

Un dispositif innovant destiné à diminuer les contraintes subies par les membres supérieurs lors de l'utilisation d'un fauteuil roulant à propulsion manuelle

IMEN KHELIA, Ph.D.

*École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, France
Chercheuse, Agence d'évaluation des technologies et des modes
d'intervention en santé
Stagiaire postdoctorale, CRIR – Institut de réadaptation de Montréal*

JEAN-JACQUES LABOISSE, Ph.D.

*Université Pierre-et-Marie-Curie en Sciences physiques, France
École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, France*

MICHEL PILLU, Ph.D.

*Kinésithérapeute, cadre de santé
University of Stathclyde
Enseignant, Institut de formation en masso-kinésithérapie d'Assas
École nationale de kinésithérapie et de rééducation et Institut de
formation professionnelle et permanente Danhier, Paris*

FRANÇOIS LAVASTE, Ph.D.

*Professeur émérite, Laboratoire de biomécanique
École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, France*

Résumé – L'usage quotidien du fauteuil roulant à propulsion manuelle (FRM) est souvent à l'origine de phénomènes articulaires douloureux des membres supérieurs. Pour prévenir ces douleurs, 2 liaisons élastiques cerceau-roue de raideurs différentes ont été conçues : liaison semi souple (LSS) et liaison souple (LS). L'effet de l'utilisation de ces 2 liaisons sur la biomécanique de la propulsion de 10 personnes âgées (60 ans et plus) est comparé à celui de la liaison rigide (LR) du FRM standard. La vitesse de propulsion $V(t)$ et les couples moteurs $C(t)$ appliqués aux roues sont mesurés à l'aide de capteurs installés sur un ergomètre à rouleaux. Les résultats démontrent que la LSS est la mieux adaptée aux personnes âgées. Elle diminue la pente de la courbe $C(t)$ au début de la poussée et participe ainsi à l'établissement progressif du couple maximal. Cependant, elle augmente la puissance maximale et le travail dépensé par cycle de 14 % et de 18 % respectivement. Pour un couple maximal identique à celui obtenu lors de l'utilisation d'une LR, la LSS augmente significativement la vitesse maximale de déplacement de 11 % et la distance parcourue de 17 %. La LSS améliore aussi la coordination des vitesses droite-gauche favorisant ainsi la propulsion rectiligne. Cette invention adaptée à tous les types de FRM réduit les contraintes articulaires du membre supérieur en diminuant les chocs transmis aux articulations et en minorant leur sollicitation. L'usage d'une liaison élastique cerceau-roue, dont l'efficacité dépend de la raideur choisie, minimise les aspects contraignants de la propulsion en FRM. Développer des recherches visant à mieux connaître l'effet de cette liaison sur la cinématique de la propulsion, la contraction musculaire, les dépenses énergétiques et l'acceptabilité psychologique des FRM est d'un grand intérêt.

Mots clés – Biomécanique, personne âgée, handicap, fauteuil roulant manuel, technologie

An Innovative Device to Decrease Upper Extremity Stress when Using a Manual Wheelchair
Abstract – Daily use of a manual wheelchair (MWC) often causes joint pain in the upper extremities. To prevent such pain, 2 elastic handrim-wheel connectors, which differ in stiffness, have been designed: a semi-flexible connector (SFC) and a flexible connector (FC). The effect of using these 2 connectors on the propulsion biomechanics of 10 seniors (aged 60 and over) is compared with that of the standard MWC's rigid connector (RC). Propulsion speed $V(t)$ and torque $C(t)$ applied to the wheels were measured using sensors installed on a rolling ergometer. The results show that the SFC is best suited for seniors. It decreases the slope of the $C(t)$ curve at the start of pushing and thus contributes to gradually establishing maximum torque. However, it increases maximum power and work expended per cycle by 14 % and 18 %

respectively. For maximum torque the same as that obtained using an RC, the SFC significantly increases maximum displacement speed by 11 % and distance covered by 17 %. The SFC also improves coordination of left-right speeds, thus favouring straight-line propulsion. This invention, which can be adapted to all types of MWCs, reduces joint stress in the upper extremity by decreasing shocks transmitted to the joints and by decreasing their use. Using an elastic handrim-wheel connector, the effectiveness of which depends on the stiffness chosen, minimizes the stressful aspects of MWC propulsion. Developing studies to better research the effect of the connector on the kinematics of propulsion, muscle contraction, energy expenditure and the psychological acceptability of MWCs would be very worthwhile.

Key Words – Biomechanics, elderly, handicap, manual wheelchair, technology

Introduction

Une des conséquences du vieillissement de la population mondiale^{6,3,20,32,12} est l'augmentation du nombre des utilisateurs de fauteuils roulants manuels (FRM). Ce matériel, qui donne aux personnes ayant une déficience physique un niveau d'indépendance indispensable, est reconnu par la plupart des auteurs comme étant biomécaniquement dommageable pour le système musculo-squelettique^{9,44,47}. La raison en est que la force nécessaire à la propulsion en FRM, les sollicitations répétées des secteurs articulaires concernés, les amplitudes extrêmes, les muscles et les puissances mis en jeu, ne sont pas ceux d'un geste naturel^{4,37,22}. Par ailleurs, la liaison cerceau-roue d'un fauteuil roulant à propulsion manuelle standard (FRMSt), de nature rigide, présente 3 inconvénients majeurs. Cette rigidité est, d'une part, défavorable à l'application progressive des actions mécaniques nécessaires à la propulsion et, d'autre part, très efficace pour transmettre aux membres supérieurs les chocs qui apparaissent au moment du contact main-cerceau, ainsi que les chocs et les vibrations dus au déplacement sur des surfaces accidentées ou à la montée de rampes d'accès^{16,48,38}. Ceci peut concourir à l'augmentation des phénomènes de compressions articulaires^{38,11,8,7}. En outre, étant identique à droite et à gauche, cette liaison ne prend pas en compte la dissymétrie des capacités des membres supérieurs, ce qui peut engendrer une importante sollicitation de l'un d'entre eux et l'apparition de pathologies dégénératives d'hypersollicitation^{27,28}. Ces faits expliquent l'importante prévalence des douleurs articulaires des membres supérieurs chez les usagers du FRMSt (73 %) ^{33,18,17,13,35,41,40,10,42}. Ces douleurs limitent l'autonomie et les capacités d'indépendance des usagers^{33,41,31,49} et donnent lieu assez souvent à une hospitalisation prolongée et, par conséquent, à de coûteuses dépenses de santé^{33,45,1}. La prévention de ces douleurs est donc une nécessité humaine et économique. Dans cette optique, certains auteurs estiment qu'il faut privilégier l'optimisation de la conception des fauteuils plutôt que le développement de nouvelles techniques de propulsion^{22,13,46}.

Les récentes recherches concernant l'ergonomie des fauteuils roulants (FR) ont donné lieu à des progrès spectaculaires et à de nombreuses inventions telles que les FR motorisés, le FR à manivelle, le FR à levier et le FR PAPA

dont les cerceaux sont équipés de moteurs d'entraînement. Ces FR améliorent le rendement de la propulsion, tout en évitant les efforts importants inhérents à la conduite manuelle. Parmi les nouveaux modèles présents sur le marché, il semble que le FR PAPA W soit le mieux adapté à la population âgée³⁰. La raison en est que les articulations des membres supérieurs sont moins sollicitées si nous considérons la transmission des chocs et des vibrations^{16,48}, mais aussi la puissance et les forces nécessaires à la propulsion². Néanmoins, pour intéressant qu'il soit, le FR PAPA W présente plusieurs inconvénients. Il est difficile à installer dans un véhicule¹⁵ et moins pratique que le FRMSt lorsqu'il s'agit de réaliser des manœuvres de contrôle⁵. Les FR modernes, principalement ceux cités précédemment, bien qu'ils résultent d'études ergonomiques approfondies résolvant en grande partie les problèmes posés, sont restés peu populaires. Force est de constater que le FRM, malgré ses défauts, reste le préféré de 90 % des utilisateurs permanents des FR^{44,36,43}. Les raisons de ce succès sont nombreuses. Les usagers apprécient sa portabilité, sa manœuvrabilité, son confort, son esthétique, son coût modeste, mais aussi le contrôle et la liberté de mouvement qu'il autorise lors des manœuvres et des transferts^{44,22,33,15,5,36,43,21}.

Pour réduire les contraintes subies par les membres supérieurs lors de l'utilisation du FRMSt, Richter et Axelson³⁸ ainsi que Richter et ses collaborateurs³⁹ proposent la « main courante élastique » et introduisent ainsi la notion d'élasticité du cerceau. Ils étudient les conséquences de la variation du taux d'élasticité du cerceau sur la biomécanique de la propulsion de 17 personnes (25 à 49 ans) ayant pour la plupart une lésion médullaire et utilisant un FRM depuis 4 à 24 ans. Ces travaux démontrent que, par rapport à la main courante rigide, une main courante élastique diminue le choc à l'impact main-cerceau et atténue l'intensité des forces maximales propulsives³⁹. La dissymétrie du comportement des membres supérieurs n'est cependant pas mise en évidence. En outre, le dispositif expérimental utilisé par Richter et ses collaborateurs (2000) semble alourdir les cerceaux.

La présente étude est la continuité de recherches antérieures visant à discerner les causes probables des douleurs d'épaules liées à l'usage du FRM chez les personnes âgées^{22,27,23,24,25} et à proposer une solution préventive tenant compte des critères de popularité du FRMSt. Ces recherches ont suggéré d'améliorer la conception du FRMSt en explorant l'idée du remplacement de la liaison rigide cerceau-roue par une liaison de type élastique à raideur variable. L'aspect novateur du système inventé en vue de cette étude (brevet N°02048993, 2002) consiste en l'usage d'une liaison élastique flexible. L'idée se basait sur le fait qu'une telle liaison pouvait diminuer les contraintes mécaniques subies par les membres supérieurs lors de la propulsion. Les objectifs de l'étude présentée ici consistent à étudier l'effet de l'usage d'une

liaison cerceau-roue flexible sur la biomécanique de la propulsion en FRM et à déterminer la raideur optimale de la liaison à l'égard des contraintes subies par les membres supérieurs lors de la propulsion. Elle se base sur l'hypothèse qu'une liaison à raideur optimale existe et qu'elle serait capable de limiter l'importance des chocs au contact main-cerceau, d'améliorer la coordination droite-gauche et d'assurer l'application progressive des actions mécaniques.

Méthodologie

Description de la population étudiée

Le groupe étudié comprend 5 hommes et 5 femmes utilisant un FRM depuis moins d'un an. Ils sont droitiers, amputés vasculaires des membres inférieurs, âgés de plus de 60 ans et n'ont pas de problèmes cardiaques. Trois d'entre eux souffrent de douleurs aux épaules. Les caractéristiques des sujets sont présentées dans le tableau 1.

TABLEAU 1
 Caractéristiques des sujets étudiés

Caractéristiques	Sujets amputés vasculaires, n=10										Moyenne ± E type
	Femmes					Hommes					
Âge (année)	61,1	81,3	62,1	76,5	75,6	70,5	70,5	65,7	61,6	60,0	68,5 ± 7,5
Taille (m)	1,59	1,67	1,62	1,63	1,74	1,72	1,74	1,75	1,79	1,8	1,71 ± 0,1
Poids (kg)	73	72	59	51	81	80	69	72	81	78	71,6 ± 9,9
Durée d'utilisation du FRM (mois)	4	2	3	1	10	1	10	1	1	5	3,71 ± 3,6
Durée d'utilisation des cannes béquilles (mois)	1	0	2	0	0	0	0	0,3	0	10	3,33 ± 3,1
Longueur des bras (m)	0,38	0,36	0,35	0,25	0,37	0,38	0,37	0,35	0,37	0,37	0,36 ± 0,04
Longueur des avant-bras (m)	0,25	0,31	0,25	0,34	0,31	0,29	0,27	0,27	0,28	0,3	0,29 ± 0,03
Largeur des épaules (m)	0,45	0,4	0,35	0,34	0,41	0,41	0,34	0,4	0,42	0,45	0,4 ± 0,04
Niveau et côté d'amputation (droite : D, gauche : G)	Cuisse D	Mollet G	Cuisse D	Cuisse G	Cuisse G	Cuisse D	Cuisse G	Cuisse D & G	Pied G	Cuisse D	40 % D 50 % G 10 % D & G
Épaule douloureuse (droite : D, gauche : G)	Non	D & G	Non	Non	G	Non	G	Non	Non	Non	20 % G 10 % D & G

Matériel

La chaîne de mesures

L'étude biomécanique multidisciplinaire du comportement des membres supérieurs et du tronc est effectuée à l'aide d'une chaîne de mesures permettant d'enregistrer simultanément les grandeurs dynamique, cinématique et électromyographique liées à la propulsion en FRM. Cette chaîne a été développée et validée antérieurement²². La suite de cette section est consacrée à la seule description du matériel utilisé pour appréhender les aspects mécaniques de la propulsion. La simulation du déplacement en translation rectiligne de l'ensemble « sujet-FRM » est réalisée à l'aide d'un ergomètre à rouleaux. L'ergomètre comprend 2 rouleaux indépendants sur lesquels sont posées les roues motrices du FRM. Chaque rouleau est chargé de recueillir, par l'intermédiaire d'un tachymètre à impulsion, la vitesse de rotation angulaire Ω (rd.s⁻¹) des roues^{22,27}. La reproduction des conditions d'évolution du système sujet-FRM sur le sol est obtenue en équipant chaque rouleau d'un bloc inertiel réglable. Le moment d'inertie d'un bloc par rapport à son axe de rotation, et par conséquent sa masse, est calculé en écrivant que, pour une même vitesse de rotation des roues motrices, les énergies cinétiques de l'équipage mobile placé sur l'ergomètre et de l'ensemble sujet-FRM se déplaçant sur un plan horizontal sont égales²². L'évolution en fonction du temps du couple moteur C (N.m) appliqué à chaque roue est déterminée au moyen d'un couplemètre à jauges extensométriques installé sur le moyeu de chaque roue^{22,27}. La vitesse de translation V (km.h⁻¹) est calculée à partir de Ω et du rayon des roues. L'intégration de V par rapport au temps donne la distance parcourue. La connaissance de C et de Ω permet de calculer la puissance P (W) = $C \cdot \Omega$ puis le travail W (J) par intégration de P pendant un intervalle de temps allant du début jusqu'à la fin de la phase de poussée¹⁹. Le début et la fin d'une phase de poussée sont déterminés en analysant la courbe $C(t)$ ^{47,22,34,14}. Par précaution, l'activité cardiaque des sujets est contrôlée à l'aide d'un cardio-fréquence-mètre.

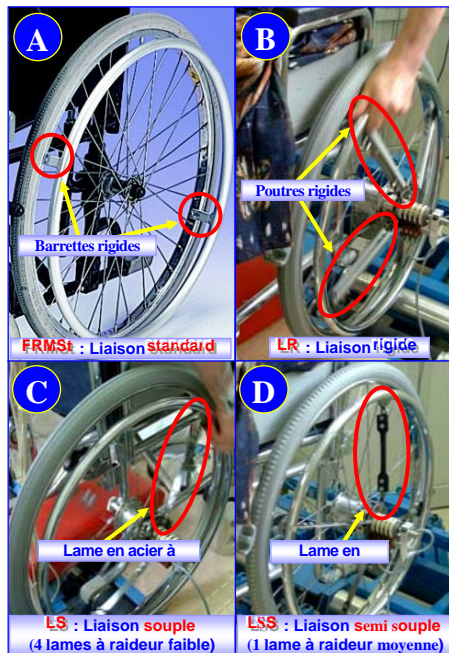
Un programme établi à l'aide du logiciel *Visual Designer*[®] recueille et traite les données pour afficher en temps réel les valeurs à droite et à gauche des V (Km.h⁻¹), C (N.m), P (W) et W (J). Ce programme est aussi utilisé pour déterminer la vitesse habituelle (V_h) de déplacement de chaque sujet et son contrôle visuel lors des essais. L'acquisition simultanée des grandeurs précitées est faite à la fréquence de 20 Hz. Le traitement ultérieur des données est effectué à l'aide de *Matlab*[®].

Le système de propulsion à liaison élastique flexible

Pour les besoins de l'expérience, un dispositif expérimental consistant en une liaison cerceau-roue à raideur variable a été développé au laboratoire de biomécanique de l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers (ENSAM), France. La liaison standard, habituellement assurée par 4 barrettes rigides (voir figure 1.A), est reproduite en remplaçant ces barrettes par 4 poutres placées entre le cerceau et le capteur de couple (voir figure 1.B). Cette disposition permet de mesurer le couple C , mais aussi d'agir sur la raideur de la liaison cerceau-roue^{22,26}. Pour étudier la liaison élastique, les barrettes rigides sont remplacées par des lames souples plus ou moins flexibles (voir figures 1.C et 1.D). Deux configurations élastiques, choisies arbitrairement, sont adoptées. La raideur de la liaison associée à chaque configuration est déterminée expérimentalement par étalonnage. Elle correspond à la pente de la courbe $C(\alpha)$ où α désigne l'angle dont tourne le cerceau sous l'action d'un couple C ²². On désigne par LSS la liaison « semi souple » de raideur 66 Nm.rd^{-1} (voir figure 1.D) et par LS la liaison « souple » de raideur 30 Nm.rd^{-1} (voir figure 1.C). La raideur de la liaison rigide (LR) est supposée infinie (voir figures 1.A et 1.B).

FIGURE 1

Les nouveaux systèmes de liaison entre la main courante et la roue



Légende

A : FRM à liaison rigide standard (FRMSt)
B : liaison rigide du FRM expérimental (LR)

C : liaison souple (LS)
D : liaison semi souple (LSS)

Protocole

Avec l'approbation du comité d'éthique de la Fondation « La Renaissance sanitaire », les expériences sont menées de la façon suivante. Chaque sujet participe à 2 sessions d'expérimentation d'une durée approximative de 3 heures, chacune organisée à une semaine d'intervalle. La première session comprend, en plus des essais avec les différentes liaisons (LS, LSS et LR), une session de prétests principalement consacrée à la prise d'informations relatives à l'usage du FRM, aux mesures anthropométriques, à la quantification des amplitudes articulaires maximales des épaules et à la détermination de la vitesse habituelle de propulsion (V_h)^{22,27}. La seconde session se consacre presque exclusivement aux essais. Ils sont effectués comme suit. Après avoir été transféré sur le fauteuil expérimental, chaque sujet est invité à se familiariser avec la propulsion du FRM de manière à simuler un déplacement à une vitesse comprise entre $V_{h_{max}}$ et $V_{h_{min}}$, avec $V_{h_{min}} + 0.25 \text{ Km.h}^{-1} = V_h = V_{h_{max}} - 0.25 \text{ Km.h}^{-1}$. Pour cela, le sujet est guidé par les indications de l'écran de contrôle et par les instructions des expérimentateurs. Pour les 3 liaisons expérimentées, toutes les possibilités de combinaison droite-gauche ont été explorées. Il en résulte 9 combinaisons possibles. Pour chaque session, chaque combinaison fait l'objet de 2 essais. Au total, chaque sujet participe donc à 36 essais. Pour chaque essai, la collecte simultanée des données débute à la stabilisation de la vitesse propulsive et de la fréquence cardiaque et dure 45 secondes. Pour minimiser la fatigue, 2 essais successifs sont séparés par une période de repos de 3 à 10 minutes. Cette période permet aussi aux expérimentateurs de procéder au réglage du matériel, à la vérification des enregistrements, mais aussi à la modification de la configuration des roues. Pour réduire le temps d'investigation et faciliter le changement des configurations, la succession des réglages n'a pas été randomisée, mais était faite de faible raideur (LS) à totalement rigide (LR). Toutefois, l'ordre des tests a été inversé pour la moitié des sujets.

Analyses statistiques

Pour chaque sujet et chaque configuration du FRM, 3 séquences de 10 cycles successifs sont choisies parmi les signaux de plus grande qualité. Ces séquences sont retenues pour calculer les variables statistiques telles que moyennes, écarts types, maximums et minimums concernant les grandeurs : C, V, P, W et distances parcourues par cycle (Dist/c), par phase de poussée (Dist/p) et par phase de retour (Dist/r). Les avantages et les inconvénients des liaisons élastiques sont recherchés par une analyse Anova à mesures répétées permettant d'évaluer l'effet des variables indépendantes (systèmes de liaison cerceau-roue) sur les variables dépendantes (grandeurs mécaniques). Le seuil de signification considéré est établi à $p < 0,05$. L'influence de l'utilisation des

différents systèmes de liaison sur la synchronisation des membres supérieurs, c'est-à-dire sur les grandeurs physiques mesurées à droite et à gauche, est analysée à l'aide du coefficient de corrélation linéaire r .

Résultats

La figure 2 est un exemple typique de ce que l'on observe lorsqu'un sujet utilise un FRM équipé à droite et à gauche de cerceaux à LR, LSS et LS. Appelant p_R , p_{SS} , p_S les pentes respectives des courbes $C(t)$ en début de poussée, nous constatons que p_R est supérieure à p_{SS} et que p_S est voisine de p_R . Il apparaît que l'utilisation de la LSS implique la mise en jeu d'efforts plus progressifs que ceux développés au cours du déplacement à l'aide des 2 autres liaisons. En réalité, le fait que p_S soit voisine de p_R résulte de la conception du dispositif qui réagit comme une LR lorsque la trop grande souplesse des lames entraîne une déformation importante de celles-ci et le blocage des éléments permettant leur libre fléchissement. Nous constatons aussi que la LS donne lieu à des oscillations importantes des mains courantes pendant les phases de retour. Il s'ensuit des vibrations désagréables gênant la prise en main du cerceau au début de la phase propulsive. Ces remarques apportent la preuve qu'une liaison trop souple n'est pas recommandable. En conséquence, pour la suite, nous nous attarderons uniquement à la présentation des résultats relatifs aux LR et LSS.

Le tableau 2 démontre que, pour un même couple maximum, les vitesses de déplacement maximales atteintes sont voisines ($0,46 \text{ km.h}^{-1} \pm 0,09$ et $0,41 \text{ km.h}^{-1} \pm 0,08$). Il ne faut pas s'en étonner puisqu'il est demandé aux participants de faire en sorte que leur V de propulsion soit constante et toujours proche de leur V_h . Néanmoins, nous notons une amélioration significative de 11 % de la vitesse maximale ($p < 0,01$) en faveur de la LSS. Il en résulte une amélioration des distances parcourues par cycle de 17 %, de 20 % par phase de poussée et de 17 % par phase de retour ($p < 0,02$, $p < 0,001$, NS , respectivement). Nous remarquons aussi que, par rapport à la LR, la LSS semble favoriser l'harmonie des comportements des membres droit et gauche (voir tableau 3 et figure 3). L'usage de la LSS implique également une augmentation significative de 14 % de la puissance maximale et de 18 % du travail dépensé par phase de poussée (voir tableau 2). Nous noterons cependant que les coefficients de corrélation sont peu convaincants et que la plus grande prudence s'impose quant aux tendances que cette analyse révèle.

Discussion

Cette étude démontre l'intérêt que présente la mise en place d'une liaison à raideur variable entre le cerceau et la roue. La solution proposée pour prévenir les douleurs qui résultent de l'usage quotidien du FRM consiste à remplacer la liaison rigide cerceau-roue du FRMSt par une liaison élastique flexible. Cette idée nouvelle conduit à une fabrication simple et de faible coût. Le dispositif à mettre en œuvre s'adapte facilement à tous les FR de type manuel. La transmission progressive des efforts nécessaires à la propulsion semble être bien adaptée aux personnes âgées qui, plus que les autres, sont prédisposées à développer des pathologies articulaires dues à une sollicitation intensive de la ceinture scapulaire²². Une liaison élastique implique un effort de démarrage progressif et un choc diminué à l'impact main-cerceau^{22,27,26}. Les résultats obtenus sont en accord avec ceux de Richter et ses collaborateurs concernant l'étude d'une main courante élastique dont le principe est voisin de celui décrit ici^{38,24}. Cette particularité de la liaison flexible est intéressante dans la mesure où les articulations des membres supérieurs sont protégées des sollicitations brutales. Nous pouvons penser que ce dispositif est également appréciable lorsque, à l'occasion d'un déplacement en terrain accidenté ou du franchissement d'un obstacle, des chocs sont à redouter^{16,48}. L'effet de l'utilisation de la LSS sur les moments articulaires, étudié par la méthode de la dynamique inverse, serait d'un grand intérêt. Notons cependant que l'utilisation de la LSS implique une puissance et un travail fourni par cycles supérieurs à ceux qui sont mis en jeu quand nous utilisons une LR. Il apparaît donc que la liaison élastique exige une énergie plus grande que la LR. Toutefois, et même si à notre connaissance aucune étude n'a mis en évidence une relation entre les contraintes subies par les membres supérieurs lors de la propulsion du FRM et ces 2 paramètres, cette remarque conduit à penser qu'une étude énergétique visant à déterminer le rendement mécanique et biomécanique de la propulsion serait pertinente. Dans ce contexte, Richter et Axelson³⁸ n'ont pas trouvé de différences significatives entre le système rigide et le prototype à main courante élastique. Signalons, à ce propos, qu'aucune comparaison ne peut être faite entre leurs résultats et ceux de la présente étude. Ceci est lié à 2 principales raisons. D'une part, le dispositif qu'ils ont étudié, qui semble d'ailleurs alourdir les mains courantes, est distinct du dispositif décrit ici. D'autre part, l'âge, la durée d'utilisation du FRM et la nature du handicap des personnes concernées sont différents.

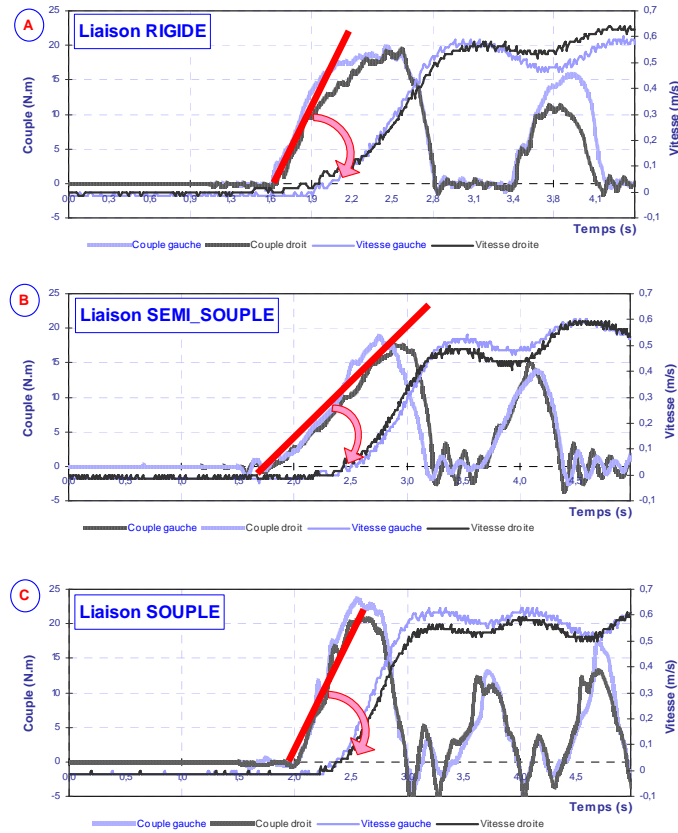
Toutefois, le fait que les sujets soient âgés et aient une déficience comporte certaines limites. Comme le protocole choisi implique la participation de chaque usager à 2 sessions d'une durée de 3 heures chacune, il est difficile, dans ces conditions, de prétendre que la fatigue n'apparaît pas.

Des études électromyographique et énergétique de la consommation d'oxygène pourraient en dire plus sur cet aspect. Afin d'éviter la fatigue et le désintérêt des sujets, les expérimentateurs devraient donc privilégier un protocole particulier au cours duquel les essais sont peu nombreux et les sessions de courte durée. La variabilité des performances des personnes âgées entraîne des difficultés de standardisation des essais et, par là, des résultats qui peuvent être sujets à caution²⁸. Néanmoins, certaines tendances apparaissent comme étant suffisamment nettes pour que des affirmations puissent être avancées.

Parmi les rares études qui se sont intéressées à l'usage du FRM par les personnes âgées, celles de Khelia et ses collaborateurs^{24,26} ont démontré que cette population est caractérisée par une propulsion non rectiligne. La trajectoire sinueuse laisse penser que chaque membre corrige en permanence les erreurs de l'autre. Cette particularité est préjudiciable aux éléments concernés par la propulsion et a été mise en cause dans l'apparition du surmenage des membres supérieurs^{22,27,24}. Même si le tableau 3 révèle des différences qu'il convient d'analyser avec circonspection, l'utilisation d'une liaison élastique semble pouvoir corriger cette tendance au zigzag. Cette affirmation est fondée sur l'examen de la figure 3.B (LSS) qui démontre que les vitesses des roues droite et gauche sont pratiquement identiques à chaque instant, mais aussi sur la meilleure corrélation relevée concernant les vitesses droite-gauche à l'usage de la LSS (voir tableau 3). L'amélioration de la synchronisation des membres supérieurs n'est cependant pas mise en évidence par les observations de Richter et Axelson³⁸ ainsi que Richter et ses collaborateurs³⁹. Ce fait est possiblement lié aux différences déjà citées entre les matériels et les sujets étudiés.

FIGURE 2

Résultats dynamiques issus d'essais réalisés avec un FRM dont la flexibilité de la liaison est identique à droite et à gauche chez un usager typique de la population étudiée



N.B. : La pente d'établissement des couples droit et gauche est figurée sous la forme d'un trait plein.

TABLEAU 2

Comparaison des paramètres dynamiques issus des essais établis avec le système LR à ceux issus de la LSS

Système de liaison	LR	LSS	Taux d'accroissement des paramètres LSS/LR (%)	p
Paramètres	Moyenne \pm Ecart type			
C max. (N.m)	10,85 \pm 2,08	11,94 \pm 2,21	9	NS
C min. (N.m)	-1,45 \pm 0,5	-2,75 \pm 1,15	47	p < 0,01
P max. (W)	3,31 \pm 0,96	3,84 \pm 1,17	14	p < 0,05
P min. (W)	-0,5 \pm 0,23	-1,07 \pm 0,44	53	p < 0,001
W/p (J)	8,39 \pm 2,62	10,24 \pm 3,72	18	p < 0,01
V max. (Km.h ⁻¹)	0,41 \pm 0,08	0,46 \pm 0,09	11	p < 0,01
V min. (Km.h ⁻¹)	0,33 \pm 0,07	0,36 \pm 0,1	8	NS
Dist/c (Km)	8,2 10 ⁻⁴ \pm 2,3 10 ⁻⁴	9,9 10 ⁻⁴ \pm 3,8 10 ⁻⁴	17	p < 0,02
Dist/p (Km)	3,6 10 ⁻⁴ \pm 7,7 10 ⁻⁵	4,5 10 ⁻⁴ \pm 1,1 10 ⁻⁴	20	p < 0,001
Dist/r (Km)	4,5 10 ⁻⁴ \pm 1,9 10 ⁻⁴	5,4 10 ⁻⁴ \pm 3 10 ⁻⁴	17	NS

Légende

C : Couple
 Dist/c : Distance par cycle
 Dist/r : Distance par phase de retour
 LR : Liaison rigide
 LSS : Liaison semi souple
 Max. : Maximum
 Min. : Minimum

NS : Non significatif
 P : Poussée
 P : Puissance
 p : seuil de signification
 V : Vitesse
 W : Travail

TABLEAU 3

Résultats relatifs à l'étude de la symétrie des paramètres dynamiques entre les côtés droit et gauche : comparaison entre la LR et la LSS

Système de liaison	LR		LSS		LR	LSS
	Droit	Gauche	Droit	Gauche		
Paramètres	Moyenne \pm E type				Coefficient de corrélation r (côtés droit et gauche)	
C max. (N.m)	10,55 \pm 1,66	11,58 \pm 3,02	11,32 \pm 1,88	12,93 \pm 3,46	0,86	0,71
C min. (N.m)	-1,4 \pm 0,59	-1,55 \pm 0,61	-2,67 \pm 1,69	-2,85 \pm 0,99	0,22	0,63
P max. (W)	3,18 \pm 0,91	3,61 \pm 1,22	3,72 \pm 1,09	4,25 \pm 1,52	0,91	0,84
P min. (W)	-0,48 \pm 0,28	-0,53 \pm 0,24	-1,02 \pm 0,47	-1,19 \pm 0,54	0,33	0,72
W/p (J)	8,1 \pm 2,29	9,1 \pm 3,43	10,44 \pm 3,46	10,73 \pm 4,78	0,9	0,78
V max. (Km.h ⁻¹)	0,41 \pm 0,08	0,43 \pm 0,09	0,47 \pm 0,11	0,47 \pm 0,08	0,69	0,91
V min. (Km.h ⁻¹)	0,33 \pm 0,08	0,35 \pm 0,08	0,37 \pm 0,11	0,37 \pm 0,09	0,77	0,9

38 Biomécanique de la propulsion à l'aide d'une liaison élastique de fauteuil roulant

Dist/c (Km)	$9 \cdot 10^{-4} \pm 3,1 \cdot 10^{-4}$	$7,6 \cdot 10^{-4} \pm 2,2 \cdot 10^{-4}$	$1,1 \cdot 10^{-3} \pm 4,9 \cdot 10^{-4}$	$8,9 \cdot 10^{-4} \pm 2,7 \cdot 10^{-4}$	0,8	0,96
Dist/p (Km)	$4 \cdot 10^{-4} \pm 9,4 \cdot 10^{-5}$	$3,3 \cdot 10^{-4} \pm 6,2 \cdot 10^{-5}$	$5,0 \cdot 10^{-4} \pm 1,5 \cdot 10^{-4}$	$4,1 \cdot 10^{-4} \pm 8,4 \cdot 10^{-5}$	0,75	0,95
Dist/r (Km)	$5 \cdot 10^{-4} \pm 2,4 \cdot 10^{-4}$	$4,3 \cdot 10^{-4} \pm 2,0 \cdot 10^{-4}$	$6,2 \cdot 10^{-4} \pm 3,6 \cdot 10^{-4}$	$4,8 \cdot 10^{-4} \pm 2,4 \cdot 10^{-4}$	0,93	0,96

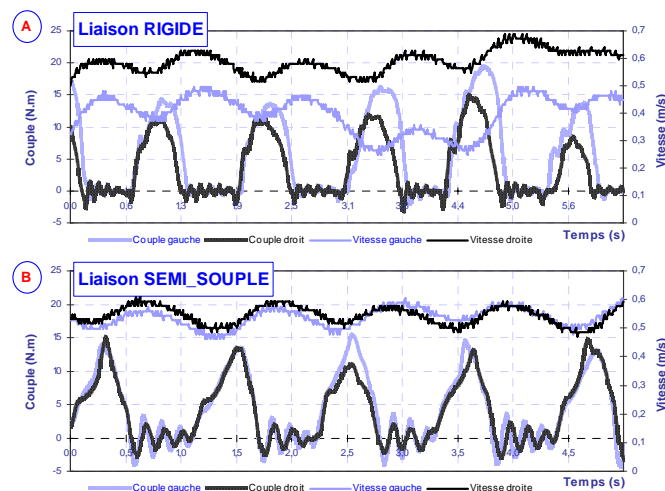
Légende

C : Couple
 Dist/c : Distance par cycle
 Dist/r : Distance par phase de retour
 LR : Liaison rigide
 LSS : Liaison semi souple
 Max. : Maximum
 Min. : Minimum

NS : Non significatif
 P : Poussée
 P : Puissance
 r : Coefficient de corrélation
 V : Vitesse
 W : Travail

FIGURE 3

Étude de la symétrie des actions mécaniques droite et gauche appliquées par un usager typique de la population étudiée lors d'essais réalisés avec un FRM dont la flexibilité de la liaison est identique à droite et à gauche



N.B. : Le graphique démontre une dissymétrie des variables droites et gauches pour le FRM à LR (A) et la symétrie de ces derniers pour le FRM à LSS (B).

Les liaisons décrites ici ont un comportement « élastique linéaire » au sens du mécanicien. Elles sont caractérisées par leur raideur qui peut être différente à droite et à gauche pour s'adapter à la dissymétrie des personnes. Une étude approfondie visant à examiner ce qui se passe lorsqu'on utilise une liaison au comportement complexe est encore à effectuer. En admettant qu'elle soit faite et qu'elle donne satisfaction au biomécanicien, peut-on dire que la liaison optimale obtenue sera acceptée par les usagers? Rien n'est moins sûr. Nous abordons ici les aspects psychologiques dont nous savons qu'ils sont parfois surprenants^{39,38}. Nous pouvons espérer que les personnes les plus frêles

et les enfants apprécieront nos efforts²². À l'heure actuelle, les appréciations des personnes ayant participé à diverses expériences nous mènent à être optimistes. En effet, les personnes les plus âgées et toutes les femmes ont émis des critiques très positives vis-à-vis du FRM à LSS^{22,28}.

Conclusion

À l'issue de cette étude, il faut relever l'importance des caractéristiques de la liaison cerceau-roue adoptée pour l'obtention d'une liaison élastique efficace du point de vue préventif. Ce résultat va de pair avec ceux de la littérature^{38,39}. Pour la population âgée étudiée, la liaison optimale est celle à raideur moyenne, dite ici à liaison semi souple. Remplacer la liaison rigide du FRMSt par une liaison flexible est une idée nouvelle qui a fait l'objet d'un brevet déposé en 2002²⁹. Une réalisation industrielle du dispositif décrit ici est envisageable. Il suffit de remplacer les barrettes rigides par des barrettes déformables. Le choix du matériau et de la géométrie de ces barrettes relève de la mécanique des milieux continus, de la rhéologie et de la biomécanique^{22,26}. Ce concept répond au cahier des charges. Il conduit à une réalisation simple, légère et adaptable à tous les FRM. Il permet d'apporter une solution peu coûteuse aux problèmes posés, en minimisant les sollicitations responsables des compressions articulaires des épaules^{38,11,8,7}. Il semble aussi favoriser l'égalité des vitesses droite et gauche de l'utilisateur, ce qui minimise les efforts superflus et, de là, le risque d'apparition des pathologies dégénératives d'hypersollicitation^{27,28}. Cette étude démontre que l'idée d'apporter un peu de flexibilité à la liaison cerceau-roue est intéressante et peut être adoptée comme solution de prévention aux contraintes articulaires liées à la propulsion en FRM. Elle mérite donc d'être approfondie. Le champ des recherches est encore vaste. Il concerne la cinématique de la propulsion, la contraction musculaire, les moments articulaires des membres supérieurs, le rendement de la propulsion sans oublier la psychologie des usagers.

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier le ministère de l'Éducation Nationale Supérieure tunisien, la Fondation pour la recherche médicale (FRM), la région Champagne Ardennes et la direction de la recherche de l'École Nationale Supérieure des Arts et Métiers (ENSAM) qui ont octroyé des bourses doctorales d'excellence au docteur Imen Khelia lors de ses travaux au Laboratoire de biomécanique à l'ENSAM Paris et Châlons en Champagne, France. Les auteurs remercient également la Fondation La Renaissance sanitaire, la Caisse nationale de l'assurance maladie des travailleurs salariés (CNAMTS) et la Fondation MAAF assurances qui ont financé cette étude.

Références

1. Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (2001). *Pathologies non opérées de la coiffe des rotateurs et masso-kinésithérapie*. Paris : Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé.
2. Arva, J., Fitzgerald, S.G., Cooper, R.A. & Boninger, M.L. (2001). Mechanical Efficiency and User Power Requirement with a Pushrim Activated Power Assisted Wheelchair. *Medical Engineering and Physics*, 23(10), 699-705.
3. Belhassen, S., Jacquot, J.M. & Pélissier, J. (1997). Traumatologie du fauteuil roulant. In J. Pélissier, J.M. Jacquot & P. Bernard (Eds), *Le fauteuil roulant* (pp. 363-372). Paris : Masson.
4. Bernard, P. *et al.* (1992). Comportement fonctionnel des sportifs paraplégiques. *Réadaptation médicale*, 4, 173-178.
5. Best, K.L., Kirby, R.L., Smith, C. & Macleod, D. (2006). Comparison between Performance with a Pushrim-activated Power-assisted Wheelchair and a Manual Wheelchair on the Wheelchair Skills Test. *Disability and Rehabilitation*, 28(4), 213-220.
6. Bloomquist, L.E. (1986). Injuries to Athletes with Physical Disabilities: Prevention Implications. *The Physician and Sports Medicine*, 14(9), 97-105.
7. Boninger, M.L., Cooper, R.A., Baldwin, M.A., Shimada, S.D. & Koontz, A. (1999). Wheelchair Pushrim Kinetics: Body Weight and Median Nerve Function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 910-915.
8. Boninger, M.L., Cooper, R.A., Robertson, R.N. & Shimada, S.D. (1997). Three-dimensional Pushrim Forces during two Speeds of Wheelchair Propulsion. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5), 420-426.
9. Boninger, M.L., Cooper, R.A., Shimada, S.D. & Rudy, T.E. (1998). Shoulder and Elbow Motion during two Speeds of Wheelchair Propulsion: A Description Using a Local Coordinate System. *Spinal Cord*, 36(6), 418-426.
10. Boninger, M.L., Souza, A., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Koontz, A. & Fay, B. (2002). Propulsion Patterns and Pushrim Biomechanics in Manual Wheelchair Propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718-723.
11. Boninger, M.L., Towers, J.D., Cooper, R.A., Dicianno, B.E. & Munin, M.C. (2001). Shoulder Imaging Abnormalities in Individuals with Paraplegia. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(4), 401-408.
12. Bontout, O., Colin, C. & Kerjosse, R. (2002). Personnes âgées dépendantes et aidants potentiels : une projection à l'horizon 2040. *Études et résultats*, 160(février), 1-11.
13. Codine, P., Bernard, P.L. & Herisson, C. (1997). Équilibre et déséquilibre de la coiffe des rotateurs liés au déplacement en fauteuil roulant. In J. Pélissier, J.M. Jacquot & P.L. Bernard (Eds), *Le fauteuil roulant* (pp. 102-110). Paris : Masson.
14. Cooper, R.A., Boninger, M.L., VanSickle, D.P., Robertson, R.N. & Shidama, S.D. (1997). Uncertainty Analysis for Wheelchair Propulsion Dynamics. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5(2), 130-139.
15. Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Boninger, M.L., Prins, K., Rentschler, A.J., Arva, J. & O'Connor, T.J. (2001). Evaluation of a Pushrim Activated Power Assisted Wheelchair. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(5), 702-708.

16. Cooper, R.A., Wolf, E., Fitzgerald, S.G., Kellerher, A., Ammer, W., Boninger, M.L. & Cooper, R. (2004). Evaluation of Selected Sidewalk Pavement Surfaces for Vibration Experienced by Users of Manual and Powered Wheelchairs. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 27(5), 468-475.
17. Curtis, K., Roach, K.E., Applegate, E.B., Amar, T., Benbow, C.S., Genecco, T.D. & Gualano, J. (1995). Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia*, 33(5), 290-293.
18. Curtis, K.A., Tyner, T.M., Zachary, L., Lentell, G., Brink, D., Didyk, T., Gean, K., Hall, J., Hooper, M., Klos, J., Lesina, S. & Pacillas, B. (1999). Effect of a Standard Exercise Protocol on Shoulder Pain in Long-term Wheelchair Users. *Spinal Cord*, 37(6), 421-429.
19. Dallmeijer, A.J. (1998). *Wheelchair Performance in Rehabilitation and Sports. Spinal Cord Injury and Physical Activity*. Thèse de doctorat, Vrije Universiteit, Amsterdam.
20. Gabrielle, M., Starzec, D. & Starzec, C. (1996). *Aisance à 60 ans, dépendance et isolement à 80 ans*. Paris : INSEE Première.
21. Guillon, B. & Laffont, I. (2002). *Actualités sur les fauteuils roulants*. In *Traité EMC Kinésithérapie*. Paris : Elsevier Masson.
22. Khelia, I. (2003). *Étude biomécanique de la propulsion du fauteuil roulant manuel par les personnes âgées souffrant ou non de douleurs d'épaules*. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Centre de Châlons, Champagne.
23. Khelia, I. et al. (2000). Biomechanical Study of the Shoulder of Elderly Patients Using a Wheelchair. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 108(1-2), 63-64.
24. Khelia, I. et al. (2001a). Die Biomechanik der Schulterbewegungen zum Antrieb eines Rollstuhls durch ältere Patienten. *Medizinisch-Orthopädische Technik*, 178-183.
25. Khelia, I. et al. (2001b). Manual Wheelchair Propulsion and Elderly Shoulder Pain: A Biomechanical Study. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 109(suppl. 1-144), 64.
26. Khelia, I. et al. (2002). A New Design of Manual Wheelchairs: A Flexible Connection between Handrims and Wheels. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 110(Suppl. 1-132), 115.
27. Khelia, I., Laboisse, J.J., Pillu, M. & Lavaste, F. (2002). Biomécanique de la propulsion de la personne âgée à l'aide d'un fauteuil roulant à entraînement manuel. *Journal de l'orthopédie*, 15, 658-661.
28. Khelia, I., Laboisse, J.J., Pillu, M. & Lavaste, F. (2005). Réduction des contraintes liées à la propulsion manuelle d'un fauteuil roulant chez la personne âgée. *Revue médicale de l'assurance maladie*, 36(1), 89-95.
29. Laboisse, J.J. et al. (2002). *Liaison flexible de mains courantes de fauteuils roulants*. Brevet déposé par la Fondation La Renaissance sanitaire. 18 avril. N° d'enregistrement : 02048993, France.
30. Levy, C.E., Chow, J.W., Tillman, M.D., Hanson, C., Donohue, T. & Mann, W.C. (2004). Variable-ratio Pushrim-activated Power-assist Wheelchair Eases Wheeling over a Variety of Terrains for Elders. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(1), 104-112.
31. Moberg, E. (1978). *The Upper Limb in Tetraplegia. A New Approach to Surgical Rehabilitation*. Stuttgart: Georg Thieme.

42 Biomécanique de la propulsion à l'aide d'une liaison élastique de fauteuil roulant

32. Mormiche, P. (2001). *Le handicap en institution : le devenir des pensionnaires entre 1998 et 2000*. Paris : INSEE Première.
33. Nadeau, G. (1997). Lésions ostéo-articulaires et tendino-musculaires, syndromes canalaire liés à l'usage du fauteuil roulant. In J. Pélissier, J.M. Jacquot & P.L. Bernard (Eds), *Le fauteuil roulant* (pp. 353-359). Paris : Masson.
34. Newsam, C.J., Rao, S.S., Mulroy, S.J., Gronley, J.K., Bontrager, E.L. & Perry, J. (1999). Three Dimensional Upper Extremity Motion during Manual Wheelchair Propulsion in Men with Different Levels of Spinal Cord Injury. *Gait & Posture*, 10(3), 223-232.
35. Nichols, P.J., Norman, P.A. & Ennis, J.R. (1979). Wheelchair User's Shoulder? Shoulder Pain in Patients with Spinal Cord Lesions. *Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine*, 11(1), 29-32.
36. Ravaud, J., Velche, D. & Hauet, E. (1994). Pratique des déplacements et prévalence des handicaps en situation de transport; l'apport de l'enquête globale 1991-1992 sur le déplacement de habitants de la région Île-de-France. *Cahiers de sociologie et démographie médicale*, 34(1), 31-52.
37. Reinold, P. & Ohanna, F. (1997) Techniques de prévention des pathologies d'hypersollicitation. In J. Pélissier, J.M. Jacquot & P.L. Bernard (Eds), *Le fauteuil roulant* (pp. 359-363). Paris : Masson.
38. Richter, W.M. & Axelson, P.W. (2005). Low-impact Wheelchair Propulsion: Achievable and Acceptable. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(3 Suppl. 1), 21-33.
39. Richter, W.M., Baldwin, M.A., Chesney, D.A., Axelson, P.W., Boninger, M.L. & Cooper, R.A. (2000). Effect of Low Impact Pushrim on Propulsion Kinetics. *Proceedings of the RESNA 2000 Annual Conference* (pp. 396-398). Arlington, VA: RESNA Press.
40. Rodgers, M.M., Randall, E.K., Gardner, E.R., Russell, P.J. & Gorman, P.H. (2000). Influence of Trunk Flexion on Biomechanics of Wheelchair Propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(3), 283-295.
41. Stainier, P. (1996). Les pathologies générées aux membres supérieurs par l'utilisation du fauteuil roulant : revue de la littérature. *DUAHM*, 1(31).
42. Subbarao, J.V., Klopstein, J. & Turpin, R. (1995). Prevalence and Impact of Wrist and Shoulder Pain in Patients with Spinal Cord Injury. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 18(1), 9-13.
43. Traut, L. & Schmauder, M. (1993). Ergonomic Design of the Hand-machine Interface of Wheelchairs. In L.H.V. Van der Woude, P.J.M. Meijjs, B.A. Van der Grinten & Y.A. De Boer (Eds), *Ergonomics of Manual Wheelchair Propulsion State of the Art* (pp. 335-348). Milan: Edizioni Pro Juventute and The Netherlands: IOS Press.
44. Van der Woude, L.H.V., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W.J. & Veeger, H.E.J. (1999). Wheelchair Sport Performance - Some Recent Research Developments: Alternative Modes of Ambulation. *New Horizons in Sport for Athletes with a Disabilities: Proceedings of the International Vista*, 179-204.
45. Vecchio, P., Cave, M., King, V., Adebajo, A.O., Smith, M. & Hazleman, B.L. (1993). A double-blind Study of the Effectiveness of Low Level Laser Treatment of Rotator Cuff Tendinitis. *British Society for Rheumatology*, 32(8), 740-742.
46. Veeger, H.E.J. & Van Der Woude, L.H.V. (1995). *Force Generation in Manual Wheelchair Propulsion*. Leuven: Acco.
47. Veeger, H.E.J., Rozendaal, L.A. & Van der Helm, F.C. (2002). Load on the Shoulder in Low Intensity Wheelchair Propulsion. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 211-218.

48. Wolf, E., Pearlman, J., Cooper, R., Fitzgerald, S., Kelleher, A., Collins, D., Boninger, M. & Cooper, R. (2005). Vibration Exposure of Individuals using Wheelchairs over Sidewalk Surfaces. *Disability and Rehabilitation*, 27(23), 1443-1449.
49. Wylie, E.J. & Chakera, T.M. (1988). Degenerative Joint Abnormalities in Patients with Paraplegia of Duration Greater than 20 years. *Paraplegia*, 26(2), 101-106.