présentons le prototype que nous avons réalisé et discutons les possibilités de quantification de l'effort aussi bien pour les sujets non sportifs que pour les sportifs handicapés moteur.

**Mots-clés :** biomécanique - ergomètre - effort - fauteuil roulant - puissance mécanique - myopathie

### Abstract :

Progressive muscular dystrophies are usually characterized by muscular force decreasing. This decrease of isolated force appear with no sensitive disorder, no pain and especially no any contraction. In the case of the myopathy, when it affects someone, it limits the life expectation to 15 years only. In occident, it has been possible to double this life expectation, mainly by practicing exercises of physical rehabilitation. To contribute to the development of devices dedicated to physical exercises for myopathics, we have suggested to convert a manual wheelchair into an ergometer. In this work, we present the developed prototype and discuss possibilities of its use as a strain quantification instrument for disabled athletes.

**Keywords :** biomechanics- ergometer - mechanical power - myopathy - strain -wheelchair

## 1. Introduction

Les maladies neuromusculaires sont considérées comme des pathologies relativement orphelines car elles ne donnent pas de grande satisfaction évolutive du fait de leur aggravation quasi-permanente. Parmi ces affections, la myopathie qui est une forme de trouble du système musculaire, d'origine génétique, se traduit par une dégénérescence lente, progressive et inéluctable des fibres musculaires, en dehors de toute atteinte nerveuse et de tout processus inflammatoire. Cette atteinte qui

s'observe souvent chez le jeune enfant commence généralement par un affaiblissement des muscles des membres inférieurs rendant les possibilités de marche progressivement limitées, jusqu'à atteindre la dépendance totale. Cette réduction de la fonction motrice s'étend aux autres muscles avec des possibilités d'atteinte des fonctions respiratoire et cardiaque, mettant en péril la vie du malade.

En Algérie, près de 40 000 cas de myopathies ont été enregistrées. L'impossibilité d'assurer un traitement curatif de cette maladie a mené les praticiens spécialistes à rechercher des moyens

d'améliorer relativement le confort du patient handicapé pour ce qui concerne, notamment ses possibilités de déplacement. Dans ce cadre, la rééducation prend une place importante par la mobilisation des segments atteints afin de limiter les déficits et par la confection de moyens adaptés de substitution aux différentes fonctions locomotrices. Il a été possible de multiplier quasiment par deux cette espérance de vie dans les pays développés, ceci grâce à une pratique régulière d'exercices de rééducation physique du malade. Cependant, une quantification des efforts fournis par le patient lors d'un exercice physique est nécessaire afin d'assurer un meilleur suivi de l'évolution du déficit moteur et d'adapter le programme de rééducation fonctionnelle.

Pour contribuer à la prise en charge d'un aspect de ce problème, nous nous sommes proposés de réaliser un ergomètre qui permettrait à l'handicapé de faire de l'exercice et de quantifier ses efforts. Dans ce travail, après une synthèse bibliographique dans laquelle nous résumons l'état de l'art en matière de fauteuils ergométriques, nous présentons le prototype que nous avons réalisé au laboratoire. Nous discutons alors les performances de ce prototype et examinons les possibilités de son utilisation comme outil d'évaluation de l'effort à l'usage des sportifs handicapés moteur.

## 2. Résumé de l'état de l'art

Un ergomètre dédié aux sujets se déplaçant en fauteuil roulant permet, entre autres, une étude des paramètres biomécaniques de la locomotion. Ces paramètres interviennent de manière significative dans l'analyse de la performance en sport pour handicapés et peuvent être corrélés aux traumatismes et pathologies qui résultent, à terme, de l'utilisation du fauteuil roulant manuel. Les paramètres biomécaniques peuvent être classés en trois catégories : cinématiques, dynamiques et énergétiques.

- Les paramètres cinématiques permettent d'étudier le mouvement sujet - fauteuil sans tenir compte des causes de ce mouvement. Le principal paramètre cinématique généralement étudié durant la phase de propulsion est la vitesse du fauteuil (Moss et coll., 2003, Rodgers et coll., 1998, Rodgers et coll., 2003). Le déplacement et l'accélération sont obtenus respectivement par intégration et par dérivation par rapport au temps de la vitesse ou bien à l'aide de capteurs de position angulaire. Sur le sujet, l'étude du déplacement des articulations (Chow et coll., 2000, Koontz et coll., 2002, Finley et coll., 2004) permet de déduire les

vitesse et accélérations associées. Des vitesses moyennes de la main pendant cette phase de l'ordre de  $1.13 \text{ms}^{-1}$  (de Groot et coll., 2003) ont été trouvées.

- L'étude des paramètres dynamiques se ramène principalement à celle des forces et des moments qui agissent sur le fauteuil roulant. Différents travaux ont été consacrés à l'étude et l'analyse des forces exercées par le sujet sur l'anneau et les moments associés durant la phase de propulsion (Finley et coll., 2004, Asato et coll., 1993, Robertson et coll., 1996, DiGiovine et coll., 2001, Goosey-Tolfrey et coll., 2001) ou encore à l'étude dynamique des articulations (Finley et coll., 2004). D'autres travaux ont porté sur la mesure de la force de résistance à l'avancement (Theisen et coll., 1996, DiGiovine et coll., 2001). Cette grandeur permet la détermination de l'effort fourni lors du déplacement.
- Les paramètres énergétiques permettent une évaluation de l'intensité de l'effort produit par le sujet lors de son déplacement en fauteuil roulant. Les paramètres typiquement mesurés par l'ergomètre sont l'énergie mécanique externe  $W_{\text{ext}}$  et la puissance mécanique externe  $P_{\text{ext}}$  reliés par :

$$P_{\text{ext}} = W_{\text{ext}} / \Delta t = F_{\text{ra}} \cdot v \quad (1)$$

$\Delta t$  correspond à la durée du travail fourni lors du déplacement.  $F_{\text{ra}}$  et  $v$  sont respectivement la force de résistance à l'avancement et la vitesse du fauteuil roulant. La détermination de  $P_{\text{ext}}$  renseigne sur l'intensité de l'effort exercé par le sujet conduit. Elle donne accès également au rendement mécanique  $\eta$  donné par :

$$\eta = P_{\text{ext}} / E \quad (2)$$

Dans la relation (2),  $E$  représente la dépense énergétique fournie pour effectuer le travail. Il a été montré que le rendement mécanique chez les athlètes handicapés pré-sélectionnés olympiques varie de 17% à 19% (Cooper et coll., 2003) alors qu'il est compris entre 7% et 11% (Van der Woude et coll., 1986) pour un sujet non sportif.

Parmi les dispositifs expérimentaux utilisés à l'échelle du laboratoire et décrits dans la littérature on peut distinguer trois principales familles d'ergomètres : l'ergomètre à rouleaux (Figure 1.), le

fauteuil monté sur tapis roulant (Figure 2) et le simulateur de propulsion (Figure 3.).



Figure 1 : ergomètre à rouleaux (Medical-development, 2007)

L'ergomètre à rouleaux est constitué de deux rouleaux supportant les roues arrière du fauteuil. La résultante des forces de résistance à l'avancement  $F_{ra}$  est généralement calculée à partir d'un test de décélération avec le sujet dans une position inclinée intermédiaire, les mains sur les genoux (Van der Woude et coll., 1986, Theisen et coll., 1996, Goosey-Tolfrey et coll., 2001). Parmi les dispositifs basés sur ce principe et disponibles dans le commerce, on trouve le *Wheelchair Aerobic Fitness Trainer* (Langbein et coll. 1993, 1994) le *Computer Monitored Wheelchair Dynamometer* (DiGiiovine et coll., 2001, Cooper et coll., 2003) et le *VP100H* (Hintzy-Cloutier et coll., 2002, medical-development). Il est intéressant de noter que pour l'utilisation d'un fauteuil roulant pour handicapé sportif possédant des roues avec inclinaison importante (>5degrés) et pour un usage intensif, un ergomètre à rouleaux adapté est recommandé (comme, par exemple, le *VP-Handisport*).

La vitesse de déplacement du fauteuil est déterminée par différents instruments fixés au niveau des rouleaux ou des roues du fauteuil. La connaissance de la force de résistance à l'avancement  $F_{ra}$  et de la vitesse  $v$  permet le calcul de la puissance externe  $P_{ext}$  et du rendement mécanique à l'aide des équations (1) et (2). Le principal avantage de l'ergomètre à rouleaux est de permettre au sujet d'utiliser son propre fauteuil roulant. De plus, le système peu encombrant se prête parfaitement aux études de laboratoire et permet de réaliser aisément des analyses physiologiques comme la mesure directe de la consommation

d'oxygène du sujet pour déterminer la dépense énergétique  $E$  associée à l'effort. Ce type d'ergomètre présente néanmoins l'inconvénient de ne pas tenir compte des variations de la force de résistance à l'avancement pouvant découler du mouvement antéro-postérieur du sujet (Martin et coll., 2000).



Figure 2 : tapis roulant (Van der Woude et coll., 2006)

Dans les ergomètres utilisant le tapis roulant, les deux paramètres contrôlés expérimentalement à l'aide d'un capteur de position sont l'inclinaison qui varie de 0 à 6° et la vitesse de déroulement du tapis qui est comprise entre 1 et 7 km/h. L'interaction entre le patient et le fauteuil a pu être étudiée indirectement en comparant la consommation d'oxygène du sujet utilisant différents types de fauteuils pour une même vitesse de déplacement et une même inclinaison du tapis roulant. La puissance mécanique externe  $P_{ext}$  peut être calculée à partir de la vitesse de défilement du tapis et de la résultante des forces de résistance à l'avancement (Janssen et coll., 1996). La mesure des échanges gazeux a permis d'évaluer la dépense énergétique au cours du déplacement et indique une valeur du rendement mécanique comprise entre 7% et 11% pour ce type de locomotion (Van der Woude et coll., 1986). Du point de vue de l'utilisateur, la locomotion en fauteuil roulant sur un tapis roulant dédié à la locomotion bipède n'est pas aisée et ne peut être réalisée qu'à des vitesses relativement faibles.

Le troisième dispositif (Finley et coll., 2004) présenté en figure 3 permet de simuler la locomotion en fauteuil roulant de propulsion. Il présente une plus grande complexité que les dispositifs précédents.



**Figure 3 :** simulateur de propulsion (Finley et coll., 2004)

L'axe des roues arrière du fauteuil est connecté à un volant d'inertie du même type que celui utilisé sur un vélo ergométrique. La puissance mécanique externe  $P_{ext}$  développée par le sujet est calculée à partir de la force de freinage appliquée sur le volant d'inertie, assimilée à la résultante des forces de résistance à l'avancement du système  $F_{ra}$  et de la vitesse de déplacement du fauteuil.

### 3. Présentation de notre prototype et résultats préliminaires

Le prototype de fauteuil roulant ergométrique que nous avons réalisé est présenté sur la figure 4.



**Figure 4 :** prototype d'ergomètre à base de chaise roulante manuelle

Comparé aux dispositifs précédents, il serait plutôt classé dans une quatrième famille, celle des ergomètres autonomes. Il s'agit d'un fauteuil roulant manuel doté d'un système mécanique d'immobilisation et d'un actionneur à commande électrique permettant d'appliquer des charges différentes. Il lui est associé une instrumentation

électronique qui permet à la fois le contrôle et les mesures indépendantes de la charge et de la vitesse. De même que l'ergomètre à rouleaux, ce prototype permet au sujet d'utiliser son propre fauteuil. Cependant, il ne nécessite pas de mécanisme sophistiqué associé à la commande de l'inertie des rouleaux. Comparé à l'ergomètre tapis roulant, ce prototype est moins encombrant, moins onéreux et utilisable dans une plage de fonctionnement plus étendue à la fois pour la vitesse de propulsion et pour la charge appliquée. Enfin, comparé au simulateur de propulsion, il permet l'étude de situations réelles de déplacement et présente l'avantage d'une structure moins encombrante, moins onéreuse, plus simple d'utilisation et sans entretien particulier.

Pour transformer la chaise roulante manuelle en ergomètre immobile, des béquilles amovibles ont été installées pour soulever le cadre et par suite les roues avant et arrière. La charge est appliquée aux roues arrière par l'intermédiaire d'un dispositif de freinage par roulettes disposées sur des manivelles montées sur un axe mobile. L'intensité du freinage est modulée par l'angle de rotation de ces manivelles grâce à un vérin électrique disposé sous le siège du sujet. La commande du vérin se fait par microcontrôleur et exploite l'information provenant, soit de la position angulaire de la manivelle, soit de la course du vérin. La calibration de la force de freinage a été effectuée en disposant un poids de 500N sur le siège du fauteuil disposé sur un plan incliné. Pour différents angles d'inclinaison de ce plan, le freinage des roues a été ajusté jusqu'à obtenir leur rotation sans glissement. Un système à base de capteurs magnétiques permet de mesurer la vitesse moyenne de rotation de chaque roue. Un tachymètre cardiaque peut être disposé sur le sujet pour le prélèvement de la fréquence cardiaque et sa corrélation avec l'effort fourni en fonction de la charge avec de la vitesse de rotation roues et de la distance équivalente parcourue. Une estimation de la puissance externe est donc possible avec ce prototype.

### 4. Conclusion

La rééducation et la pratique d'activités physiques adaptées, comme par exemple, l'athlétisme et le basket en fauteuil roulant contribuent à améliorer l'habileté motrice et l'aptitude physique. Le prototype d'ergomètre présenté dans ce travail a été réalisé par la conversion d'un fauteuil roulant manuel. Il permet une appréciation de l'effort musculaire fourni par un sujet atteint de déficience motrice ainsi qu'une pratique régulière d'exercices de rééducation physique. Ce prototype pourrait servir à l'entretien de la forme physique d'athlètes en fauteuil roulant.

## 5. Références bibliographiques

1. **Asato KT, Cooper RA, Robertson RN, Ster JF, (1993)** SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 40 : 1320-1324.
2. **Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Chae W, Morse MI, (2000)** "Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system" *J. Biomech.* 33 : 601-608.
3. **Cooper RA, Boninger ML, Cooper R, Robertson RN, Baldini FD, (2003)** Wheelchair racing efficiency. *Disabil. Rehabil.* 25:207-212.
4. **De Groot S, Veeger HEJ, Hollander AP, Van der Woude LHV, (2003)** Short-term adaptations in co-ordination during the initial phase of learning manual wheelchair propulsion. *J. Electromyogr. & Kin.* 13: 217-228.
5. **DiGiovine CP, Cooper RA, Boninger ML, (2001)** Dynamic calibration of a wheelchair dynamometer. *J. Rehabil. Res. Dev.* 38: 41-55.
6. **Finley MA, Rasch EK, Keyser RE, Rodgers MM, (2004)** The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *J. Rehabil. Res. Dev.* 41: 385-394.
7. **Goosey-Tolfrey VL, Fowler NE, Campbell IG, Iwnicki SD, (2001)** A kinetic analysis of trained wheelchair racers during two speeds of propulsion. *Med. Eng Phys.* 23: 259-266.
8. **Hintzy-Cloutier F, Tordi N, Rouillon JD, Belli A, (2002)** The influence of within-cycle pattern characteristics on mechanical parameters developed during wheelchair sprinting. *Science & Sports* 17: 128-131.
9. **Janssen TW, Van Oers CA, Rozendaal EP, Willemsen EM, Hollander AP, Van der Woude LH, (1996)** Changes in physical strain and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28:551-559.
10. **Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML, Souza AL, Fay BT, (2002)** Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *J. Rehabil. Res. Dev.* 39:635-650.
11. **Langbein WE, Robinson CJ, Kynast L, Fehr L, (1993)** Calibration of a new wheelchair ergometer: the wheelchair aerobic fitness trainer. *IEEE Trans.Rehabil.* 1: 49-58.
12. **Langbein WE, Maki KC, Edwards LC, Hwang MH, Sibley P, Fehr L, (1994)** Initial clinical evaluation of a wheelchair ergometer for diagnostic exercise testing: a technical note. *J. Rehabil. Res. Dev.* 31: 317-325.
13. **Martin X, Casse G, Bougenot MP, (2000)** Evolution des paramètres de résistance au roulement et résistance aérodynamique mesurés chez des personnes en fauteuil roulant selon différentes positions. *XX<sup>ème</sup> Cong. Soc. Française de Méd. Sport, 6-8 Déc., Paris (France).*
14. **Medical-développement,(2007)**  
<http://www.medical-developpement/produits/fiches-produit.asp>
15. **Moss AD, Fowler NE, Tolfrey VL, (2003)** A telemetry-based velocometer to measure wheelchair velocity. *J. Biomech.* 36: 253-257.
16. **Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD, (1996)** Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 77: 856-864.
17. **Rodgers MM, Tummarakota S, Lieh J, (1998)** Three-Dimensional Dynamic Analysis of Wheelchair Propulsion. *J.Appl.Biomech.* 14: 80-92.
18. **Rodgers MM, McQuade KJ, Rasch EK, Keyser RE, Finley MA, (2003)** Upperlimb fatigue-related joint power shifts in experienced wheelchair users and nonwheelchair users. *J. Rehabil. Res. Dev.* 40: 27-38.
19. **Theisen D, Francaux M, Fayt A, Sturbois X, (1996)** A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion on a roller ergometer: a reliability study. *Int. J. Sports Med.* 17: 564-571.
20. **Van der Woude LH, de Groot G, Hollander AP, Ingen Schenau GJ, Rozendal RH, (1986)** Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes. *Ergonomics* 29:1561-1573.

## Présentation des auteurs

**Amina Ababou** est titulaire d'un doctorat en physique de l'université Claude Bernard, Lyon, France. En 1986, elle rejoint l'Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene en tant qu'enseignant - chercheur. Professeur à la faculté d'Electronique et Informatique, elle est responsable de l'équipe instrumentation biomécanique du laboratoire LINS. Ses activités actuelles de recherche portent sur l'activité physique et sportive des handicapés moteurs. Elle dirige des travaux de recherche relatifs au développement d'instruments d'aide à la rééducation fonctionnelle et de mesure de la performance sportive. Elle est auteur ou coauteurs de plusieurs publications et communications scientifiques portant sur la physique électronique et la didactique.

**Noureddine Ababou** est titulaire d'un doctorat en physique de l'université Joseph Fourier, Grenoble, France. En 1983, il a rejoint l'Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene en tant qu'enseignant-chercheur. Il a participé à de nombreux projets de recherche en robotique, en instrumentation et en biomécanique. Il assure un enseignement sur les capteurs et l'instrumentation à la faculté d'Electronique et Informatique et en tant qu'enseignant associé, un

cours de biomécanique à l'INFS-STTS et à l'EHS Dr Maouche. Actuellement, ses travaux de recherche sont orientés sur l'électronique associée à la biomécanique du geste locomoteur. Il est auteur ou coauteurs de plusieurs publications et communications scientifiques portant sur l'instrumentation électronique et la didactique.

**Rachid Hanifi** est titulaire d'un doctorat en médecine du sport de l'université d'Alger. Professeur à la faculté de Médecine d'Alger, il est chef de service de médecine du sport et rééducation fonctionnelle à l'EHS Dr Maouche (ex. CNMS). Il est président du comité national activité physique - santé et du comité pédagogique national de médecine du sport. Il est membre du comité exécutif de l'union africaine de médecine du sport. Il est membre du comité de rédaction de la revue française *cinésiologie* et du comité scientifique de la revue *Maghreb médical*. Il a participé à des travaux de recherche relatifs au développement d'instruments d'aide à la rééducation fonctionnelle et de mesure de la performance sportive. Il est auteur ou coauteur de plusieurs ouvrages, publications et communications portant sur la médecine du sport, la physiologie de l'effort et la prévention des maladies chroniques par l'activité physique.