



Conception et Evaluation d'un prototype de fauteuil roulant avec une technique non-conventionnelle de propulsion manuelle

Ahmad Rifai Sarraj

► To cite this version:

Ahmad Rifai Sarraj. Conception et Evaluation d'un prototype de fauteuil roulant avec une technique non-conventionnelle de propulsion manuelle. Autre [q-bio.OT]. Université Claude Bernard Lyon 1, 2009. Français. \langle NNT : \rangle . \langle tel-02424250 \rangle

HAL Id: tel-02424250

<https://hal.science/tel-02424250v1>

Submitted on 26 Dec 2019

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

(École Doctorale Interdisciplinarité Science – Santé)

DIPLOME DE DOCTORAT

(Arrêté du 7 août 2006)

Soutenue publiquement le 17 décembre 2009

Par

Ahmad RIFAI SARRAJ

**CONCEPTION ET EVALUATION D'UN PROTOTYPE
DE FAUTEUIL ROULANT AVEC UNE TECHNIQUE
NON-CONVENTIONNELLE DE PROPULSION MANUELLE**

Directeur de thèse : M. Raphael MASSARELLI (Université Claude Bernard, Lyon1)
M. Francois RIGAL (Université Claude Bernard, Lyon1)

JURY : M. Yves EBERHARD (Université J. Fourier, Grenoble)
Mme. Sophie ARANDA BERTHOUBE (Université Claude Bernard, Lyon1)
M. Michel GUINOT (CHU de Grenoble)
M. Paul CALMELS (CHU de St Etienne)
M. Ruben GOLDET (Hôpital Desgenettes)

" Connaître, c'est établir un dialogue entre l'idée et le réel. L'expérimentateur pose son idée comme une question qu'il confronte à chaque instant avec la réalité au moyen de l'expérience "

Claude Bernard,
Introduction à l'étude de la médecine expérimentale

A ma femme...

A mes parents...

REMERCIEMENTS

Pour tous ceux qui ont contribué à ce travail, veuillez recevoir l'expression de mes sentiments les plus respectueux et dévoués.

À Monsieur le Professeur Raphaël MASSARELLI

Il m'a permis de faire mes premiers pas dans la recherche en m'accueillant dans son équipe. Il a fait son possible pour terminer ce projet. La confiance qu'il m'a accordée ainsi que nos nombreuses discussions m'ont permis de progresser pour finir ce travail.

A Monsieur le Docteur François RIGAL

Pour sa disponibilité et pour ses précieux conseils qui m'ont guidé au cours de mes études. C'est grâce aux conseils précieux qu'il m'a donnés pendant toutes ces années que cette thèse possède sa valeur.

À Monsieur le Professeur Yves EBERHARD

Pour avoir accepté de présider ce travail de thèse et pour le temps important consacré à l'analyse de ce document.

Aux Messieurs les Docteurs Paul CALMELS et Michel GUINOT

Pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail, pour le temps important passé à l'analyse de ce document et pour les discussions riches qui ont jalonné cette recherche.

À Monsieur le Docteur Ruben GOLDET et Madame Sophie ARANDA BERTHOUBE

Pour leurs disponibilités et leur temps consacré pour évaluer ce travail.

A Monsieur le Docteur Elie MOUSSA

Pour m'avoir accueilli dans son laboratoire et pour l'aide et l'encouragement prodigués tout au long de ce travail de recherche. Son enthousiasme et son dynamisme m'ont permis à chaque fois de rebondir dans les moments difficiles.

A Monsieur le Docteur Christophe JACOB

Pour son intérêt et ses précieux conseils qui m'ont été d'un grand profit. Je le remercie vivement pour l'aide scientifique précieuse et pour tous les conseils qu'il a pu me fournir pendant la recherche.

A Mlle Randa SLEIMAN, Ingénieure mécanique

Elle m'a aidé dans la conception mécanique du prototype

A Monsieur Fady ISSA, Physiothérapeute et Directeur du Centre de l'Association Arc en ciel à Akkar-Liban

Il m'a offert les deux fauteuils qui ont été adaptés spécialement pour ce travail.

De même, je remercie tous ceux qui, de près ou de loin, par leur compétence, leur aide technique et leurs conseils ont contribué à la réalisation de ce travail. Toute ma gratitude envers **M. Mazen KABBARA, M. Abdalla FAZAH, M. Allam SAHMARANI, M. Elias KHABBAR, Mme Mireille RIACHI.**

TRAVAUX DE L'AUTEUR

Ce travail a été réalisé au sein du Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de la Performance Motrice à l'Université de Balamand au Liban, en collaboration avec le Centre d'Innovation et du Sport à l'Université Claude Bernard à Lyon-France. Il a donné lieu aux publications et communications suivantes :

Article accepté:

RIFAI SARRAJ A., MASSARELLI R., RIGAL F., MOUSSA E., FAZAH A., KABBARA M. Energy Expenditure of Two Types of Manual Wheelchair Propulsion.
The Open Rehabilitation Journal, 2008, 1, 27-37

RIFAI SARRAJ A., MASSARELLI R., RIGAL F., MOUSSA E., FAZAH A., KABBARA M. Evaluation d'un prototype du fauteuil roulant avec une technique non-conventionnelle de propulsion manuelle.

Annals of Physical and Rehabilitation. 2010; 53: 105-117

RIFAI SARRAJ A., RIGAL F., MOUSSA E., MASSARELLI R. Evaluation d'un prototype du fauteuil roulant par le «PROGRAMME D'HABILETÉS EN FAUTEUIL ROULANT® » pour des sujets paraplégiques.

Science & Sports. SCISPO-D-09-00033

Article soumis :

RIFAI SARRAJ A., MASSARELLI R., RIGAL F., MOUSSA E., FAZAH A., KABBARA M. Conception mécanique d'un prototype du fauteuil roulant avec une technique alternative de propulsion manuelle.

European Journal of Disability research.

Communications :

RIFAI SARRAJ A., MASSARELLI R., RIGAL F.

Nouveau modèle du Fauteuil Roulant pour les paraplégiques sportifs

***Congrès International de l'Ordre des Physiothérapeutes au Liban, Septembre 2004,
Beirut - Liban.***

RIFAI SARRAJ A., MASSARELLI R., RIGAL F.

Technique alternative non-conventionnelle de propulsion en fauteuil roulant : une autre perspective

***Deuxième Congrès Annuel de l'Hôpital Rahmé de Réhabilitation,
Mars 2007, Tripoli - Liban***

RIFAI SARRAJ A., MASSARELLI R., RIGAL F.

Un modèle non-conventionnel du fauteuil roulant pour les paraplégiques sportifs

***Deuxième Journées de Formation Continue de Kinésithérapie, la Revue, Paris. « En
2009, le corps est en mouvement »
Janvier 2009, Paris-France***

RIFAI SARRAJ A., MASSARELLI R., RIGAL F.

Alternative Mode of Manual Wheelchair Propulsion

***Fourth International Conference of the Bahrainien Physical Therapy Association.
« Moving Forward ».
Avril 2009, Manama-Bahrain***

SOMMAIRE

INTRODUCTION	9
PREMIÈRE PARTIE : REVUE DE LA LITTÉRATURE	12
Chapitre 1. Histoire et modèles des fauteuils roulants	13
Chapitre 2. Analyse de l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant	26
Chapitre 3. Niveau lésionnel et propulsion du fauteuil roulant	50
Chapitre 4. Contraintes liées à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant	54
Chapitre 5. Techniques de propulsion manuelle alternatives non - conventionnelles en fauteuil roulant	65
DEUXIEME PARTIE : CONTRIBUTION PERSONNELLE	73
ORIENTATION DU TRAVAIL	74
Etude 1. Conception mécanique de notre prototype de fauteuil roulant	79
Etude 2. Evaluation subjective du prototype (questionnaire)	92
Etude 3. Application du « PROGRAMME D'HABILETÉS EN FAUTEUIL ROULANT[®] »	101
Etude 4. Comparaison du pic de consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque maximale des deux types de propulsion manuelle.	113
Etude 5. Comparaison du pic de consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque maximale des deux types de propulsion manuelle après 3 semaines de pratique	124
Etude 6. Comparaison de la fréquence cardiaque après épreuve de course en deux types de fauteuil roulant	130
CONCLUSION GENERALE	137
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	144
ANNEXES	166

INTRODUCTION

INTRODUCTION

Quelle que soit l'origine de l'handicap, blessure médullaire traumatique ou secondaire, amputation congénitale ou non, *Spina Bifida*, dystrophie musculaire, arthrite juvénile, poliomyélite ou autres ; la personne handicapée se trouve face à un état de déconditionnement et d'inactivité relative l'amenant à des dysfonctionnements secondaires pouvant évoluer jusqu'à des maladies graves telles que les maladies coronaires chroniques.

Lorsque la marche s'avère impossible suite à un accident ou à une maladie invalidante, le patient doit chercher un mode de déplacement qui va compenser cette fonction conditionnant sa vie. C'est pour cette raison que le fauteuil roulant est l'aide technique la plus précieuse pour la plupart de ces sujets (Mendoza 2003). Il assure le déplacement, les transferts et même l'activité sportive.

En assurant la mobilité, le fauteuil roulant est extrêmement important pour l'indépendance fonctionnelle des handicapés physiques.

Par contre, les utilisateurs de ce fauteuil vont avoir des complications plus ou moins sévères, surtout au niveau des membres supérieurs qui subissent des contraintes biomécaniques importantes induites par l'acte de propulsion. Ces manifestations apparaissent fréquemment chez des jeunes sportifs handicapés qui utilisent le fauteuil dans le cadre d'activités intenses.

Plusieurs auteurs ont tenté d'analyser l'acte de propulsion (Vanlandewijck *et al.* 2001 ; Pradon *et al.* 2003) ainsi que ses effets sur les membres supérieurs (Guo *et al.* 2003), tandis que d'autres ont pratiqué des clichés d'IRM¹ pour les épaules afin d'évaluer les différentes structures anatomiques mises en jeu (Boninger *et al.* 2003). Si aucune étude n'a permis de trouver de solution à cette problématique, d'autres ont proposé soit un changement de la stratégie motrice soit un apprentissage supplémentaire de la technique (De Groot *et al.* 2002).

L'innovation la plus intéressante concernant le fauteuil roulant, surtout dans le domaine sportif, s'est limitée à une diminution considérable de son poids, à l'inclinaison

¹ IRM = Imagerie par Résonance Magnétique

des roues, améliorant ainsi la stabilité du fauteuil et sa vitesse de propulsion sans aucune adaptation de la stratégie mécanique (Cooper *et al.* 1997).

L'objectif principal de ce travail de thèse est donc d'évaluer objectivement et subjectivement l'intégration d'une technique non-conventionnelle de propulsion en fauteuil roulant. Cette évaluation a été faite par la réalisation de quatre études qui seront détaillées dans les chapitres de la partie expérimentale de ce travail.

Une analyse de la littérature a détaillée l'histoire du fauteuil roulant depuis sa première conception en 525 ap. J.-C. jusqu'à la fabrication des modèles les plus contemporains. Les caractéristiques de chaque modèle ainsi que ses composantes mécaniques ont été également citées.

Les tentatives de recherche dans le domaine de l'handisport sur fauteuil roulant et son influence sur la qualité de vie des personnes handicapées, ont été abordées par Sir Ludwig Guttmann pendant et après la Deuxième Guerre mondiale.

L'analyse de la littérature s'est poursuivie par la citation des travaux étudiant l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant et ses retentissements sur le système musculo-squelettique et cardio-vasculaire des personnes dépendantes de ce travail contraignant. Les études analysant l'activité musculaire des membres supérieurs et du tronc par électromyographie, la cinématique, la cinétique et la dépense énergétique pendant la propulsion manuelle ont été citées afin de prouver que ce type de travail est inadapté à la physiologie et à la biomécanique du corps humain et qu'une technique alternative doit remplacer la propulsion conventionnelle.

La contribution personnelle commence par la partie d'orientation du travail qui contient toutes les questions que l'on s'est posées autour de ce travail ainsi que les hypothèses proposées avant la réalisation des études expérimentales.

Dans la première étude, la conception d'un prototype intégrant la technique de propulsion manuelle basée sur le système de leviers, a été discutée.

Une évaluation subjective a été faite dans la deuxième étude et visait à démontrer la maniabilité de notre prototype. L'interface prototype-utilisateur et les problèmes rencontrés avec le prototype sur le terrain ont été remis en question dans la troisième étude.

L'évaluation objective du prototype et de la technique non-conventionnelle de propulsion manuelle a été réalisée par la comparaison, chez des utilisateurs du prototype et du fauteuil conventionnel, des deux paramètres physiologiques : le pic de consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque maximale. L'effet de l'apprentissage de la technique sur la variabilité de ces paramètres énergétiques a été évalué dans la cinquième étude. L'évaluation de la maniabilité du prototype, surtout dans des conditions dites extrêmes, comme l'épreuve de la course, s'est continué dans la sixième étude.

La conclusion générale a considéré le prototype comme une tentative qui mérite d'être étudiée dans le domaine de l'handisport pour surmonter les problèmes techniques, physiologiques et biomécaniques rencontrés avec la propulsion conventionnelle en fauteuil roulant.

PREMIÈRE PARTIE

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Chapitre 1. Histoire et modèles des fauteuils roulants

Un fauteuil roulant, dont l'appellation officielle est « Véhicule pour Handicapé Physique (VHP) », est un matériel médical d'aide à la mobilité. Se limitant à l'origine à être littéralement des "chaises avec des roues", les fauteuils roulants sont devenus des équipements faisant appel à une importante technologie.

Ce chapitre sera consacré à l'histoire de la conception du fauteuil roulant ainsi que les modèles disponibles sur le marché

1.1 Historique

Pendant des siècles, les personnes handicapées ont été transportées par des sangles d'hamac entre des poteaux et portées et par des tierces personnes. Plus tard, les brouettes sont devenues le moyen de transport des personnes handicapées, puis elles ont été remplacées par les fauteuils roulants tout en réservant l'utilisation des brouettes pour le transport de matériaux (Cooper 2000). Les fauteuils roulants ont essentiellement été fabriqués pour faciliter les déplacements des sujets invalides et incapables de marcher.

Les premières traces de l'utilisation des roues par l'Homme datent de l'époque sumérienne (environ 3500 ans avant notre ère), elles servaient notamment en Egypte antique à équiper des sièges de roulettes dans le but de faciliter les déplacements des personnes socialement importantes à mobilité réduite.

La première représentation connue de fauteuil roulant, remarquablement moderne dans sa structure, date de 525 ap. J.-C. en provenance de la Chine (Figure 1). En 1420, un inventeur italien nommé Fontana a mis au point le premier véhicule manipulé par la personne handicapée seule (Figure 2). Plus tard, en 1595, Philippe II d'Espagne, souffrant de la goutte, inaugure le premier fauteuil roulant de confort muni d'un dossier et de repose-pied inclinables (Figure 3). La plupart des fauteuils du XVIIe siècle sont construits en bois et conçus pour être poussés par une tierce personne (Kamenetz 1969). Les catalogues que l'on trouvait dans les hôpitaux de l'époque et chez les fabricants montrent une large variété des modèles non standardisés (Pélissier 1997).



Figure 1. La première représentation de fauteuil roulant connue, datée de 525, vient de Chine.
Source: http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Sawatzky/WC_history.html

En 1686, une fistule oblige Louis XIV à se déplacer sur ce qui deviendra sa «roulette». À cette époque, les fauteuils roulants ont été toujours utilisés comme des fauteuils pour invalides ou à des fins de toilette (Guillon B. *et al.* 2002).



Giovanni Fontana aus Padua, 1420

Figure 2. Véhicule à propulsion manuelle inventé par Fontana en 1420.

Source : commons.wikimedia.org/wiki/Chair?uselang=ru

En 1655, Faifler, un horloger allemand paraplégique, se fabrique une sorte de vélocimane à trois roues, actionné par des manivelles entraînant la roue avant au moyen d'un engrenage (Figure 4). La personne handicapée devient autonome. C'est l'ancêtre de la voiturette à volant conçue par Monsieur Poirier entre les deux guerres mondiales. Le confort du corps humain et la capacité de la tierce personne poussant le fauteuil constituent les facteurs conditionnant de ces modèles.



Figure 3. En 1595, Philippe II d'Espagne inaugure le premier fauteuil roulant de confort

Source : http://www.wheelchairnet.org/WCN_WCU/SlideLectures/Sawatzky/WC_history.html



Figure 4. Premier fauteuil roulant à manivelles mis au point par Stephen Farfler en 1655.

Entre 1791 et 1794, Georges Couthon, a écrit un article de référence sur la locomotion en fauteuil roulant qui sera enfin publié dans la « Chronique Médicale » par le Dr Cabanès en 1900.

À la fin du XIXe siècle, le développement de la bicyclette constituait un avantage au fauteuil dont les roues sont améliorées (rayons d'acier, bandages en caoutchouc). À la fin de la première guerre mondiale, le fauteuil devenait en tubes réunis par des tôles sur lesquelles sont posés des coussins.

En 1933 Everest et Jennings fabriquèrent un modèle pliable en métal révolutionnaire : peu encombrant, il se faufile partout et se plie pour être chargé en voiture (Roques 1997). En 1945, le canadien Counsell complète le travail d'Everest et Jennings en recommandant la fabrication d'un fauteuil pliable et auto transportable. Le modèle a été pris en charge ultérieurement par le gouvernement canadien (Guillon *et al.* 2002).

1.2 Types de fauteuil roulant à propulsion manuelle

Plusieurs facteurs devraient être pris en considération pour le choix d'un modèle de fauteuil roulant. Qui sont les utilisateurs ? Quelles sont leurs capacités ? Quelles sont les ressources disponibles ? Ces facteurs peuvent déterminer la fabrication et la construction du modèle. Les modèles les plus efficaces sont ceux qui prennent en compte l'interface utilisateur-fauteuil. La durabilité, l'esthétique, la fonction, le confort et le prix sont largement dépendants des matières et de la méthode de fabrication ainsi que des objectifs voulus.

La plupart des fauteuils roulants sont désormais fabriqués soit en aluminium ou en acier ou les deux. Certains modèles sont faits avec du titane ou de fibres de carbone. Le but ultime est de réduire le poids total du fauteuil sans varier la stabilité ou la performance (Mayall *et al.* 1995)

Un fauteuil roulant doit assurer le confort, l'indépendance et la capacité à faire un maximum d'activités fonctionnelles de la vie quotidienne. Une large gamme de fauteuils roulants existe sur le marché avec de nouvelles options, des matériaux plus durables de plus en plus légers afin de permettre une conduite facile et plus efficace du point de vue fonctionnelle.

Une évaluation bien guidée des patients peut aider le clinicien à choisir le type de fauteuil roulant le plus approprié pour chaque cas. Différents paramètres et considérations doivent être pris en compte lors de ce choix :

- La maniabilité : nécessité du transport du fauteuil roulant, son poids, et l'avantage d'être pliable.
- La maintenance : disponibilité ou non des accessoires. Prise en charge de la maintenance.
- Propulsion : autopropulsion manuelle ou nécessité d'une tierce personne
- La taille : conformité du fauteuil aux dimensions des bâtiments et des lieux fréquentés par le patient, la largeur des portes et de la salle de bains...etc.
- L'utilisation du fauteuil pour différentes activités : le sport et le transport à l'intérieur et à l'extérieur de la maison.

On distingue plusieurs types de fauteuils roulants. Les fauteuils roulants cités ci-dessous sont des fauteuils disponibles sur le marché. Cependant, cette liste n'est pas exhaustive, vue l'évolution des modèles et de la technologie dans ce domaine.

1.2.1 Fauteuil roulant type pour adulte (Figure 5,6).

Adulte de taille normale : largeur du siège 46 cm (18 inches), hauteur du siège à partir du sol 50 cm (19.75 inches).

Adulte de taille plus courte : largeur du siège 41 cm (16 inches), hauteur du siège à partir du sol 50 cm (19.75 inches).

1.2.2 Fauteuil à dossier semi-inclinable (Figure 7)

Fauteuil roulant dont le dossier s'incline de 0 à 30° de la verticale avec un système de verrouillage. Les roues arrière peuvent être placées en position reculée de 3 cm (1.25 inches) pour maintenir l'équilibre et la stabilité du fauteuil roulant.

1.2.3 Fauteuil à dossier inclinable (Figure 8)

Le dossier du fauteuil s'incline jusqu'à l'horizontale. Le dossier est plus haut que celui du fauteuil classique pour adulte. Il est de 17 cm (7 inches). Les roues-arrières peuvent être placées en position reculée de 12 cm (5 inches) pour conserver la stabilité et l'équilibre.



Figure 5. Fauteuil roulant classique à propulsion manuelle

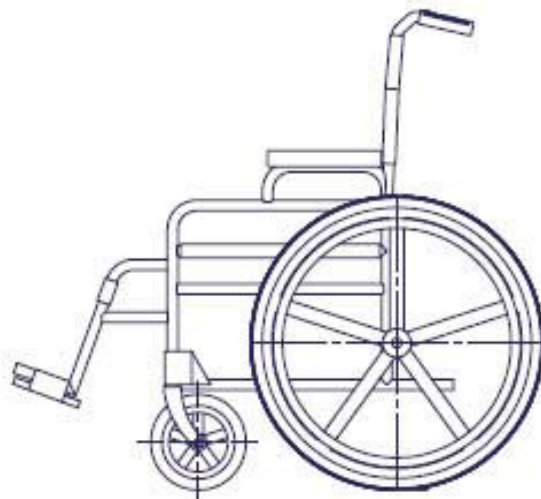


Figure 6. Fauteuil roulant classique : vu de profil

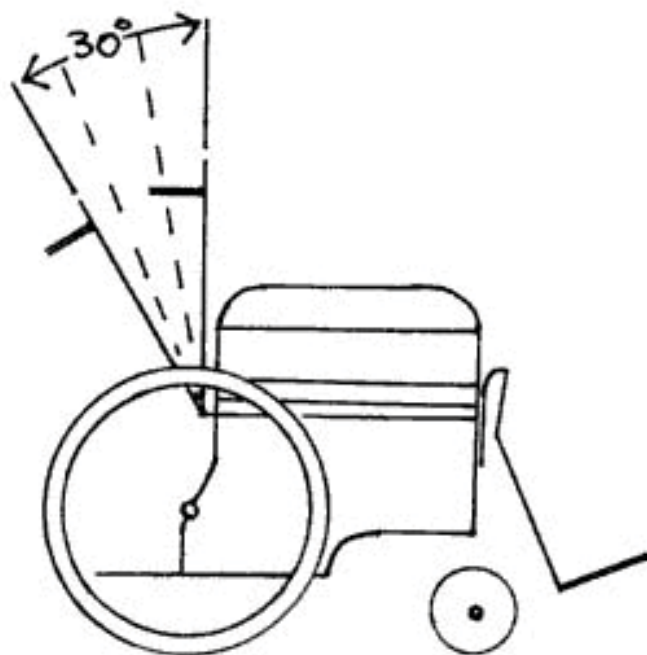


Figure 7. Fauteuil classique semi-inclinable

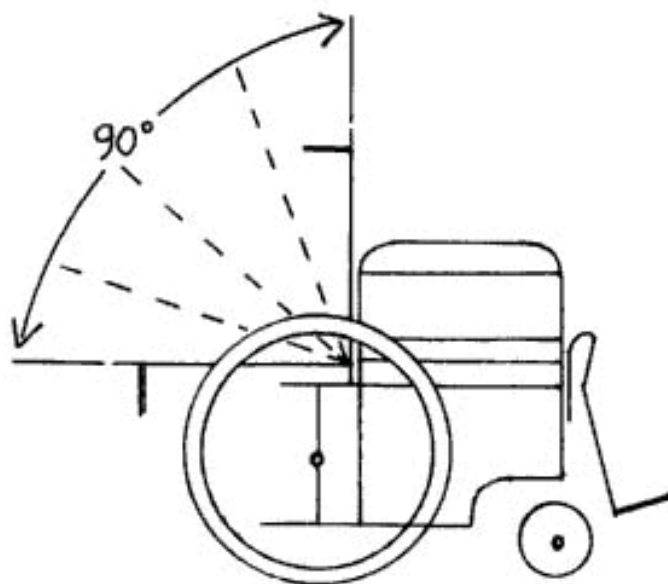


Figure 8. Fauteuil classique complètement inclinable.

1.2.4. Fauteuil roulant pour amputé (Figure 9)

Ce fauteuil a les mêmes dimensions standards du fauteuil adulte classique. Les roues arrière sont reculées de 3 cm (1.25 inches) pour maintenir la stabilité et compenser la perte d'un membre ou de deux membres.

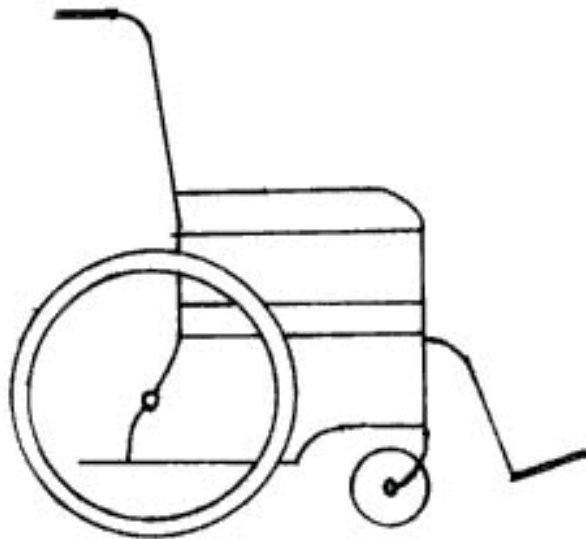


Figure 9. Fauteuil roulant pour amputé d'un ou de deux membres inférieurs.

1.2.5 Fauteuil roulant à poids léger

Ce fauteuil est plus léger que le fauteuil roulant classique, il a été créé pour une propulsion plus facile et plus performante. Il est souvent utilisé dans les activités sportives ou à l'extérieur de la maison.

1.2.6 Fauteuil roulant inclinable (Figure 10)

Ce type de fauteuil est en tout inclinable. L'angle entre le siège, le dossier et les repose-pieds restent le même dans toutes les positions d'inclinaison. Par inclinaison progressive du fauteuil, le poids du sujet est redistribué sur une surface plus large. La circulation sanguine augmente dans les zones de contact comme les tubérosités ischiatiques, le coccyx et le sacrum ce qui réduit le risque d'escarre.

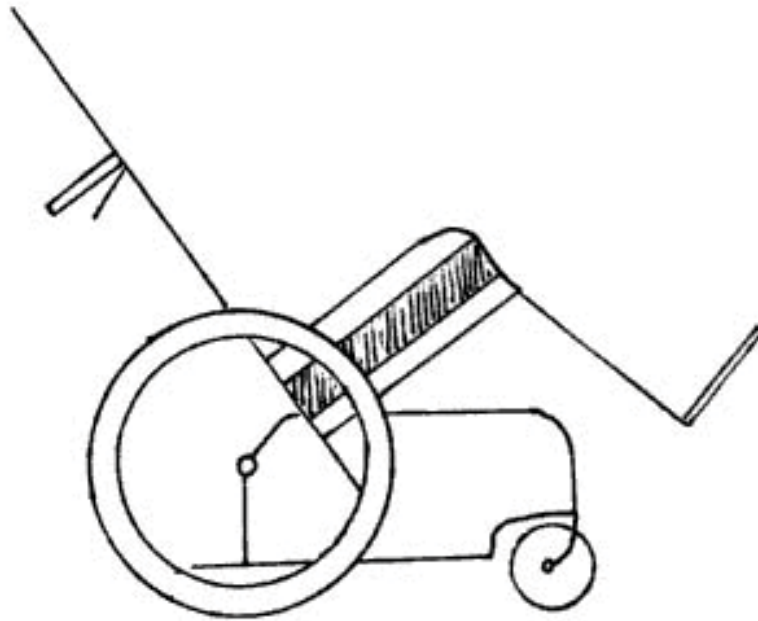


Figure 10. Fauteuil roulant inclinable.

1.2.7 Fauteuil roulant à haute performance (Figure 11)

Ce type de fauteuil appelé fauteuils sportifs ou pour des sports de haut niveau est conçu pour maximiser les déplacements et la mobilité nécessaires à la performance des activités sportives de haut niveau. Ces options sont désormais appliquées à certains modèles de fauteuils roulants à poids léger et à usage journalier pour maximiser l'indépendance des sujets de tout âge.

Les trois principaux avantages des fauteuils roulants à haute performance sont leur légèreté, la maniabilité facile et la stabilité.

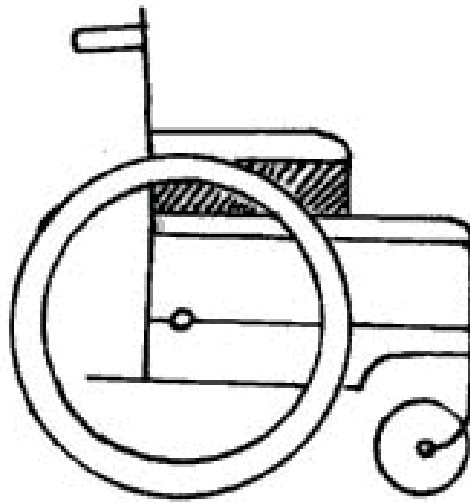


Figure 11. Fauteuil roulant à haute performance.

1.3 Fauteuils roulants pour activités sportives

À travers le temps, les fauteuils roulants ont subi des modifications importantes. De simples plaques, à base de chrome attachées à des roues, ont été remplacées par des fauteuils de haute technologie destinés à des tâches spécifiques comme le sport et l'athlétisme (Coutts 1999).

L'évolution des modèles des fauteuils roulants se fait dans le sens de leurs adaptations aux caractéristiques des individus. Certaines de ces modifications ont été transférées aux fauteuils conventionnels consacrés aux sujets non-sportifs dans le but d'améliorer le déplacement de ces fauteuils dans la réalisation de la plupart des activités de la vie quotidienne.

Les utilisateurs du fauteuil roulant deviennent de plus en plus autonomes et indépendants puisque les nouveaux modèles peuvent leur offrir une accessibilité à presque toutes les destinations, surtout extérieures, nécessaires à l'accomplissement de la plupart des activités quotidiennes sans l'aide d'une tierce personne (Meyers *et al.* 2002).

L'interface utilisateur-fauteuil roulant a joué un rôle primordial dans l'évolution des modèles des fauteuils roulants au cours de ces deux dernières décennies. Le but était toujours la réduction du risque de survenue des lésions répétitives surtout en mobilité dite extrême.

Le premier fauteuil roulant pour sportifs « polo » a été conçu en 1944 pour être remplacé en 1945 par le fauteuil roulant pour basketball (Coutts 1999). Le basketball sur fauteuil roulant a été le premier sport de compétition organisé aux États-Unis par les militaires dans leurs hôpitaux. Le premier match a été organisé à Stoke Mandeville en juillet 1948 avec 16 militaires britanniques (14 hommes, 2 femmes). En 1952, les Jeux de Stoke Mandeville sont devenus internationaux avec une équipe d'athlètes hollandais participant à plusieurs compétitions : basketball, jeux de boules, snooker, natation, tennis et haltérophilie. Les premiers Jeux Paralympiques ont été organisés à Rome en 1960 et ont accueilli 400 athlètes en provenance de 23 pays (athlètes uniquement en fauteuil roulant). Avec l'augmentation du nombre de disciplines sportives, des athlètes et de l'intensité de la compétition, les modifications et les changements des modèles des fauteuils roulants paraissaient nécessaires dans le but d'améliorer la vitesse, la manœuvrabilité du fauteuil ainsi que l'économie énergétique. Le tout, évidemment, en vue d'améliorer la performance des athlètes.

L'organisation des Jeux Paralympiques en Suède en 1976 a offert une grande opportunité aux athlètes handicapés d'intégrer des activités sportives hivernales. En 1994, 956 athlètes et organisateurs de 31 pays ont participé aux Jeux d'hiver organisés en Norvège comprenant le ski, le biathlon ainsi que des courses et hockey sur glace.

Des jeux paralympiques pour des « Juniors » ont été organisés plus tard au début des années 1980 avec l'organisation du Premier Championnat du Monde pour juniors en août 1997 au Canada. Ces jeux paralympiques ont été réservés aux hommes.

1.4 Evolution des fauteuils roulants pour des activités sportives et leur retentissement sur la qualité de vie des handicapés

La recherche concernant les fauteuils roulants pour des activités sportives a beaucoup profité de l'approche clinique. Cette approche clinique est basée sur des dossiers anecdotiques des patients pendant leur phase de réhabilitation ou de convalescence.

Le développement des fauteuils roulants pour des activités sportives, destinés aux personnes handicapées dépendantes de ce type de déplacement, leur permet d'être plus actifs. Les difficultés rencontrées par la plupart des personnes en situation d'handicap sont dues principalement à un manque de connaissance du modèle adapté du fauteuil

roulant qui pourrait satisfaire leurs buts. Il est par ailleurs bien connu qu'un excès de sédentarité conduit à une augmentation du taux de morbidité et de mortalité, due principalement à l'augmentation progressive du risque de maladies cardio-respiratoires, de l'hypertension, des accidents vasculaires cérébraux et de diabète (Monod et Rochcongar 2009).

L'utilisation des fauteuils roulants de sport a fait partie du programme de réhabilitation pour les blessés médullaires, mis en place au Royaume-Uni par Sir Ludwig Guttmann pendant et après la Deuxième Guerre mondiale. L'implication des militaires blessés dans l'activité sportive a été rapportée dans un contexte thérapeutique physique, psychologique et social. L'activité sportive en fauteuil roulant peut fournir des moyens de récupération et d'amélioration de la force musculaire, de la coordination de l'endurance, considérés comme des paramètres complémentaires au programme spécifique des exercices conventionnels de rééducation et de kinésithérapie.

La première discussion sur les activités sportives en fauteuil roulant a été tenue à Munich en 1972 pendant les réunions scientifiques olympiques. En 1984, un ouvrage important sur la recherche, faite en Handisport, comprenant des attributs techniques et sociaux, a été rédigé pendant le Congrès scientifique Olympique, organisé à Oregon aux États-Unis. (Sherrill 1986). Les communications présentées dans ce congrès ont reflété un ensemble d'informations primitives, mais objectives et quantitatives sur les aspects physiques, psychologiques et sociaux des activités sportives en fauteuil roulant. Ces types de recherches ont démontré que les athlètes pratiquant des activités sportives en fauteuil roulant peuvent évidemment acquérir une masse musculaire plus importante (Davis *et al.* 1986) et une capacité aérobie plus développée (Coutts 1986, Kofsky 1986).

L'opportunité offerte par un déplacement en fauteuil roulant « contemporain » peut non seulement améliorer la condition physique de l'handicapé mais augmenter, par la suite, sa capacité à faire des activités non-exhaustives dépassant les activités quotidiennes de base.

Des tests de prédiction des habiletés nécessaires pour choisir le type du fauteuil roulant ont été proposés et étudiés par plusieurs auteurs. Les scores d'un test subjectif paraissent différents de ceux du test objectif. Cette différence est due à des troubles cognitifs ou à de simples sensations de confort surtout dans l'interface utilisateur-fauteuil (Newton *et al.* 2002).

Dans le cadre des aspects de loisirs, la participation des personnes handicapées à des activités sportives peut améliorer d'éventuels aspects psychologiques comme la motivation et la confiance en soi. Ceci leur permettra d'être plus actives, tout en évitant l'aspect ennuyeux des exercices classiques de kinésithérapie. L'amélioration de la santé parmi la population générale a largement été montrée (International Society of Sport Psychology, 1992 ; US Department of Health, 1996).

Du point de vue social, (Bradmeier *et al.* 1986) ont noté les bénéfices révolutionnaires des activités sportives en fauteuil roulant surtout dans le passage d'un traitement parfois classique comprenant des exercices journaliers répétitifs à un environnement compétitif. Ceci a démontré l'influence des aspects psychologiques et sociaux de l'événement sportif chez les personnes handicapées.

Les bénéfices physiques et physiologiques, apportés par les activités sportives en fauteuil roulant, ont été décrits dans plusieurs études avec différents niveaux de validation. Cependant, les fréquences cardiaques élevées en relation avec l'intensité de l'activité et ayant des retentissements sur la capacité aérobique des patients handicapés, n'ont pas été calculées lors de la réalisation de la plupart des activités de la vie quotidienne (Hjeltnes 1979, Coutts 1988). Ces données confirment le besoin d'un programme spécifique comprenant des activités sportives pour obtenir l'amélioration aérobie et énergétique recherchée.

L'évaluation des données entre 1983 et 1992 chez des marathoniens en fauteuil roulant a montré que parmi les mesures anthropométriques, la force des membres supérieurs constitue le facteur le plus prédictif de performance des athlètes (Ide *et al.* 1994). Une capacité aérobique élevée a été également rapportée dans des activités d'endurance (Gass *et al.* 1979 ; Wicks *et al.* 1983 ; Eriksson *et al.* 1988).

Chapitre 2. Analyse de l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant

Ce chapitre sera consacré à discuter les études faites dans la littérature sur l'analyse électromyographique, cinématique, cinétique et énergétique de l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant.

L'analyse de l'acte de propulsion en fonction des différents paramètres s'avère très important, vues les contraintes induites par ce mécanisme manuel sur les membres supérieurs.

Les connaissances dans les domaines de la physiologie et de la biomécanique de la locomotion en fauteuil roulant n'ont progressé qu'au début des années quatre-vingts avec les travaux de l'équipe de recherche américaine, de l'Etat de l'Ohio, dirigés par Roger Glaser (Glaser *et al.* 1979a, 1979b, 1980a, 1980b, Sawka *et al.* 1980, Miles *et al.* 1982, Rodgers *et al.* 1994). Plus tard, deux autres équipes de recherche ont principalement marqué cette thématique : la première est néerlandaise (Amsterdam), dirigée par Luc van der Woude (van der Woude *et al.* 1986) et la seconde est américaine (Etats de Californie et Pennsylvanie), dirigée par Rory Cooper (Cooper *et al.* 1989).

Malgré le progrès technologique, beaucoup de facteurs influençant ce type de travail manuel restent à élucider pour une description plus claire (van der Woude 2001). Plus récemment, les études expérimentales se sont focalisées sur les problèmes musculo-squelettique résultant de l'utilisation prolongée des fauteuils roulants surtout dans le domaine du sport.

L'analyse biomécanique et physiologique de l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant a été initialement étudiée afin d'améliorer les paramètres liés à la performance des individus. La technique de propulsion manuelle, les activités musculaires associées et le pic de production des différentes forces ; ainsi que les études cinématiques et la dépense énergétique sont tous des paramètres pouvant contribuer à la variation de cette performance. Le modèle et l'ergonomie du fauteuil en relation avec les contraintes et les tensions exercées ont constitué également d'autres axes de recherche dans le domaine des fauteuils roulants (van der Woude 2001).

Les contraintes induites par l'acte de propulsion manuelle du fauteuil roulant sur les membres supérieurs ont constitué un autre axe de recherche sur l'aspect biomécanique de la propulsion. Une haute prévalence des lésions de surcharges a été rapportée à cette propulsion.

Les contraintes importantes appliquées sur les membres supérieurs peuvent être expliquées par l'importance de stabilisation de l'articulation gléno-humérale pendant la propulsion manuelle en fauteuil roulant. De même, la façon d'application des différentes forces sur la main courante est un facteur important contribuant à ces plaintes.

Des études expérimentales mesurant les forces appliquées pendant la propulsion manuelle en fauteuil roulant ont démontré que la direction des forces appliquées était complètement inadaptée en fonction des directions optimales des forces qui doivent être exercées dans ce type de travail. A noter que ces données concernant les directions sous-optimales des forces appliquées ont été trouvées chez des athlètes mais tout aussi bien chez des novices (Boninger *et al.* 1997, Wu 1998).

Avant de décrire l'acte de propulsion manuelle sur fauteuil roulant un petit rappel anatomo-biomécanique des membres supérieurs paraît utile surtout dans la définition des articulations, des muscles, des mouvements et des amplitudes articulaires utilisées dans les paragraphes suivants.

2.1. Rappels anatomo-biomécaniques des articulations du membre supérieur

2.1.1. Complexe articulaire de l'épaule

L'épaule, articulation proximale du membre supérieur, est la plus mobile de toutes les articulations du corps humain. Elle possède trois degrés de liberté, ce qui lui permet d'orienter le membre supérieur par rapport aux trois plans de l'espace, grâce à trois axes principaux (Figure 12) :

- Axe transversal : autorise les mouvements d'antépulsion-rétropulsion exécutés dans un plan sagittal (Figure 13).
- Axe antéro-postérieur : permet les mouvements d'abduction (le membre supérieur s'écarte du plan de symétrie du corps) et d'adduction (le membre supérieur se rapproche du plan de symétrie) effectués dans un plan frontal (Figure 14a).

- Axe vertical : commande les mouvements de flexion et d'extension exécutés dans un plan horizontal, le bras étant en abduction à 90°, aussi appelés flexion-extension horizontale (Figure 15b).



Figure 12: Mouvements du complexe de l'épaule autour de trois axes

L'axe longitudinal de l'humérus autorise la rotation externe/interne du bras et du membre supérieur (Figure 14b).

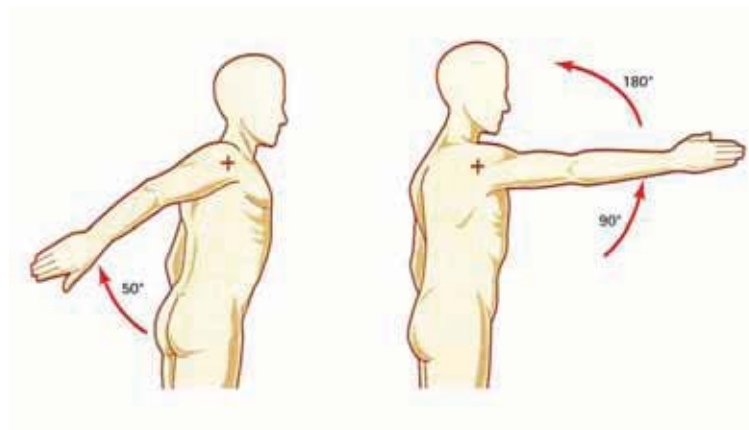


Figure 13: Mouvements de rétropulsion (à gauche de la figure) et d'antépulsion (à droite) de l'épaule

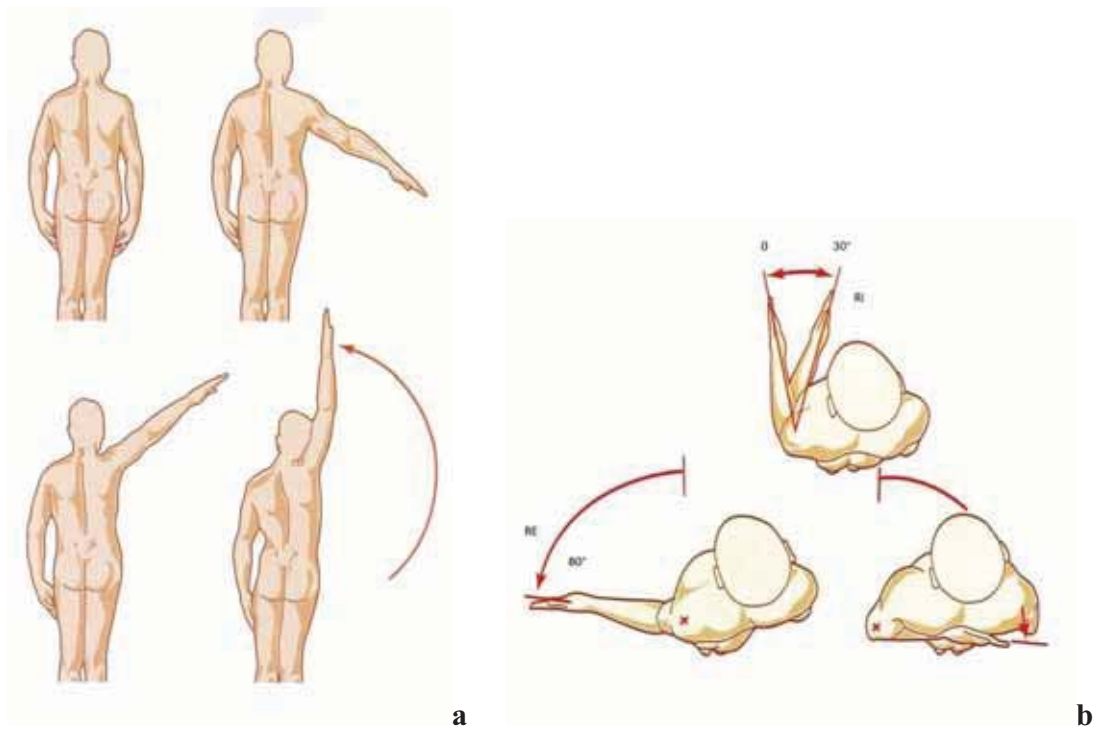


Figure 14: a. Mouvements d'adduction (en haut) et d'abduction (en bas) de l'épaule. b. Mouvements de rotation interne (en haut) et de rotation externe (en bas)

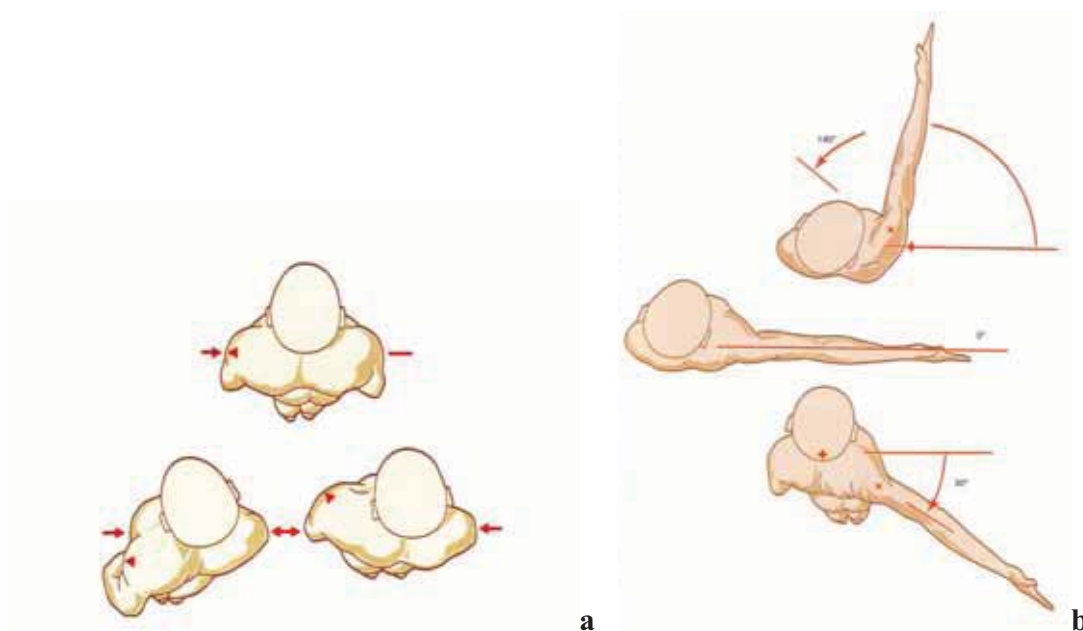


Figure 15: a. Mouvements d'antéposition (à gauche de la figure) et de rétroposition (à droite) du moignon de l'épaule. b. Mouvements de flexion horizontale (en haut) et d'extension horizontale (en bas) de l'épaule.

Les mouvements du moignon de l'épaule s'effectuent dans un plan presque horizontal et consistent en une antéposition et une rétroposition (Figure 15a).

L'épaule ne comporte pas une seule articulation, mais cinq qui forment le complexe articulaire de l'épaule. Ces cinq articulations se répartissent de la manière suivante :

- Articulation scapulo-humérale : entre le *scapula* (omoplate) et la tête humérale.
- Articulation sous-deltoïdienne : c'est une fausse articulation ne comportant pas de surfaces articulaires cartilagineuses, mais constituée du simple plan de glissement cellulaire entre la face profonde du muscle deltoïde et les muscles de la coiffe des rotateurs.
- Articulation scapulo-thoracique : une fausse articulation qui se fait entre la *scapula* (omoplate) et la cage thoracique.
- Articulation acromio-claviculaire : entre l'acromion et la clavicule.
- Articulation sterno-costoclaviculaire : entre le sternum, la première côte et la clavicule.

2.1.1.1. Arthro-cinématique de l'articulation gléno-humérale

L'articulation gléno-humérale est une articulation multiaxiale qui possède trois degrés de liberté et qui a comme premier stabilisateur le complexe capsulolabral. (Dinnes *et al.* 2003). Ce complexe doit être suffisamment mobile pour permettre les mouvements de grande amplitude à l'épaule.

La qualité des mouvements gléno-huméraux dépend grandement du contrôle musculaire des muscles scapulo-huméraux, dont la coiffe des rotateurs, pour la stabilisation dynamique de la tête humérale dans la cavité glénoïde (Magee 1992).

Sans une coiffe des rotateurs intacte, surtout lors des premiers degrés d'élévation de l'humérus, le travail sans opposition du deltoïde causerait une migration supérieure de la tête humérale (Fongemie *et al.* 1998 ; Morrison *et al.* 2000) Ainsi, lors des 45 premiers degrés d'élévation du bras, le deltoïde génère une force principalement verticale vers le haut, ce qui crée une translation supérieure de la tête humérale (Sahrmann 2002 ; Mantone *et al.* 2002) Les muscles de la coiffe des rotateurs agissent contre cette force en générant une force compressive à l'articulation gléno-humérale, ce qui permet de centraliser la tête humérale dans la cavité glénoïde durant l'élévation du bras (Blevins

1997) et en générant une force dépressive sur la tête humérale, ce qui permet une opposition à la force déployée par le deltoïde (Mantone *et al.* 2002).

Les articulations acromioclaviculaire et sternoclaviculaire possèdent trois degrés de liberté et leur stabilité dépend principalement des ligaments (Magee 1992). Du point de vue anatomique, l'articulation sterno-claviculaire n'est pas considérée comme une articulation, mais plutôt comme une interface pour le glissement de la scapula sur la cage thoracique (Armfield *et al.* 2003). Elle constitue tout de même une partie intégrante de la fonction du complexe de l'épaule. Elle est contrôlée par les muscles thoracoscapulaires. Ces muscles ont comme rôles principaux 1) de positionner la scapula afin que les muscles scapulohuméraux puissent fournir un contrôle optimal sur l'humérus; 2) de maintenir une relation optimale entre la cavité glénoïde et la tête humérale (Sahrmann 2002) et 3) de créer un espace adéquat sous l'acromion pour permettre le passage de la coiffe des rotateurs lors de l'élévation du bras (Scheib 1990 ; Rubin *et al.* 2002) (Voir Annexe 4).

2.1.1.2. La coiffe des rotateurs

La coiffe des rotateurs a un rôle important au niveau de la stabilisation gléno-humérale via la tension musculaire passive et la contraction dynamique. La coiffe des rotateurs, composés du *supraspinatus* (sus-épineux), de l'*infraspinatus* (sous-épineux), du *teres minor* (petit rond), de *subscapularis* (sous-scapulaire), auxquels on annexe le tendon du long biceps, a un rôle primordial de coaptation et de centrage de la tête humérale dans la glène au cours de tous les mouvements de l'épaule. Les tendons de la coiffe des rotateurs sont une des principales structures influencées par une perturbation de l'arthrocinématique normale du complexe de l'épaule.

La déformation permanente du tendon associée à des microtraumatismes répétés, l'usure du tendon causée par des forces mécaniques, le cisaillement de la synoviale et une mauvaise irrigation de la structure sont les quatre mécanismes principaux qui pourraient mener à des lésions et à la dégénérescence du tendon (Hagberg *et al.* 1995)

2.1.2. Articulation du coude

Le coude est l'articulation intermédiaire du membre supérieur réalisant la jonction mécanique entre le premier segment : le bras – et le deuxième – l'avant-bras. Le coude

forme avec le bras et l'avant-bras un compas qui permet de rapprocher le poignet facilement de la région deltoïdienne et la bouche.

La physiologie nous permet de distinguer deux fonctions séparées (Figure 16) :

- la flexion-extension, qui nécessite le jeu des deux articulations : huméro-ulnaire et huméro-radiale.
- et la prono-supination : qui concerne l'articulation radio-cubitale supérieure.



Figure 16: Mouvements combinés de flexion-extension, pronation-supination du coude.

2.1.3. Articulation du poignet

Le poignet, articulation distale du membre supérieur, permet à la main de se présenter dans la position optimale pour la préhension.

Le complexe articulaire du poignet comporte en réalité deux articulations :

- Radio-carpienne, mettant en rapport la glène ante-brachiale et le condyle carpien.
- Medio-carpienne, qui articule entre elles les deux rangées des os du carpe.

Les mouvements du poignet se déroulent autour des deux axes (Figure 17) :

- AA', transversal compris dans un plan front T. Autour de cet axe : flexion (flèche 1), extension (flèche 2)
- BB', antéro-postérieur compris dans un plan sagittal S. Mouvements d'adduction-abduction (inclinaison ou déviation ulnaire ou radiale).

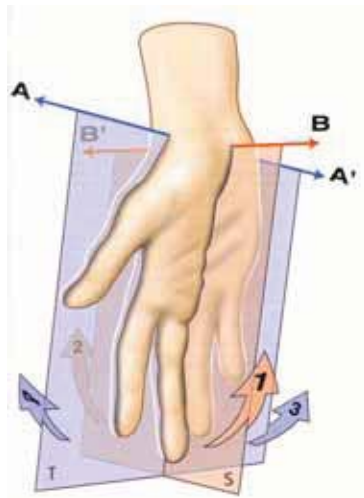


Figure 17: Mouvements de l'articulation du poignet.

2.2 Cycle de propulsion

Un cycle de propulsion comprend une phase de poussée, suivie d'une phase de retour qui persiste jusqu'au début de la phase suivante. La phase de poussée représente environ 33 % de la durée du cycle. Cette proportion diminue lorsque la vitesse augmente (Guillon et *al.* 2002).

2.3. Analyse électromyographique

La plupart des études, analysant les séquences d'activités musculaires durant la propulsion manuelle, s'intéressent surtout aux muscles superficiels des membres supérieurs qui ont été étudiés à l'aide d'électrodes de surface. Les études qui intéressent les muscles profonds, souvent plus affectés par les contraintes induites par la propulsion manuelle en fauteuil roulant, sont très rares dans la littérature.

Le deltoïde antérieur et le grand pectoral (*pectoralis major*) sont considérés comme les muscles initiaux durant la phase de poussée. Le deltoïde antérieur et postérieur ont été identifiés comme responsables du retour du membre supérieur durant la phase de retour.

Une étude électromyographique sur 12 muscles du membre supérieur a été effectuée chez 17 sujets et durant une propulsion sur un ergomètre adapté (Figure 18).

Cette étude a eu un grand intérêt puisqu'elle s'intéressait aux muscles profonds, dans lesquels les auteurs ont implanté des électrodes permettant une bonne exploration de ces

muscles stabilisateurs de l'épaule. Ceux-ci sont responsables de la plupart des troubles musculo-squelettique identifiés à ce niveau (Mulroy *et al.* 1996)

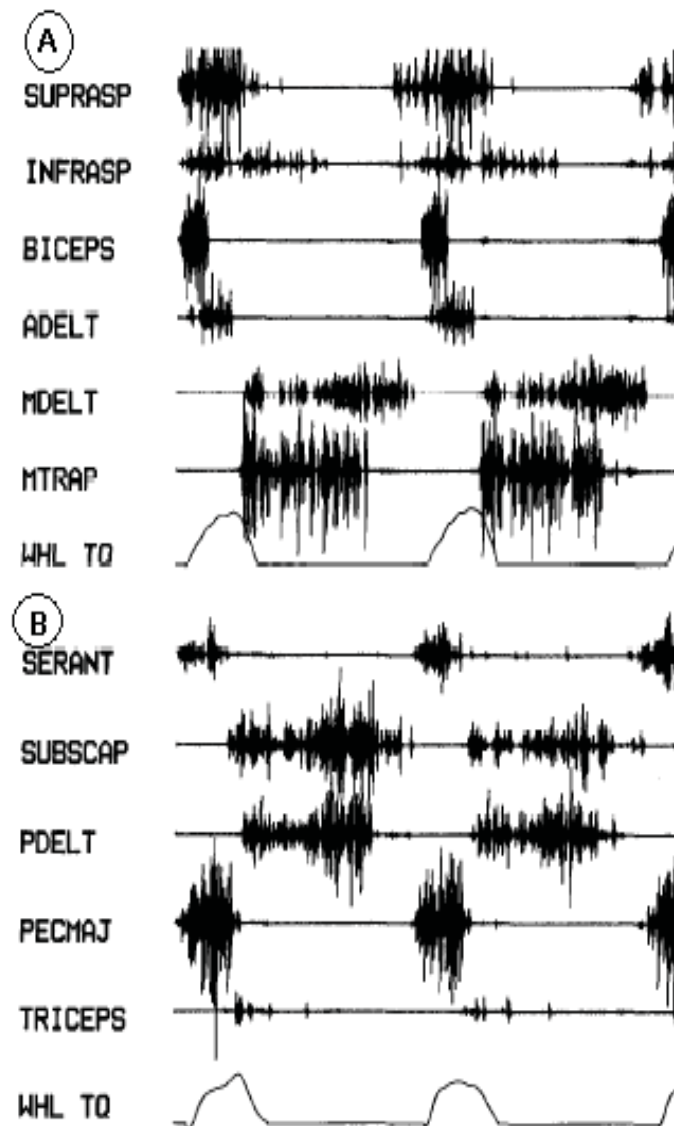


Figure 18. (A et B) Deux cycles consécutifs de l'EMG brut pour un sujet représentatif. Le moment de la roue, qui représente la phase de poussée, est affiché au fond. Adapté de Mulroy *et al.* 1996.

Deux synergies au niveau des muscles de l'épaule ont été identifiées dans cette étude. La première synergie est celle de la phase de poussée qui est dominée par l'action des

muscles fléchisseurs de l'épaule et des abducteurs de la *scapula*² (Figure 18). En contrepartie, les fonctions des extenseurs, des abducteurs et des adducteurs de la *scapula* domine la synergie de la phase de retour (Figure 19).

Les schémas de l'activité musculaire pour chacune de ces deux synergies sont presque similaires indiquant une réponse coordonnée pour une même demande.

La séquence des pics d'activation des muscles dans la phase de poussée fait supposer que la première réaction est une décélération de l'adduction scapulaire par le dentelé antérieur (78% du cycle). Lorsque le cycle a atteint 94%, le mouvement de l'épaule est inversé de la rétropulsion vers l'antépulsion au moment de la préparation du contact avec la main courante (Rao *et al.* 1995 dans Mulroy *et al.* 1996).

L'activation du deltoïde antérieur et du grand pectoral (*pectoralis major*) qui précède ce changement de rétropulsion et ses contractions, essentiellement excentriques, sert à ralentir et inverser la direction du mouvement de l'épaule.

Les données cinématiques, durant la phase de poussée, montraient que l'épaule fait une antépulsion, une abduction et une rotation externe. Les muscles de l'épaule et durant cette phase, sont donc sollicités à générer une force propulsive sur la main courante. Dans la génération d'une propulsion effective tangentielle sur la main courante, la force de réaction de cette dernière s'avère latérale ce qui crée un moment d'abduction dans le plan frontal. Le grand pectoral (*pectoralis major*) fournit un mouvement d'adduction et assiste à la propulsion de l'humérus. L'activité de ce muscle n'interfère pas avec le mouvement d'antépulsion de l'épaule puisqu'elle est fléchie à partir d'une position initiale de rétropulsion.

L'alignement neutre relatif au deltoïde antérieur par rapport à l'axe sagittal de l'humérus, dans les premiers degrés d'élévation de celui-ci, lui permet de contribuer à la force d'antépulsion propulsive sans être antagoniste d'abducteurs. Le pic de l'activation de ces muscles se produit au début de la phase de poussée puisque la main atteint le centre supérieur de la roue (11% du cycle).

² Scapula = Omoplate

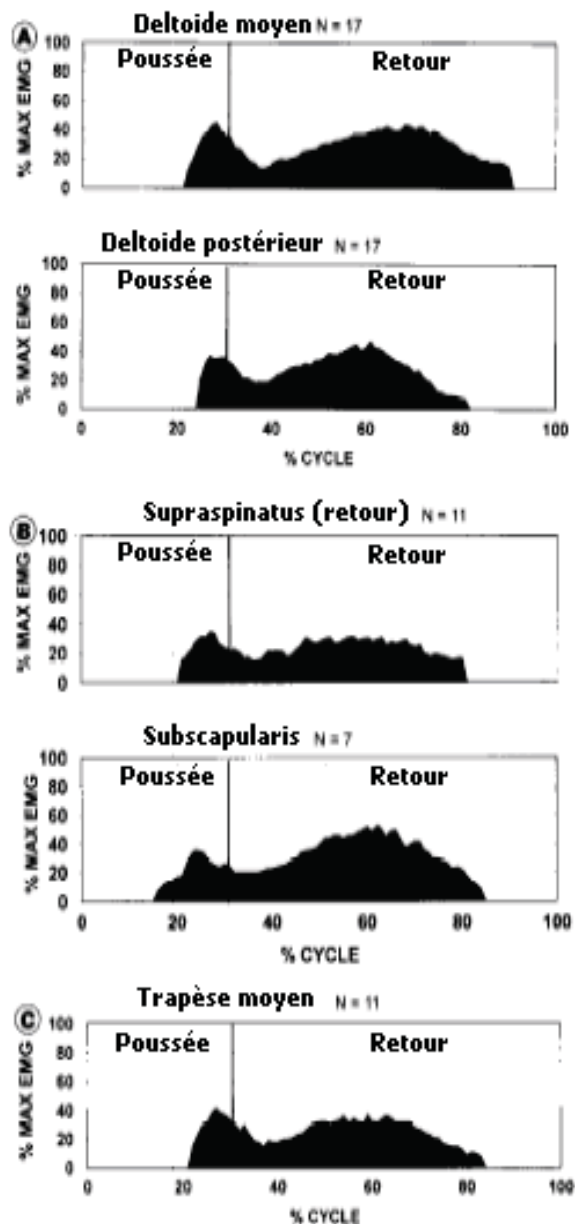


Figure 19. Représentation de l'EMG moyen au cours de la phase de retour de la propulsion manuelle en fauteuil roulant (a) de l'activité des élévateurs de l'humérus (b) de l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs (c) de l'activité des muscles provoquant la sonnette externe de la *scapula*. Adapté de Mulroy *et al.* 1996.

Un moment de rotation interne a été identifié au cours de la phase de la poussée. Cela exige une activation des rotateurs externes qui a été confirmée par l'activation du

muscle sous-épineux (*infraspinatus*) et l'absence d'activation du sous-scapulaire (*subscapularis*).

Le sus-épineux (*supraspinatus*) s'exerce un moment pour la rotation externe (phase de poussée) et un moment pour l'abduction (phase de retour) (Otis *et al.* 1994). Ce muscle augmente la nécessité de la protection du mur antéro-postérieur de l'articulation de l'épaule étant donné que l'humérus va dans le sens postérieur au début de la phase de poussée. Avec l'antéposition de la *scapula*, le sus-épineux (*supraspinatus*) est en position optimale pour effectuer ce support.

La désactivation des muscles participant à la phase de poussée se produit simultanément avec l'activation des muscles de la phase de retour au milieu de la phase de poussée. À ce moment là, la main se trouve près du centre supérieur de la roue et les mouvements d'antépulsion et de rotation externe de l'épaule sont décélérés. L'activation du sous-scapulaire (*subscapularis*) précède celle du deltoïde moyen et postérieur. Cette activation précoce ralentit l'arc de la rotation externe (75°) qui se produit durant la phase de poussée et dans le retour précoce.

Après que la main a terminé son contact avec la main courante, l'antépulsion et la rotation externe de l'épaule continuent jusqu'à 42% du cycle de propulsion. À ce moment, les mouvements de l'épaule sont inversés. Le deltoïde moyen et postérieur se contractent en mode excentrique pour contrôler l'antépulsion de l'épaule alors que le sous-scapulaire (*subscapularis*) contrôle la rotation externe. À ce moment, ces muscles se contractent en mode concentrique pour retenir l'humérus à sa position de départ.

Le trapèze moyen, adducteur scapulaire, fonctionne comme antagoniste du dentelé antérieur. Le pic de son activation, juste après la cessation de l'activité de dentelé antérieur dans une poussée tardive, ralentit l'abduction scapulaire qui accompagne l'antépulsion de l'épaule puis se contracte en mode concentrique pour tendre vers une adduction de l'omoplate (*scapula*) lorsque l'humérus se trouve en rétropulsion.

Le grand dorsal (*latissimus dorsi*) n'intervient pas durant la phase de propulsion. Durant la phase de poussée, ses composantes d'extension et de rotation interne sont inutiles et la composante d'adduction de l'humérus va s'opposer à la demande de la phase de poussée.

La longue portion du biceps brachial (*biceps brachii*) et le triceps brachial (*triceps brachii*) travaillent plus au niveau du coude et du poignet qu'au niveau de l'épaule. Le

mouvement de flexion du coude devient une extension au milieu de la phase de poussée. cette inversion du mouvement au niveau du coude se déroule plus précocement pour l'épaule (Rao *et al.* 1995). Le relâchement du muscle biceps brachial (*biceps brachii*), détecté par l'EMG³, est plus précoce que celui des muscles de l'épaule dans la phase de poussée. Le biceps brachial (*biceps brachii*) continue sa contraction jusqu'à ce que la main laisse le centre supérieur de la main courante (11% du cycle), produisant un moment de flexion du coude qui va assister à la propulsion. En effet, le triceps brachial (*triceps brachii*) est actif au moment où l'extension du coude contribue à une force de propulsion sur la main courante. Son activation commence avec le début de l'extension du coude (16% du cycle) et continue dans la première partie de la phase de retour avec cessation plus précoce que les extenseurs de l'humérus.

L'activité des muscles du tronc durant la propulsion manuelle a été étudiée par (Yang *et al.* 2006) qui ont réalisé une étude électromyographique sur six muscles : le grand droit de l'abdomen (*rectus abdominis*), les obliques interne et externe (*obliquus externus abdominis* et *obliquus internus abdominis*), le long dorsal (*longissimus thoracis*), l'iliocostal lumborum (*iliocostalis*) et les transversaires épineux (*multifidus*). Cette étude a montré qu'avant le début de la phase de poussée et pendant la première période de cette même phase, les muscles abdominaux et dorsaux sont activés pour assurer la stabilité du tronc au moment de la production des forces sur la main courante. À la fin de la phase de poussée, l'activité des muscles dorsaux cède pour permettre au tronc une flexion antérieure. Pendant la phase de retour (suivie/retour de la main), l'activité des muscles dorsaux augmente progressivement pour redresser le tronc. L'activité des muscles abdominaux augmente également pour préparer la poussée suivante dans une phase tardive du retour de la main et de pré-poussée.

2.4. Analyse cinématique et cinétique

L'analyse cinématique du mécanisme de la propulsion du fauteuil roulant a été réalisée dans plusieurs études. Les plus intéressantes sont celles en 3D⁴ malgré la

³ EMG = électromyographie

⁴ 3D = trois dimensions.

complexité de sa réalisation et la sensibilité aux erreurs comparées à l'analyse en 2D⁵ (Davis *et al.* 1998).

L'importance de l'analyse en 3D montre que la rotation et l'abduction contribue largement aux affections musculo-squelettique de l'épaule chez les propulseurs du fauteuil roulant.

Les données cinématiques pour la propulsion manuelle en fauteuil roulant confirment la nature cyclique et simultanée de l'action (le sujet répète presque les mêmes mouvements de ses membres pendant plusieurs cycles).

Dans l'analyse cinématique de l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant, des marqueurs sont posés sur les différentes articulations des membres supérieurs analysés (épaule, coude, poignet, doigts...). Chaque marqueur fournit des données provenant de leurs mouvements dans les trois axes : x, y et z. Les fréquences des données des trois axes sont dépendantes de plusieurs paramètres comme les mesures anthropométriques, la vitesse de propulsion et même le modèle du fauteuil roulant (Bronzino 2000).

Une investigation faite par Cerquiglini *et al.* a étudié la cinématique et l'activité électromyographique durant la propulsion manuelle sur un prototype et sur un ergomètre à pente inclinée (Cerquiglini *et al.* 1981). Sanderson et Sommer ont réalisé une analyse en 2D de la cinématique de l'articulation de l'épaule et du coude (Sanderson *et al.* 1985).

Van Der Woude *et al.* (1989) ont examiné l'effet de la hauteur du siège du fauteuil sur la physiologie, l'efficacité mécanique, et les paramètres du mouvement du membre supérieur sur un groupe d'hommes propulsant un fauteuil de basketball sur un plan motorisé. Les auteurs ont trouvé une relation entre la hauteur du siège et les paramètres cardiorespiratoires et cinématiques.

Plusieurs auteurs ont analysé la cinématique du complexe de l'épaule au cours de l'acte de la propulsion manuelle à l'aide d'un système vidéo en 3D (Davis *et al.* 1998).

Veeger *et al.* (1991a) ont prouvé que le pic du mouvement de l'antépulsion maximale de la gléno-humérale est atteint à la fin de la phase de poussée. La quantité de l'antépulsion atteinte est largement dépendante de la résistance rencontrée en manipulant la main courante.

⁵ 2D = deux dimensions.

Quatre stratégies distinctes de propulsion manuelle conventionnelle ont été décrites dans la littérature : la stratégie semi-circulaire, avec une seule boucle, avec une double boucle et la stratégie en arc de cercle (Boninger *et al* 2002).

La stratégie semi-circulaire peut être identifiée quand il y a une descente des mains de l'utilisateur en dessous de la main courante pendant la phase de récupération. La deuxième, en seule boucle, s'observe quand les mains s'élèvent en dessus de la main courante pendant cette phase de récupération. Dans la troisième, avec une double boucle, les mains effectuent une montée puis une descente autour de la main courante. Dans la quatrième stratégie, on peut voir le mouvement du troisième métacarpien qui décrit un arc de cercle tout au long de la main courante et aussi pendant la phase de récupération (Boninger *et al* 2002) (Figure 20)

Les études expérimentales analysant les quatre stratégies montrent que le choix d'une stratégie de propulsion dépend uniquement de l'habitude gestuelle du sujet et la variabilité inter-sujet dans ce domaine n'a pas été clairement expliqué (Shimada *et al.* 1998)

Les moments de force et les angles des mouvements au niveau de l'articulation de l'épaule ont été étudiés par Koontz *et al.* 2002 (Tableau 1 et 2). Les angles des mouvements de l'articulation de l'épaule observés dans cette étude, ont montré une différence par rapport à ceux déterminés par d'autres auteurs (Rao *et al.* 1996 ; Davis et Grownny 1998, Boninger *et al.* 1998, et Newsam *et al.* 1999). Ceci est probablement dû à la différence des procédures du recueil des données (placement des marqueurs, performance des appareils de mesure...), à la condition expérimentale et à la méthode du calcul des paramètres et des angles des mouvements.

Pour les forces à deux vitesses différentes (0.9 m/s et 1.8 m/s), les forces maximales étaient appliquées pendant la phase de poussée avec une grandeur maximale dans la direction inférieure (90.0 N⁶, 108.2 N respectivement), suivie par les forces antérieures (59.9 N, 86.6 N respectivement), puis les forces internes (34.0 N, 50.4 N respectivement).

À la progression de la poussée, les grandeurs des forces antérieures, inférieures et internes continuent à augmenter jusqu'à un pic pour chaque vitesse. À partir de ce point,

⁶ N=Newton

la force antérieure diminue rapidement et change de direction à la fin de la phase de poussée et au début de la phase de retour. Les forces inférieures diminuent généralement et se fixent à une grandeur constante égale au poids du membre supérieur. Les forces antéro-postérieures et médio-latérales divergent vers des valeurs proches de zéro (Figure 20) (Koontz *et al.* 2002).

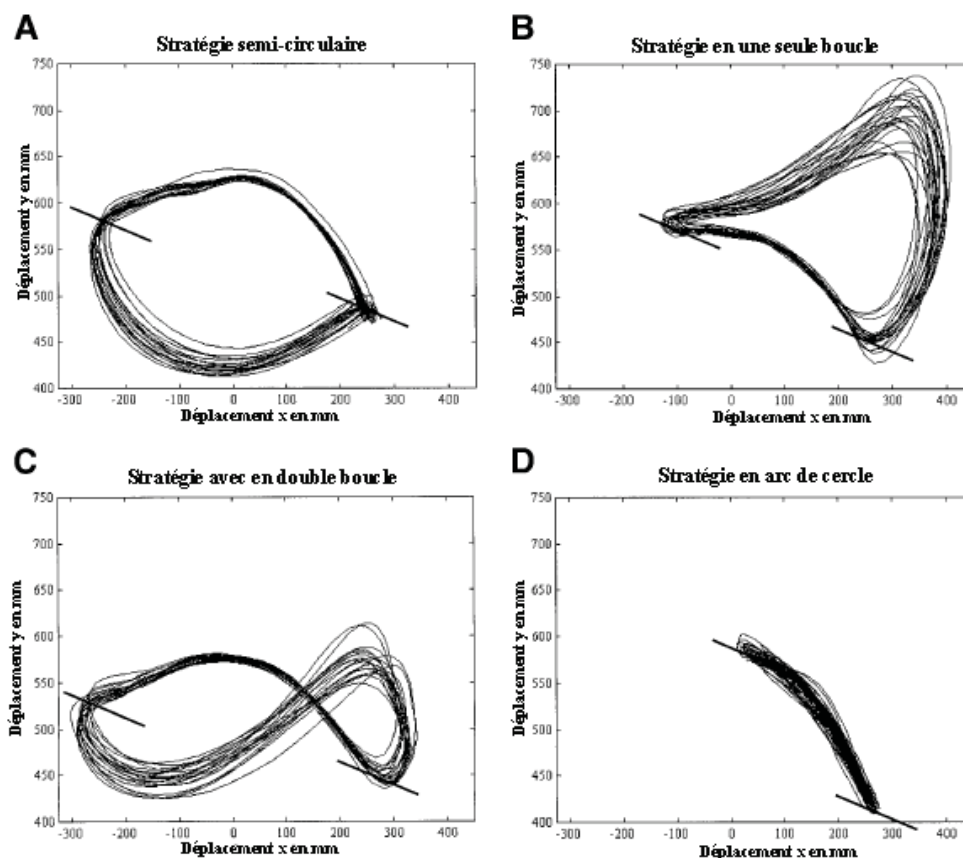


Figure 20 : Patterns de propulsion manuelle en fauteuil roulant. Quatre stratégies sont montrées : (A) semi-circulaire ; (B) en une seule boucle (c) en double boucle ; et (D) en arc de cercle. Les tirets noirs à droite de l'image représentent le début de la phase de poussée. Les tirets noirs à gauche de l'image représentent le début de la phase de récupération.

Pour les moments de force appliquées pendant les deux phases de propulsion, le moment responsable d'antépulsion du bras dans le plan sagittal est maximal (28.6 Nm⁷, 36.5 Nm respectivement pour les deux vitesses différentes⁸), suivi d'un moment de

⁷ Nm = Newton. Mètre

⁸ 0.9 m/s et 1.8 m/s

rotation interne (21.6 Nm, 31.9 Nm respectivement), un moment d'adduction (21.3 Nm, 31.1 Nm respectivement) et un moment de flexion horizontale (10.9 Nm, 21.0 Nm respectivement). Ces moments ont été généralement réduits au début pour atteindre leurs pics au milieu de la phase de poussée à l'exception du moment de la flexion horizontale qui a été atteint vers la fin (87.5%, 92.2% respectivement pour les deux vitesses). Les moments d'extension, de rotation externe et d'abduction de l'épaule ont été plus réduits (<6.7 Nm). Le pic d'extension sagittale et le pic d'abduction ont été atteints à la fin de la phase de poussée (90.9%, 87.8%, and 86.7%, 92.8%, respectivement) (Figure 21) (Koontz *et al.* 2002).

Les mouvements de l'articulation de l'épaule commencent dans une position de rétropulsion pour aller vers l'antépulsion dans les deux plans sagittal et horizontal. Les bras restent en abduction à travers tout le cycle de propulsion pour atteindre un pic moyen de 29% de la phase de poussée. Pour la plupart des sujets, un deuxième pic a été observé tardivement durant la phase de retour et juste avant le contact de la main. Une séquence de rotation interne décélérée avec rotation externe accélérée a été détectée pendant la phase de retour. Les épaules ont été légèrement portées en abduction-rotation interne vers la fin de la phase de poussée (Figure 22) (Koontz *et al.* 2002).

Le pic de force postérieure ainsi que celui de l'antépulsion ont été atteints à peu près conjointement (Figure 23). Bien que le pic de la force antérieure ait été atteint dans 40% de la phase de poussée, la position de l'épaule était, à ce moment, près de l'extension maximale. Le moment sagittal d'extension a été atteint quand l'épaule était légèrement en abduction (Figure 24) (Koontz *et al.* 2002).

Le calcul des forces et des moments produits par les muscles des poignets, des coudes et des épaules pendant la propulsion manuelle en fauteuil roulant a montré que les pics des forces varient selon les sujets tout en utilisant différents systèmes de mesures. Selon Cooper (2000) le moment maximal de l'épaule se produit entre 20 et 40 degré de rétropulsion. Au cours de cette étude, certains utilisateurs ont montré une accélération rapide dans la production du moment des extenseurs du coude et juste au début de la phase de poussée avec un angle de flexion du coude de 120°.

Etudes	Antépulsion / Rétropulsion (°)	Abduction Max/Min (°)	Rotation interne Max/Min (°)
Koontz <i>et al.</i> (Vitesse = 0.9 m/s)	43.2/19.1	42.0/26.0	52.1/24.5
Rao <i>et al.</i> 1996	57.3/23.2	56.6/22.5	86.2/11.6
Newsam <i>et al.</i> 1999 (paraplégiques basses)	53.6/21.8	56.9/22.1	78.0/24.4
Davis <i>et al.</i> 1998 (Fauteuil type Quickie 2)	59.2/27.6	48.2/26.6	57.9/2.1
Boninger <i>et al.</i> 1998 (Vitesse 1.3 m/s)	64.0/6.2	47.0/24.5	90.7/55.2

Tableau 1: Angles des mouvements de l'épaule durant la propulsion du fauteuil roulant déterminés par différentes études. Adapté de Koontz *et al.* 2002

Forces variables cinétiques (N) Moments (Nm)	Koontz <i>et al.</i> 2002 0.9 m/s	Kulig 1.5 m/s	Koontz <i>et al.</i> 2002 1.8 m/s	Kulig 2.3 m/s
Force antérieure / % poussée	59.9/44.5	46.3/15.6	86.8/38.5	97.5/28.1
Force inférieure / % poussée	90.0/63.6	14.3/53.1	108.2/55.5	75.5/34.4
Force latérale / % poussée	7.1/59.0	7.8/6.3	14.9/72.5	12.9/3.1
Force résultante / % poussée	112.8/54.1	50.9/26.3	145.3/46.3	125.2/33.8
Antépulsion / % poussée	28.6/46.5	13.8/28.1	36.5/46.7	32.5/28.1
Adduction / % poussée	21.3/63.4	9.8/15.6	31.1/58.1	20.2/26.6
Rotation Externe / % poussée	2.3/30.7	5.8/12.5	4.6/24.3	13.3/23.4

Tableau 2. Pic de moments de force produits par l'épaule et temps relatif de la phase de propulsion (% poussée) pendant deux vitesses de propulsion manuelle conventionnelle différentes.

Les données cinématiques ne peuvent pas fournir des informations suffisantes pour les cliniciens pour qu'ils varient leur stratégies de réhabilitation ni pour les ingénieurs afin de les intégrer dans un changement de modèles des fauteuils. L'évaluation de ces données doit être associée à d'autres paramètres de l'acte de propulsion manuelle conventionnelle (Cooper 2000).

⁹ (°) en degrés

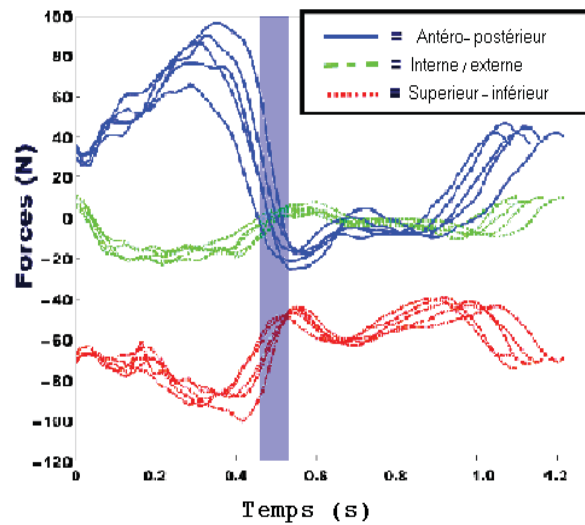


Figure 20. Forces exercées au niveau de l'articulation de l'épaule versus temps durant la propulsion à 0.9 m/s de vitesse: Cinq courses consécutives pour un seul sujet sont représentées. Début de la course = 0 s. la composante antérieure, interne et supérieure de la force globale sont positives. La surface bleue représente la phase de transition entre la phase de propulsion et la phase de retour. Adapté de Koontz *et al.* 2002

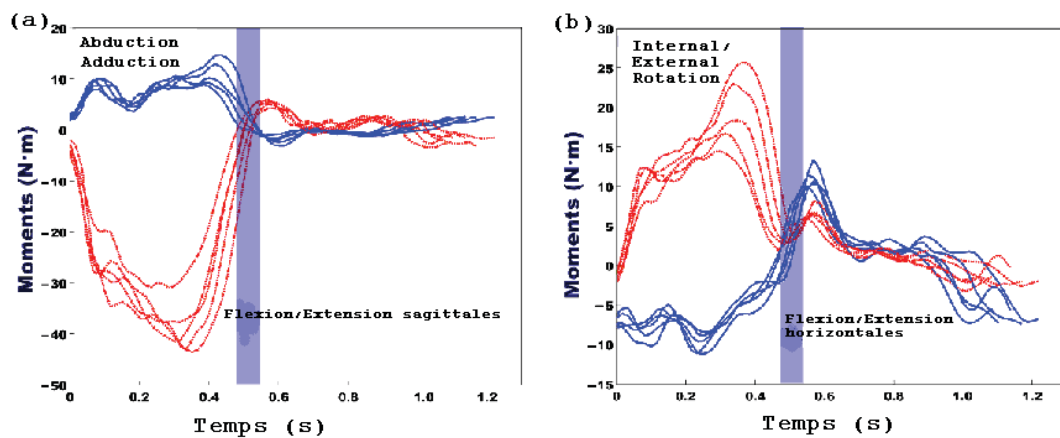


Figure 21. Moments de force de l'articulation de l'épaule durant la propulsion à 0.9 m/s : cinq courses consécutives pour un seul sujet sont présentées. Le début de la course est à 0 s. (a)Moment d'abduction/adduction et d'antépulsion/rétropulsion et (b) angle de rotation interne et de flexion/extension horizontale. Les moments d'adduction, de rétropulsion, de rotation interne, et de flexion horizontale sont positifs. La surface bleue représente la phase de transition entre la phase de propulsion et la phase de retour. Adapté de Koontz *et al.* 2002

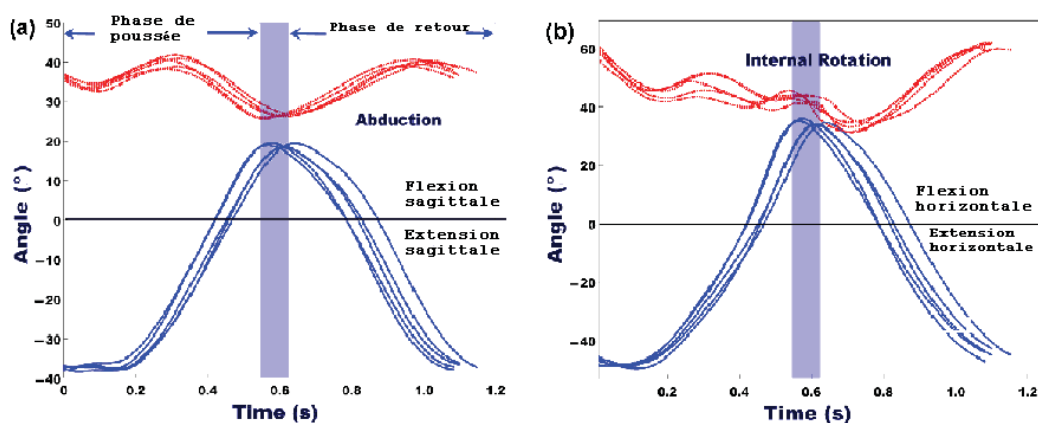


Figure 22. Mouvement de l'épaule versus temps durant la propulsion à 0.9 m/s : cinq courses consécutives pour un seul sujet sont présentées. Le début de la course est à 0 s. (a) angle d'abduction et d'antépulsion/Rétropulsion et (b) angle de rotation interne et d'antépulsion/rétropulsion. La surface bleue représente la phase de transition entre la phase de propulsion et la phase de retour. Adapté de Koontz *et al.* 2002

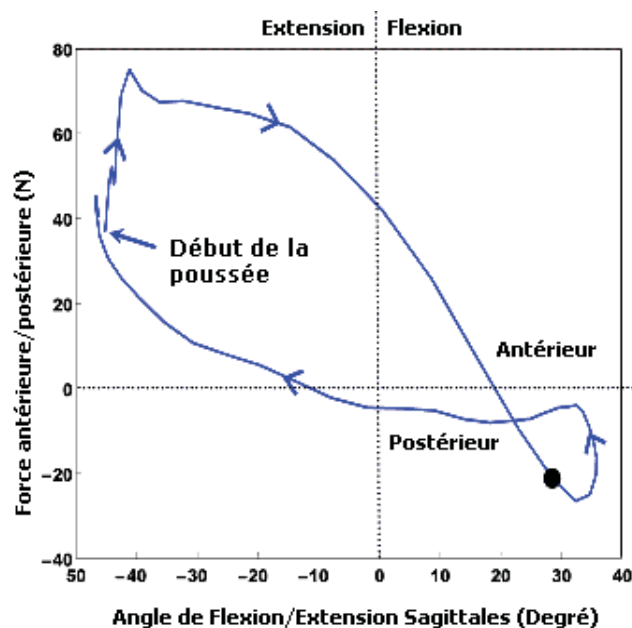


Figure 23. Force antérieure/postérieure versus angle de flexion/extension sagittale. Une seule course pour un seul sujet propulsant le fauteuil à 1.8 m/s est représenté. La force antérieure et l'angle de la flexion sagittale sont positifs. Le début de la phase de poussée est du côté gauche du plan et progresse vers le côté droit. Le point noir gras représente la transition entre la phase de propulsion et la phase de retour.

Adapté de Koontz *et al.* 2002

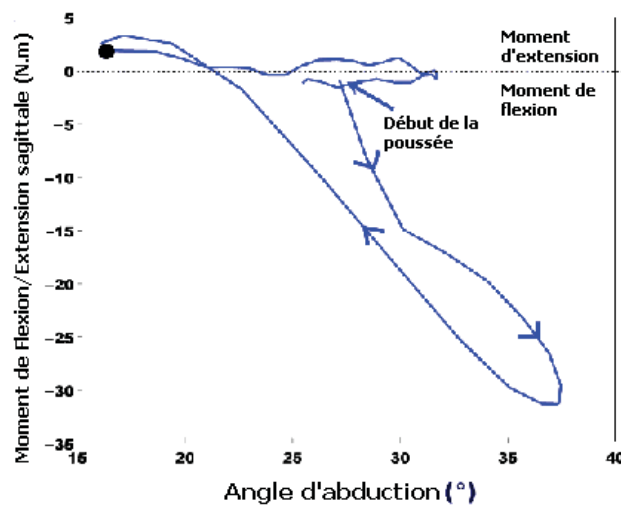


Figure 24. Moments de Flexion/Extension sagittales de l'articulation de l'épaule versus angle d'abduction : une seule course pour un seul sujet propulsant le fauteuil à 1.8 m/s est représentée. Le moment de l'extension sagittale est positif. Le début de la phase de la poussée est proche du centre supérieur du plan et progresse vers le bas et le côté gauche. Le cercle en noir gras représente la transition entre la phase de propulsion et la phase de retour. Adapté de Koontz *et al.* 2002

2.5 Dépense énergétique et rendement mécanique de l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant.

Les premières études sur la propulsion manuelle en fauteuil roulant ont été réalisées au cours des années 1970. Elles ont montré des efforts importants au niveau cardio-vasculaire et musculo-squelettique liés à la propulsion manuelle en fauteuil roulant. Ces efforts se traduisent par une dépense énergétique et un rythme cardiaque élevés ainsi que par un rendement mécanique qui se chiffre autour de 10%. Ce rendement est plus faible qu'un travail sur bras à manivelle (15%) ou sur bicyclette (>20%) (van der Woude 1989).

Dans le système bioénergétique humain, il a été suggéré que les évolutions temporelles de l'apport en O_2 et de son utilisation au niveau musculaire (VO_{2mus}) peuvent être appréciées au niveau de la mesure de la cinétique de la consommation d'oxygène (VO_2 pulmonaire ou alvéolaire) ou de la réponse dynamique de la VO_2 à l'exercice. La cinétique de VO_2 permet de caractériser les différentes phases de l'adaptation de VO_2 en réponse à une augmentation ou à une diminution de l'intensité de travail (Perrey *et al.* 2002).

La consommation d'oxygène a été identifiée comme le paramètre le plus important dans l'évaluation de la capacité aérobie (Vinet *et al.* 2002). Classiquement, la consommation d'oxygène a été utilisée pour quantifier la dépense énergétique résultante de la propulsion manuelle du fauteuil (van der Woude *et al.* 1989; van der Woude *et al.* 1988; Cooper *et al.* 1995; Veeger *et al.* 1992).

La consommation d'oxygène est mesurée soit sur le terrain soit au laboratoire (Vanlandewijck Y. *et al.* 1999). Plusieurs méthodes dites à circuit fermé ou à circuit ouvert ont été utilisées (Vandewalle 2004). Dans les méthodes à circuit fermé, le sujet inspire le mélange gazeux contenu dans une enceinte, généralement un spiromètre de grand volume tel que le spiromètre de Tissot. À l'expiration, les gaz sont restitués à l'enceinte après leur passage dans un dispositif contenant un absorbeur de CO₂. La différence entre la quantité d'oxygène présente initialement dans l'enceinte et celle qui demeure à la fin de l'exercice, correspond à la quantité d'oxygène prélevée par le sujet. Pour éviter la diminution de la teneur en oxygène de l'enceinte, le sujet respire généralement de l'oxygène pur.

Dans les méthodes à circuit ouvert, les gaz expirés ne fusionnent pas avec le mélange inspiré (généralement l'air ambiant). De nombreuses techniques de mesure de VO₂ max selon la méthode du circuit ouvert ont été proposées, mais seules deux techniques sont fréquemment utilisées. Dans la première, les gaz sont recueillis pendant une durée rigoureusement chronométrée dans des sacs imperméables d'une contenance d'une centaine de litres (ou plus) comme par exemple des sacs de Douglas. La mesure des volumes des gaz inspirés ou expirés se fait ensuite à l'aide d'un débitmètre ou d'un gazomètre comme celui de Tissot. La teneur des gaz expirés en oxygène (FEO₂) et en gaz carbonique (FECO₂) est réalisée soit par méthode chimique sur de petits échantillons, soit au moyen d'analyseur automatique après calibration avec des gaz étalons de très haute précision. La deuxième technique la plus souvent utilisée actuellement est entièrement automatisée : le débit expiré est mesuré en continu au moyen d'une turbine de haute précision et de faible inertie ou d'un pneumotachographe. Les gaz sont analysés en continu au moyen d'analyseurs rapides (Vandewalle 2004).

La consommation d'oxygène peut être déterminée sur le terrain selon la méthode du circuit ouvert. La mise au point récente de chaînes de mesure miniaturisées comprenant un débitmètre à turbine, une pompe aspirant une petite fraction des gaz expirés, des

analyseurs de gaz carbonique et d'oxygène, permettent d'enregistrer en continu la consommation d'oxygène sur le terrain par télémétrie (Vandewalle 2004).

Di Carlo (1988) a utilisé un test de 12 minutes de propulsion continue pour prédire les changements du pic de consommation d'oxygène chez des sujets dépendants du fauteuil roulant. Ce remplacement du test de Cooper, composé de 12 minutes de propulsion manuelle en fauteuil roulant à une vitesse confortable et rapide, semble plus fidèle dans l'évaluation de l'endurance des blessés médullaires (Vinet *et al.* 2002)

Rhodes *et al.* (1981) ont également proposé une méthode de prédiction de cette consommation d'oxygène par un test de course de 12 minutes en fauteuil roulant. Franklin *et al.* (1990) ont essayé de décrire une autre méthode déterminant le pic de consommation d'oxygène (VO_2) par un test réalisé sur une distance de 12m. La corrélation entre les valeurs de VO_2 max réalisées au laboratoire et comparées à celles du terrain a été remarquable ($r=0,84$).

Guo *et al.* (2003) ont signalé l'importance du système d'analyse cinématique capable de déterminer l'absorption ou la génération de l'énergie par le système musculaire. Par contre, ce principe est critiqué dans le même article montrant l'infidélité de ce système.

Le coût énergétique de la propulsion en fauteuil roulant a été également calculé à partir de la consommation d'oxygène et du quotient respiratoire (Bazzi-Grossin *et al.* 1995). Les tests ont été réalisés au laboratoire et sur le terrain. La consommation maximale d'oxygène mesurée sur ergocycle à bras par méthode directe a été de $19,5 \pm 3,5 \text{ ml. min}^{-1}.\text{kg}^{-1}$. Selon cette même étude, lorsque les sujets font un exercice de propulsion en fauteuil roulant à vitesse de confort, en ligne droite et sur sol régulier, leur dépense d'énergie relative est modérée, se situant aux alentours de 50% de la VO_2 max ($48,8 \pm 8 \%$). En imposant une pente de 2% plus élevée, pour une même vitesse de déplacement, la dépense d'énergie relative atteint $69,8 \pm 6\%$ de la VO_2 max, correspondant donc à une contrainte énergétique élevée. Pour les exercices de terrain dont la vitesse est restée libre, les individus ont considérablement réduit leur vitesse pour rester à un niveau sous-maximal: cela leur a permis de maintenir une dépense d'énergie relative modérée sur moquette ($50,2 \pm 11\%$) et slalom ($54,1 \pm 12\%$). Pour les franchissements de trottoirs, le ralentissement n'a pas suffi, puisque la dépense d'énergie a été élevée, $63,7 \pm 10\%$ de la VO_2 max.

Vinet *et al.* (2002) ont formulé une équation qui peut prédire le pic de consommation d'oxygène chez des athlètes dépendants du fauteuil roulant. Cette équation dépend de la vitesse de propulsion ($V_{A_{max}}$), de l'âge, de la masse corporelle (BMI), et du niveau lésionnel (level). Cette équation dépend d'une analyse statistique très compliquée. L'équation est :

$$VO_{2pic} = 0.22 V_{max} - 0.63 \log (age) + 0.05 IMC + 0.25 NL + 0.52$$

IMC = Indice de Masse Corporelle. **NL** = Niveau Lésionnel.

Vmax = Vitesse maximale mesurée en km/h^{-1} .

r² = Coefficient de corrélation = 0.81

SSE : Standard Error of the Estimate ou l'Erreur type d'une estimation = 0.01

Le but de cette analyse des paramètres de la propulsion du fauteuil roulant, est de montrer que le système manuel, utilisé actuellement surtout chez les sportifs, induit des contraintes majeures sur les membres supérieurs et nécessite un coût énergétique très haut par rapport à un rendement mécanique faible.

Nous allons essayer de détailler les contraintes biomécaniques et physiologiques liées à la technique conventionnelle de propulsion en fauteuil roulant utilisant le système de la main courante.

Chapitre 3. Niveau lésionnel et propulsion du fauteuil roulant

Les blessés médullaires constituent la majorité des utilisateurs du fauteuil roulant. Le présent chapitre va discuter le niveau lésionnel et son rapport avec les contraintes induites par l'acte de propulsion conventionnel en fauteuil roulant.

La nature d'un handicap joue un rôle primordial dans l'évolution progressive de la condition physique et du niveau fonctionnel initial de la personne atteinte. Cette évolution pourrait être expliquée par l'augmentation des capacités physiques ou par l'arrêt de régression physique due soit à un dysfonctionnement secondaire ou à un état de déconditionnement.

3.1 Troubles musculo-squelettique chez les blessés médullaires et niveau lésionnel

Les blessés médullaires, de niveau lésionnel haut, semblent avoir une prévalence très élevée en ce qui concerne la douleur au niveau de l'épaule. Ce grand risque ne réside pas uniquement dans la présence ou l'absence des muscles clés comme le *triceps brachii* (Triceps brachial), le *latissimus dorsi* (grand dorsal) ou le chef sternal du *pectoralis major* (grand pectoral), mais également dans la stabilité du tronc (Stefan van Drongelen *et al.* 2005). Il a été démontré qu'en cas de déficit du contrôle du tronc et lors de certains actes de la vie quotidienne, y compris la propulsion sur le fauteuil roulant, des activités compensatrices contraignantes sont exercées essentiellement sur l'articulation de l'épaule afin de la stabiliser.

Pour des lésions médullaires cervicales ou thoraciques hautes, les forces induites par l'acte de propulsion restent indéterminées. Pour une lésion thoracique haute et complète (exemple : D4¹⁰) les membres supérieurs sont intacts tandis que le contrôle du tronc est affaibli. Pour un niveau neurologique C7, la capacité de tenir les roues est souvent altérée. Pour un C6 neurologique, la perte du triceps et du grand pectoral retentit significativement sur la capacité propulsive du membre supérieur.

La diminution de la capacité propulsive est accompagnée également par une diminution de la vitesse de propulsion. Une propulsion du fauteuil sur une surface et une

¹⁰ D4 = quatrième vertèbre dorsale

vitesse choisie par le patient, avec une atteinte thoracique basse atteint 85 et 95 m/min (Newsam *et al.* 1996). En effet, pour les atteintes cervicales hautes les vitesses ont été réduites pendant toutes les phases de la propulsion, comparées à celles des atteintes basses.

Pour un paraplégique, l'acte de propulsion du fauteuil sur une surface plate a été considéré comme un exercice d'intensité modérée selon une étude électromyographique (Mulroy *et al.* 1996) avec un faible moment de force pour l'articulation de l'épaule (Kulig *et al.* 1998). Pour la propulsion sur pente ou pour une vitesse plus élevée, le pic de force exercé au niveau de l'articulation de l'épaule augmentera de trois à quatre fois et le pic du moment sera doublé.

La grande différence dans la cinématique de l'acte de la propulsion du fauteuil entre les atteintes hautes et les atteintes basses est liée à la manière dont les tétraplégiques placent leurs poignets et leurs avant-bras pour toucher les roues. (Newsam *et al.* 1999). La cinématique de l'épaule est toujours la même quels que soit le temps et la direction des mouvements, tandis que les pics des moments et des forces sont souvent inférieurs dans le cas des atteintes basses.

3.2 Modifications physiologiques après blessure médullaire

Les blessés médullaires souffrent souvent de plusieurs types de dysfonctionnement cardio-vasculaire. La survenue de ces affections dépend largement du niveau lésionnel. Quand la lésion se fait à un niveau dorsal haut (D1¹¹), une hypotension de repos et une altération du débit cardiaque peuvent survenir. L'efficacité cardiaque concernant le pompage du sang est donc influencée par le niveau lésionnel.

Le dysfonctionnement de la fonction cardiaque chez les blessés médullaires a été attribué à l'altération de la circulation veineuse du retour dans les membres inférieurs paralysés. Le volume et la vitesse de la circulation artérielle diminuent significativement grâce à l'affaiblissement de la pompe musculaire de ces membres, ce qui diminue fortement le retour veineux et affaiblit la fonction cardiaque.

L'absence de contribution des muscles des membres inférieurs au retour veineux caractérise la fonction cardiaque des blessés médullaires qui présentent une réduction de

¹¹ D1= Première vertèbre dorsale.

la pré-charge¹², une augmentation de la post-charge¹³ et une diminution des réponses chronotrope et inotrope¹⁴ du cœur.

La pompe musculaire, qui chez le sujet normal joue un rôle hémodynamique important, n'est pas efficace chez les blessés médullaires. Elle rencontre probablement une réduction du volume d'éjection à cause de la limitation de la pré-charge.

Des adaptations physiologiques du système cardio-respiratoire, liées à l'apparition de ces dysfonctionnements cardio-vasculaire, ont été constatées et étudiées chez les blessés médullaires.

Les niveaux de VO_2 max varient avec le niveau de la lésion médullaire et avec ses conséquences sur la motricité (Cerretelli 2002). Pour des sujets paraplégiques, la consommation maximale d'oxygène frôle les $40 \text{ ml. kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ en utilisant seulement les membres supérieurs. De même, des patients porteurs de séquelles de poliomyélite avec atteinte des membres inférieurs ont pu arriver à des niveaux de VO_2 max de plus de $30 \text{ ml. kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (Veicsteinas *et al.* 1999).

Coutts *et al.* (1985) a comparé les paramètres physiologiques des tétraplégiques, des paraplégiques au niveau dorsal et lombaire, lors d'un exercice maximal en fauteuil roulant. Les résultats montrent que les capacités d'adaptation à l'exercice sont inversement proportionnelles à la hauteur du niveau lésionnel.

Chez les paraplégiques (avec lésions traumatiques médullaires au niveau de D10) et en raison de l'abolition du tonus sympathique, il a été constaté une tendance à l'accumulation d'une partie importante de la masse sanguine dans le réseau veineux des membres inférieurs, tandis qu'une lésion située plus haut, au niveau de D5, compromet aussi le contrôle vasomoteur des membres supérieurs (Cerretelli 2002).

L'ensemble des altérations de la circulation décrites ci-dessus comporte aussi un net ralentissement de la cinétique d'adaptation de VO_2 dans la transition repos-travail, et une accumulation possible d'acide lactique dans les muscles et le sang. L'acidose métabolique, comportant une hyperventilation en relation avec le niveau de consommation d' O_2 et avec la surcharge de travail imposée aux muscles respiratoires,

¹² La pré-charge cardiaque caractérise les conditions de remplissage des ventricules.

¹³ La post-charge correspond à la force que doit vaincre le myocarde pour éjecter le sang et elle peut être appréciée indirectement par la résistance à l'éjection du ventricule gauche

¹⁴ L'inotropisme cardiaque (qui peut être positif ou négatif) est un terme générique synonyme de contractilité myocardique : propriété des cellules musculaires myocardiques à se contracter en réponse à un potentiel d'action.

peut être partiellement en conflit avec l'activité locomotrice des membres supérieurs (Cerretelli 2002).

Du point de vue musculaire, l'influence du niveau lésionnel sur les forces isocinétiques de la ceinture scapulaire a été également étudiée. Les moments de forces développés par des personnes paraplégiques avec un niveau lésionnel dorso-lombaire (D11-L3) ont été trouvés plus importants que ceux développés par des sujets avec un niveau lésionnel plus bas ou par des sujets sains. (Bernard *et al.* 1994).

Le niveau lésionnel paraît comme un facteur primordial dans n'importe quel test du fauteuil roulant. Les populations de nos études ont été limitées aux paraplégiques de niveau lésionnel bas pour éviter l'influence du niveau lésionnel sur les résultats de notre étude.

Chapitre 4. Contraintes liées à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant

L'acte de propulsion manuelle conventionnelle est un travail inadapté à la physiologie et à la biomécanique du corps humain et surtout des membres supérieurs. Les différentes contraintes, les pathologies résultantes et les stratégies thérapeutiques seront détaillées dans ce chapitre.

4.1. Types de contraintes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle

Les lésions dans les structures anatomiques des membres supérieurs, dues à la propulsion manuelle conventionnelle par le système de la main courante, constituent un grand risque d'handicap secondaire chez les utilisateurs du fauteuil roulant. Les contraintes mécaniques induites par cet acte font l'objet de plusieurs études expérimentales utilisant des matériaux sophistiqués de mesure des différents paramètres physiologiques et biomécaniques (Boninger *et al.* 1999 ; Curtis *et al.* 1999b ; Veeger *et al.* 1991b ; Wu 1998 ; Cooper *et al.* 1999 ; Rozendaal *et al.* 2000, 2003). Cependant, la limitation de ces résultats aux conditions expérimentales des laboratoires explique, en partie, le risque augmenté de cette propulsion conventionnelle de lésions micro-traumatiques affectant le système musculo-squelettique des membres supérieurs (Boninger *et al.* 1999 ; Veeger *et al.* 1999 ; Wu 1998).

Plusieurs études ont montré que la prévalence des douleurs au niveau de l'épaule est entre 31% et 73% chez les blessés médullaires (Pentland 1988 ; Boninger *et al.* 2003). Cette prévalence augmente significativement chez les personnes handicapées pratiquant un sport, en particulier le basketball et la course sur fauteuil (Bloomquist 1986 ; Ferrara 1990 ; Hoebeigs 1984 ; Martinez 1989 ; McCormack 1991 ; Thay Lee 2002). Chez des joueurs de basketball, de sexe féminin, 72% ont signalé des douleurs arthropathiques de l'épaule dès le début de leur exercice et pendant les activités quotidiennes (Curtis *et al.* 1999a ; Sabick *et al.* 2004b).

Des dysfonctionnements touchant les autres articulations du membre supérieur sont également décrits. Gellman *et al.* 1988, ont montré que 49% d'un groupe de

paraplégiques présentent des signes du syndrome du canal carpien. Ces auteurs ont rapporté que l'incidence élevée du dysfonctionnement du nerf médian est causée par les différentes activités quotidiennes et notamment la propulsion manuelle du fauteuil roulant.

La propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant exige des mouvements continus des membres supérieurs. Cet acte de propulsion ainsi que les autres activités de la vie quotidienne, comme les transferts, le port de poids et les activités manuelles, soumettent les structures articulaires et para-articulaires des membres supérieurs à des contraintes majeures (Figure 25). Ces contraintes de nature mécanique et physiologique sont variables et parfois dangereuses pouvant générer des douleurs au niveau de l'épaule, des tendinites des épaules, des coudes ou des poignets, un syndrome du canal carpien et même une rupture des coiffes des rotateurs (Figure 26). Elles peuvent être généralisées sur tout le corps de l'utilisateur sous forme de vibrations (Wolf *et al.* 2004), de chocs ou de microtraumatismes.

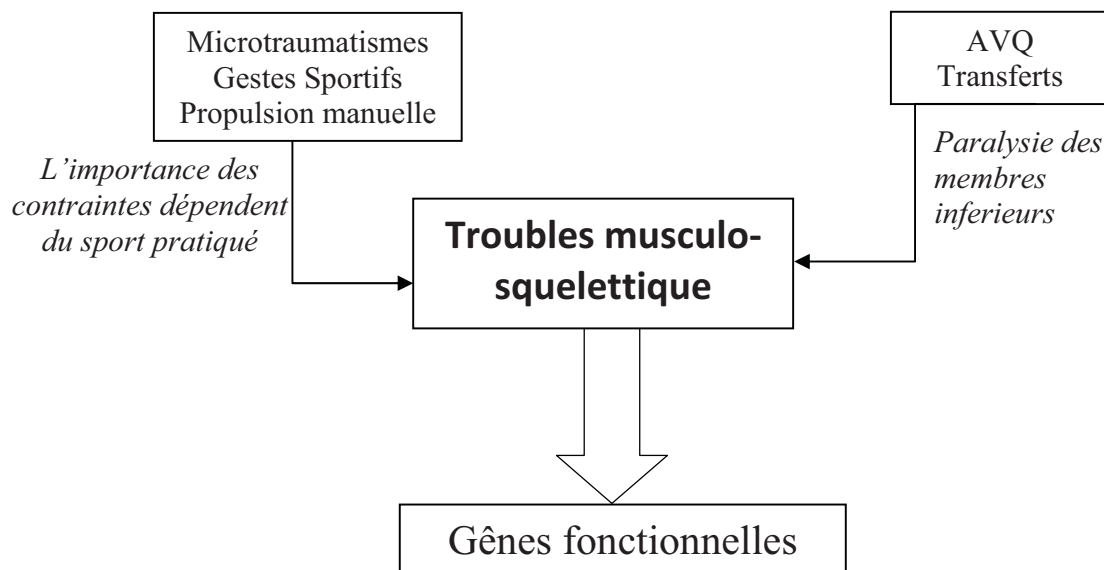


Figure 25 : Identification des contraintes sur les membres supérieurs induites par la propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant. **AVQ** = Activité de la vie quotidienne.

Les systèmes musculo-squelettique et cardio-vasculaire sont les structures les plus disposées à ce type de contraintes, qui pourraient être allégées par l'adaptation d'un modèle adéquat de fauteuil roulant ou de ses composantes (Wolf *et al.* 2004).

La propulsion manuelle en fauteuil roulant et la plupart des activités quotidiennes faites par les membres supérieurs sont indispensables pour l'indépendance des personnes handicapées. Les problèmes liés à ces activités affectent leur qualité de vie, ce qui crée un cercle vicieux pouvant même aboutir à des problèmes psychologiques graves (Nyland *et al.* 2000).

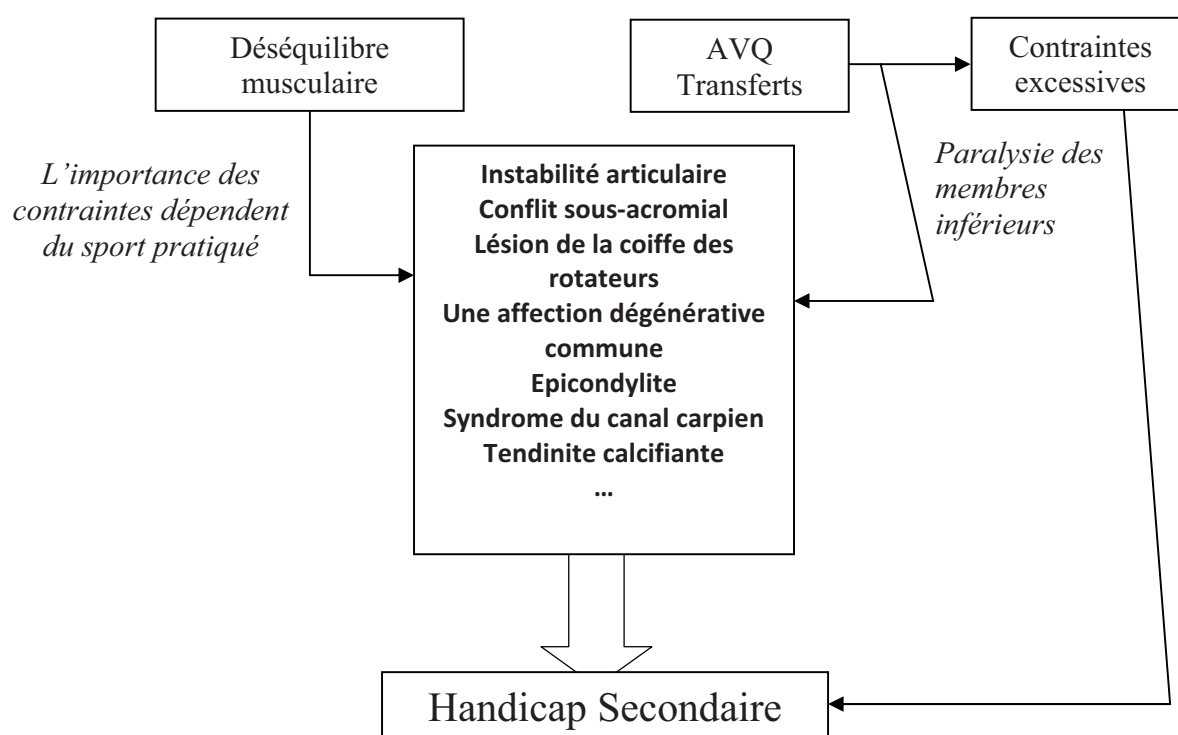


Figure 26 : Problèmes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant. AVQ = Activité de la vie quotidienne.

Sabick *et al.* ont évalué les pics des moments de force produits par chaque groupe musculaire au niveau des membres supérieurs lors de la propulsion en fauteuil roulant sur une rampe. Les résultats montrent que le moment le plus important est celui de l'antépulsion de l'épaule avec 39.7 ± 13.9 N.m (Tableau 3 et 4). Cette étude a montrée

également qu'une contrainte majeure a été induite sur la musculature des membres supérieurs tout en propulsion sur une rampe de 2.9° (Sabick *et al.* 2004a)

Harvey et Crosbie ont estimé les moments produits par les épaules et les coudes (respectivement 45 Nm et 30 Nm) pour les sujets tétraplégiques durant un lever des poids (Harvey et Crosbie 2000). Des études sur l'activité musculaire, pendant la même manœuvre et lors des activités de transferts, ont montré une activité musculaire très importante au niveau du muscle *latissimus dorsi*, de la longue portion du biceps et du chef sternal du *pectoralis major* pendant ce type de gestes (Reyes *et al.* 1995, Perry *et al.* 1996, Newsam *et al.* 2003).

Mouvement	Pic de Moment de force (Nm) Moyenne \pm SD	Amplitude
Abduction Epaule	46.6 \pm 10.6	27–63
Adduction Epaule	84.2 \pm 18.2	53–114
Rétropulsion Epaule	67.8 \pm 15.9	43–102
Antépulsion Epaule	61.5 \pm 13.4	35–79
Rotation Externe Epaule	37.1 \pm 8.2	24–52
Rotation Interne Epaule	57.4 \pm 14.4	26–79
Extension Coude	44.8 \pm 14.3	23.5–77.1
Flexion Coude	66.5 \pm 13.9	32.1–87.9
Supination Coude	7.8 \pm 2.1	3.9–11.1
Pronation Coude	9.9 \pm 2.5	4.7–13.1
Inclinaison Radiale Poignet	12.3 \pm 2.6	7.9–17.4
Inclinaison Ulnaire Poignet	15.1 \pm 3.3	9.5–21.7
Extension Poignet	7.3 \pm 1.9	3.1–10.4
Flexion Poignet	12.5 \pm 3.2	8.2–19.3

Tableau 3: Valeurs des forces maximales isométriques pour les grands groupes musculaires des membres supérieurs. Adapté de Sabbick *et al.* 2004.

Drongelen *et al.* (2005) ont calculé les moments produits par les articulations des membres supérieurs lors de l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant et lors de la réalisation des activités de la vie quotidienne. Cette étude a montré que les contraintes sur

les membres supérieurs, et plus spécifiquement sur les épaules et les coudes, sont considérables pendant la réalisation de certains gestes comme le port d'un poids, la montée sur un trottoir mais aussi pendant la propulsion manuelle et la montée d'une pente en fauteuil roulant (Tableau 5).

Un moment de plus de 7 Nm¹⁵ appliqué par l'articulation de l'épaule, a été calculé lors de la phase de poussée en fauteuil roulant (Drongelen *et al.* 2005) (Figure 27).

Mouvement	Moment maximale (Nm)	NFP en %
Abduction Epaule	11.5±5.5	26.3 _ 14.3
Adduction Epaule	19.9±16.4	22.5±15.7
Rétropulsion Epaule	16.9±7.5	26.9±11.2
Antépulsion Epaule	39.7±13.9	66.5±20.3
Rotation Externe Epaule	12.4±5.9	33.9±15.6
Rotation Interne Epaule	3.4±2.8	5.5±3.6
Extension Coude	14.4±6.1	34.1±13.6
Flexion Coude	2.9±1.3	4.5±2.0
Supination Coude	3.4±2.5	41.4±26.6
Pronation Coude	5.0±2.8	53.4±31.7
Inclinaison Radiale Poignet	2.9±1.7	23.3±10.1
Inclinaison Ulnaire Poignet	3.5±2.2	22.5±11.8
Extension Poignet	2.1±1.3	30.8±18.9
Flexion Poignet	2.7±2.1	21.9±16.6

Tableau 4: Valeurs maximales nécessaires pour une propulsion en fauteuil roulant sur une rampe de 2.9°. **NFP** = niveau de force de propulsion. Adapté de Sabbick *et al.* 2004.

En raison de toutes ces contraintes induites par l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant et la plupart des activités de la vie quotidienne, une évaluation minutieuse de l'appareil musculo-squelettique des patients est souvent demandée par la plupart des médecins et des thérapeutes avant tout début d'utilisation du fauteuil roulant. Cet examen

¹⁵ Nm = Newton. Mètre

musculo-squelettique vise à prévenir les lésions précoces des structures anatomiques des membres supérieurs en cas d'une affection éventuelle (Drongelen *et al.* 2005).

Un patient ayant une expérience de propulsion manuelle peut avoir moins de lésions musculo-squelettiques qu'un sujet novice¹⁶ (Fullerton *et al.* 2003). Ceci est probablement dû à la capacité musculaire globale du patient (Drongelen *et al.* 2005).

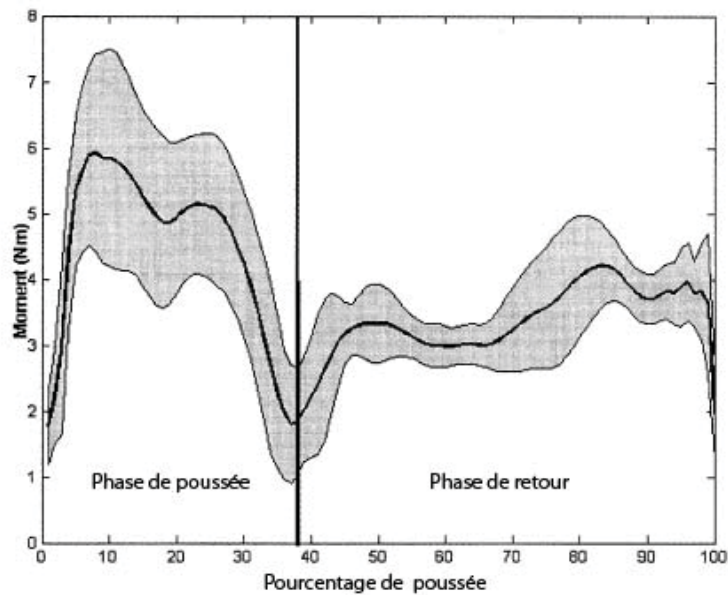


Figure 27. Moments de forces produits par l'épaule pendant une propulsion manuelle en fauteuil roulant. Adapté de Drongelen *et al.* 2005

Le risque de lésions musculo-squelettiques chez les utilisateurs du fauteuil roulant n'est pas uniquement provoqué par les moments de force produits par les articulations des membres supérieurs, mais aussi par les paramètres de la fréquence, de la durée, de la direction de force et du point d'application correspondant qui peuvent jouer un rôle similaire et parfois aggravant (van der Beek *et al.* 1999). En effet, la propulsion manuelle en fauteuil roulant semble augmenter le risque de lésions par ses composantes contraignantes et par ses caractères répétitifs (Drongelen *et al.* 2005).

L'autre facteur de la propulsion manuelle est celui de l'absence du temps de récupération entre les différentes activités de la vie quotidienne.. Les sujets doivent faire de la propulsion et des transferts près de 15 fois par jour (Pentland *et al.* 1994). L'activité

¹⁶ Novice = débutant

de transfert a été démontrée comme très contraignante pour le système cardio-vasculaire pouvant élever le rythme cardiaque de l'ordre de 60% (Janssen *et al.* 1994).

À noter que si ces lésions, qui surviennent aux membres supérieurs, sont répétitives, elles pourront ainsi causer un vrai traumatisme ou une rupture partielle ou complète des tissus mous pouvant gêner l'autonomie fonctionnelle de la personne handicapée.

Gestes	Moments	Sujets sains	Paraplégiques	Tétraplégiques
Propulsion manuelle en fauteuil roulant	GH pic (Nm)	6.7±2.8	7.2±2.4	9.0±1.8
	Coude pic (Nm)	3.6±2.0	3.0±2.3	2.0±2.3
	Puissance produite (W)	5.1±0.8	4.4±0.5	4.3±1.6
Main tendue (Reaching)	GH pic (Nm)	12.3±1.8	12.3±1.0	13.6±0.5
	Coude pic (Nm)	-5.5±0.4	-5.6±0.2	-4.6±1.6
Monter une pente en fauteuil	GH pic (Nm)	NT	14.6±3.8	18.0±1.8
	Coude pic (Nm)	NT	5.7±2.1	7.6±2.5
Port d'un poids	GH pic (Nm)	36.1±8.7	43.9±9.4	44.4±17.9
	Coude pic (Nm)	35.3±10.6	42.2±6.2	21.5±11.9
	GH (Nm/kg)	0.5±0.1	0.6±0.1	0.6±0.1
	GH pic (Nm/kg)	0.5±0.1	0.5±0.1	0.3±0.2
Essai d'une montée sur un trottoir	GH pic (Nm)	NT	NT	75.1±23.5
	Coude pic (Nm)	NT	NT	60.2±16.5

Tableau 5: Moments de forces produits par l'épaule et le coude pour 5 types d'activités de la vie quotidienne pour des sujets sains, paraplégiques et tétraplégiques. Les valeurs sont des moyennes ± Ecart Type. **GH pic** = pic de moment de force pour l'articulation gléno-humérale. **Coude pic** = pic de moment de force produit par l'articulation du coude. **NT** = Non testé. Adapté de Drongelen *et al.* 2005

Le syndrome du canal carpien¹⁷ est aussi une pathologie très commune chez les utilisateurs du fauteuil roulant. Son incidence varie entre 49% et 63% chez certains auteurs (Aljure *et al.* 1985 et Sie *et al.* 1992).

Plusieurs auteurs ont étudié la relation entre l'intégrité des nerfs médian et ulnaire et les amplitudes du poignet chez des blessés médullaires, afin d'évaluer l'état des nerfs correspondants. Les résultats ont montré que l'intégrité des deux nerfs montre une corrélation positive avec une amplitude augmentée de flexion-extension du poignet. Cette corrélation positive et significative a été trouvée entre les mouvements de flexion-extension du poignet et l'amplitude du nerf médian (Figure 28). La corrélation significative a été trouvée également entre ces mêmes mouvements du poignet et le nerf cubital (Figure 29). Ce résultat contredit l'hypothèse connue en ergonomie prétendant qu'une amplitude de flexion-extension des poignets est souvent associée à une atteinte nerveuse surtout du nerf médian (Gelberman *et al.* 1981, Werner *et al.* 1983, Lundborg *et al.* 1982, Boninger *et al.* 2004).

L'étude de Boninger *et al.* (2004a) a montré que les utilisateurs qui avaient une amplitude de flexion-extension du poignet plus importante ont présenté des limitations importantes dans la cadence et la facilité de contacter la main courante. Cependant, ces auteurs ont conclu que les sujets ayant une amplitude moins importante sont plus prédisposés au syndrome du canal carpien à cause de la cadence élevée de la propulsion et aux forces appliquées.

Le fait que les blessés médullaires utilisent uniquement leurs membres supérieurs pour réaliser presque toutes leurs activités quotidiennes, rend ces membres très précieux et suppose une protection particulière. L'exercice de propulsion sur le fauteuil roulant est un geste largement répétitif et contraignant imposant une charge considérable sur les membres supérieurs.

La perte temporaire ou définitive des membres supérieurs peut augmenter l'handicap entraînant une catastrophe fonctionnelle influençant négativement la qualité de vie du blessé.

¹⁷ Le syndrome du canal carpien est un syndrome canalaire intéressant le nerf médian dans sa traversée du canal carpien au poignet. C'est dans le tunnel du carpe constitué en arrière par le carpe et en avant par le ligament antérieur du carpe, qu'est irrité le nerf médian, source de la symptomatologie (ANAES, 2000).

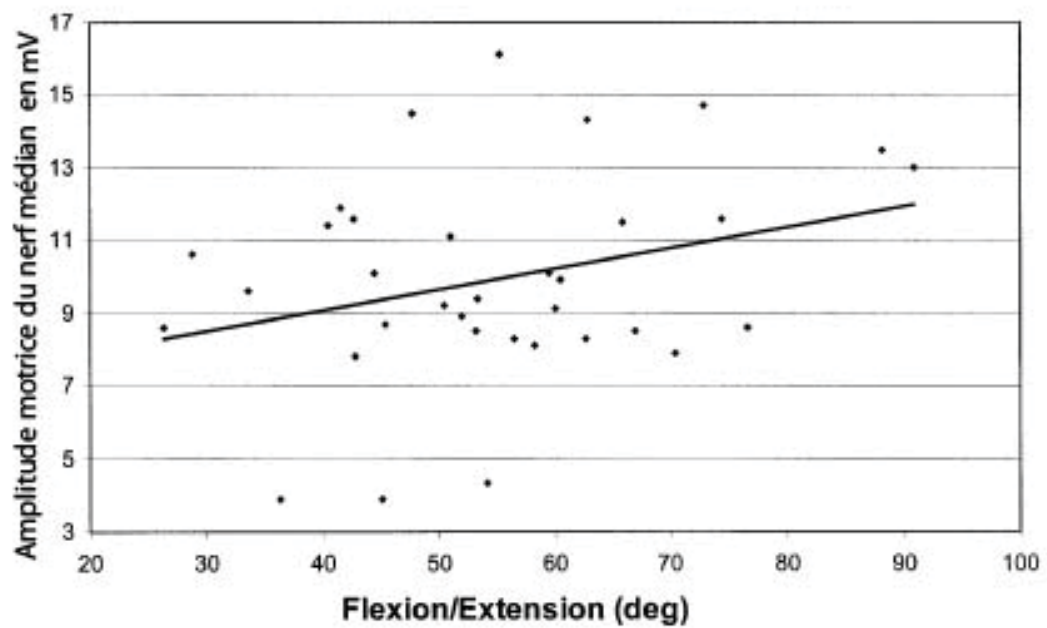


Figure 28. Amplitude motrice du nerf médian versus amplitude articulaire (Flexion-Extension) du poignet.
Adapté de Boninger *et al.* 2004.

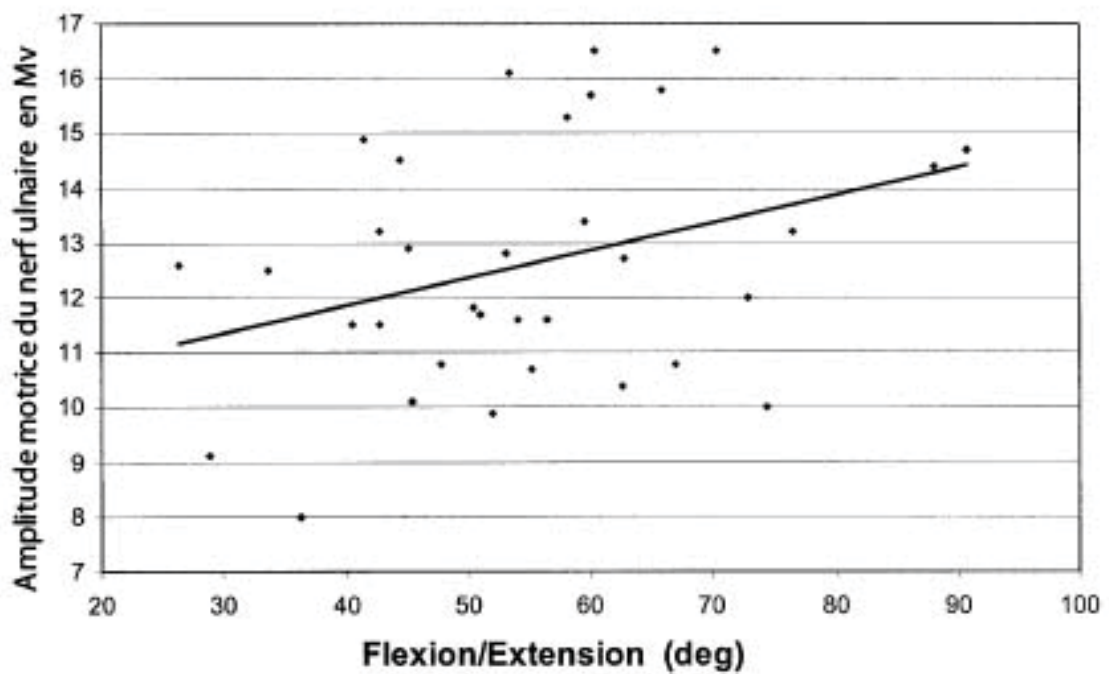


Figure 29: Amplitude motrice du nerf ulnaire versus amplitude articulaire (Flexion-Extension) du poignet.
Adapté de Boninger *et al.* 2004.

4.2. Management des problèmes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant.

Peu d'études ont étudié le management ou même la prévention des problèmes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant (Boninger *et al.* 2003).

L'incidence des troubles musculo-squelettiques des membres supérieurs chez des utilisateurs de fauteuil roulant est très handicapante sur le plan fonctionnel. Elle peut amener à un handicap secondaire pouvant gêner la réalisation de la plupart des activités de la vie quotidienne. L'articulation la plus touchée est la gléno-humérale (Pentland 1991, 1994).

Les problèmes de l'épaule se déclenchent souvent par un déséquilibre musculaire entraînant une instabilité articulaire, par un conflit sous-acromial, par une lésion de la coiffe des rotateurs et par une affection dégénérative commune. Ces affections sont dues principalement à des contraintes excessives sur l'articulation de l'épaule et à des microtraumatismes associés à la propulsion du fauteuil roulant et aux transferts (Thay 2002).

Le conflit sous-acromial a été reporté comme la pathologie la plus fréquente rencontrée chez des utilisateurs du fauteuil roulant (Bayley *et al.* 1987 ; Burnham *et al.* 1993 ; Sabick *et al.* 2004b). L'affection articulaire dégénérative de la voûte coraco-acromiale est aussi signalée dans des épaules non symptomatiques. (Boninger *et al.* 2001; Lal 1998 ; Koontz *et al.* 2001)

L'importance de la stratégie semi-circulaire dans l'acte de la propulsion a été signalée. Elle prouve un meilleur rendement avec une fréquence basse (moins de répétitions de techniques) (Boninger *et al.* 2002). Les auteurs recommandent aux cliniciens de mieux apprendre la bonne technique de propulsion à leurs patients afin d'éviter les lésions répétitives.

Le traitement conservateur tel que les médicaments (anti-inflammatoires, infiltrations...), la physiothérapie et les exercices n'ont pas d'effets remarquables. L'inefficacité de ces traitements relève du fait que les facteurs provocateurs des douleurs des membres supérieurs, notamment la propulsion du fauteuil et les transferts, ne peuvent pas être évités (Subbarao *et al.* 1994).

Robinson *et al.* 1993 ont montré l'avantage d'une chirurgie de la coiffe chez quatre individus paraplégiques. La chirurgie demande cinq à sept semaines d'hospitalisation postopératoire et deux à quatre mois avant la récupération du niveau de propulsion antérieur. Cependant, une autre étude rétrospective sur la même chirurgie a montré la preuve de son inefficacité dans le traitement des douleurs de l'épaule chez les blessés médullaires (Goldstein *et al.* 1997).

En définitive, la prévention des troubles musculo-squelettiques liés à la propulsion manuelle en fauteuil roulant doit prendre une place importante dans la procédure de la réhabilitation et de l'entraînement sportif.

Plusieurs paramètres contribuent à l'augmentation ou à la diminution du risque d'affections dégénératives au niveau des membres supérieurs. Les plus importants parmi ces paramètres sont la technique de propulsion et le modèle des fauteuils roulants (Boninger *et al.* 2003).

Chapitre 5. Techniques de propulsion manuelle alternatives non-conventionnelles en fauteuil roulant

Après avoir identifié les problèmes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant, nous aborderons dans ce chapitre les techniques alternatives non-conventionnelles et leurs avantages par rapport à la première.

Des études physiologiques ont montré que des techniques de propulsion manuelle alternatives en fauteuil roulant peuvent être plus avantageuses que la technique conventionnelle (Engel *et al.* 1974 ; Smith *et al.* 1983 ; Gangelhoff *et al.* 1988 ; Martel *et al.* 1991). Ceci peut être dû à la dépendance de ces techniques alternatives vis-à-vis d'un travail plus global au niveau des membres supérieurs. Ces techniques ont aussi un rendement mécanique plus important, un temps d'endurance supérieur et requièrent moins de forces contraignantes sur les systèmes cardio-respiratoire et musculo-squelettique (Van der Woude 1993 ; 2001b).

Des types de propulsion alternatives plus efficaces aussi bien sur le plan physiologique que sur le plan biomécanique ont été développés dans la littérature (Van der Woude *et al.* 2001). Leur efficacité se base essentiellement sur le fait que les contraintes mécaniques, portant sur les articulations des membres supérieurs, sont moins importantes que celles induites par la propulsion conventionnelle.

Plusieurs systèmes mécaniques ont été utilisés pour développer ces différentes techniques. Le système de manivelles, de leviers et le système de moyeu à manivelle (« hub crank »), en sont des exemples.

Les activités musculaires pendant la propulsion d'un tricycle avec le système de leviers ont été étudiées respectivement par DeCoster *et al.* 1999 et Brubaker *et al.* 1984. Le rendement mécanique a été trouvé, plus important pour un fauteuil roulant utilisant la technique de propulsion à leviers que pour un fauteuil utilisant d'autres types de propulsion (Figure 30).

La production théorique des différentes forces, comparant la propulsion basée sur le système de leviers à celle de la main courante (conventionnelle) et de manivelles, a été étudiée depuis longtemps (Bennedik *et al.* 1978). Les forces produites par la propulsion

par système de leviers ont aussi été étudiées par Lesser et Engel *et al.* (Van der Woude *et al.* 2001b).

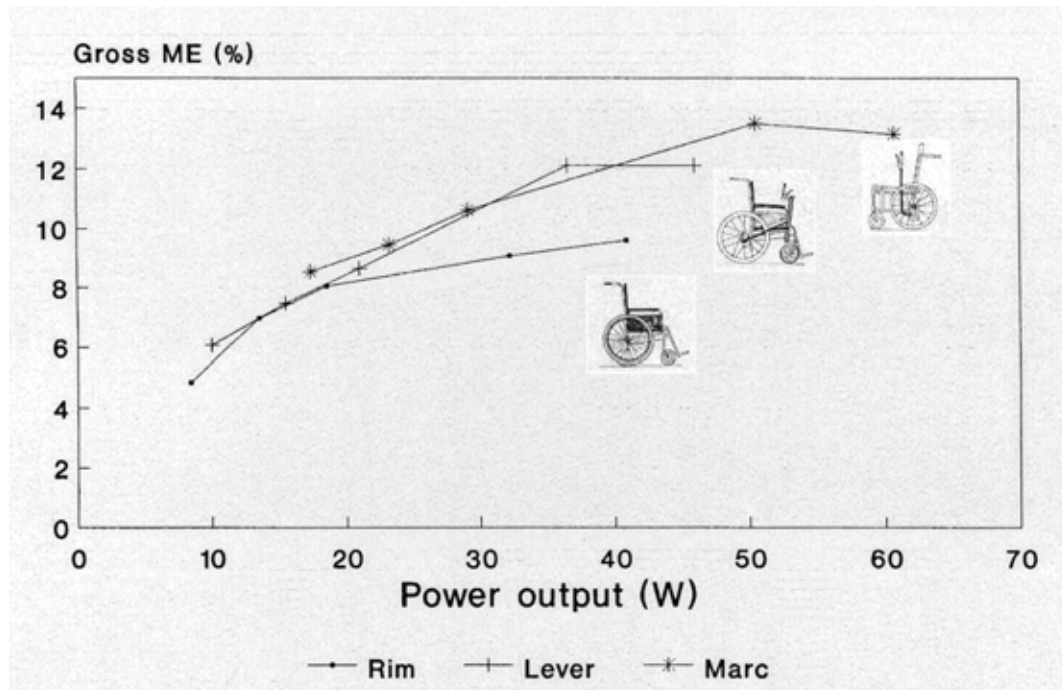


Figure 30. Moyen des valeurs de rendement mécanique chez un groupe de sujets sains propulsant un fauteuil avec un système de propulsion à main courante, à leviers (crank-to-rod) et un prototype avec un système de levier dans différents niveaux de puissance. **Rim** = propulsion de la main courante. **Lever** = propulsion à système de leviers (crank-to-rod¹⁸). **Marc** = propulsion à système de leviers. Gross ME = efficacité mécanique globale. Adapté de van der Woude *et al.* 1993.

5.1 Système de propulsion à leviers

Depuis les années 1960, le groupe allemand de Hildebrandt et Engel a mené une recherche très intéressante sur les avantages physiologiques des fauteuils roulants avec le système de propulsion à leviers par rapport à la propulsion manuelle (Engel *et al.* 1974, 1976 ; Bennedik *et al.* 1978). Dans ce système, les membres supérieurs font des mouvements cycliques, synchrones ou asynchrones dans un plan sagittal par rapport à l'utilisateur. Généralement, la force appliquée par les mains est transmise aux deux roues-arrière du fauteuil roulant à travers un système mécanique simple permettant à l'utilisateur de manipuler le fauteuil en poussant ou en tirant les deux bras de leviers. Ce

¹⁸ cf. page 60

système de propulsion est très utile pour des personnes aux ressources énergétiques faibles. Cela leur permettra d'utiliser le fauteuil roulant à l'extérieur avec un périmètre assez important (Van der Woude et al 2001b).

Plusieurs avantages mécaniques et physiologiques ont été attribués au système de propulsion par leviers. L'un des ces avantages est l'utilisation d'un grand nombre de muscles des membres supérieurs, surtout autour des articulations du coude et de l'épaule. La direction de la force exercée est probablement plus proche du centre du mouvement des épaules ce qui réduit le moment et la force de compression articulaire (Van der Woude *et al.* 2001b).

Durant un test de propulsion sous-maximal, le système de propulsion par leviers semble avoir un rendement mécanique plus important avec moins de dépense énergétique par rapport à la technique conventionnelle utilisant la main courante (Dallmeijer *et al.* 2004).

Le système de « crank-to-rod » (Figure 31), est un modèle commercial du fauteuil roulant à système de propulsion par leviers. Il s'agit d'un système mécanique simple fixé au centre de chaque roue arrière. À travers ce système, la force appliquée sur les poignées des leviers sera facilement transmise aux deux roues-arrière pour faire avancer ou reculer le fauteuil. La longueur des leviers peuvent être ajustée pour satisfaire les mesures anthropométriques de chaque utilisateur.

Un autre système de propulsion par leviers est le système de levier-roulette. Ce système est constitué d'une roulette qui se fixe sur les pneus des roues seulement lors de la phase de poussée. L'efficacité de ce système dépend largement de la qualité des matériels, des dispositifs et de la maintenance.

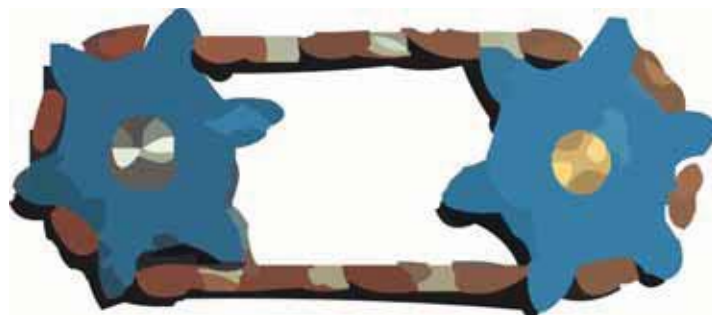


Figure 31. Système de crank-to-rod

Comparé au système de levier-roulette, le système de crank-to-rod semble être plus efficace du point de vue énergétique et biomécanique (Van der Woude *et al.* 1993).

Le fauteuil roulant tricycle est un modèle qui peut être basé sur le système de propulsion par leviers (Figure 32). Il est utilisé pour des activités sportives et à l'extérieur du domicile. Aujourd'hui, le tricycle dépend largement du système de propulsion à manivelles.

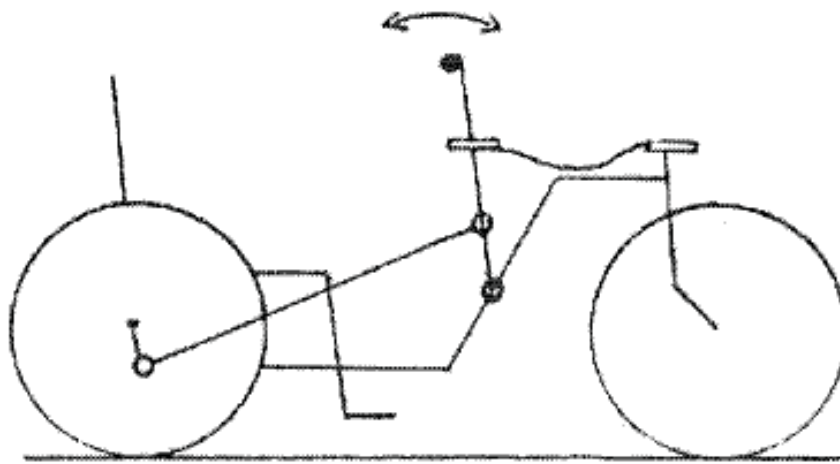


Figure 32: Tricycle à système de propulsion à leviers

5.2 Système de propulsion à manivelles

Plusieurs auteurs ont recommandé l'utilisation du système de propulsion à manivelle pour son avantage biomécanique et physiologique (Sawka 1980, Van der Woude *et al.* 1986). Des études expérimentales ont également montré que les contraintes physiques, induites par ce système, sont moins importantes en comparaison avec la technique conventionnelle de propulsion manuelle (Smith *et al.* 1983, Dallmeijer *et al.* 2004, Martel *et al.* 1991).

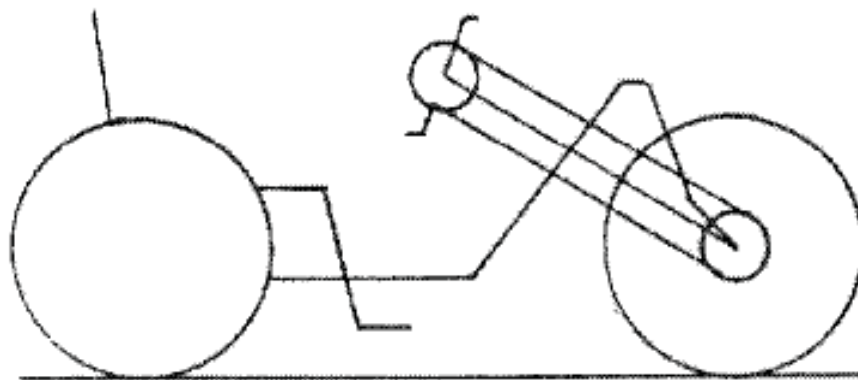


Figure 33. Tricycle à système de propulsion à manivelles

Le cyclisme manuel est une forme très répandue de la propulsion manuelle en fauteuil roulant utilisant le système de manivelle. Il a été commercialisé sous deux formes : la première avec une interface solide utilisée dans la conception du tricycle du sport et une deuxième forme dont l'unité de cyclisme manuel peut être fixée à un fauteuil conventionnel pour créer un fauteuil à trois roues (Figure 33 et 34).

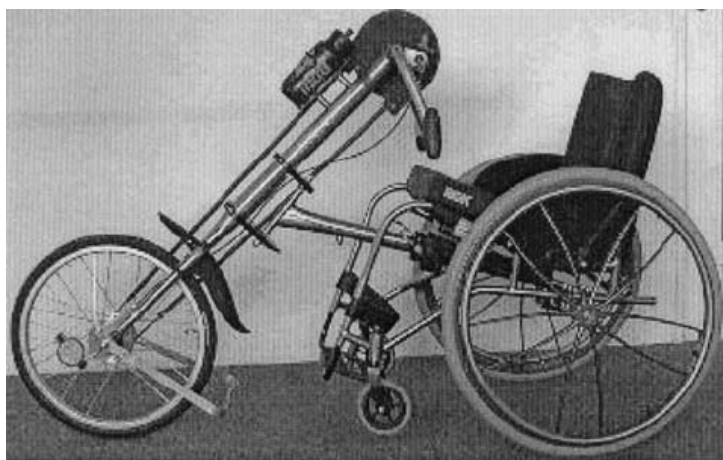


Figure 34. Unité de cyclisme manuel attaché à un fauteuil conventionnel. Dallmeijer *et al.* 2004

La plupart des études sur le système de propulsion à manivelle ont été faites sur des ergomètres stables. Or, la propulsion ambulatoire diffère physiologiquement de ce travail compte tenu de la différence des efforts de manipulation du fauteuil dans les deux cas. Il existe plusieurs formes commercialisées du tricycle avec système de propulsion par manivelle (Figure 34).

5.3 Système de propulsion à moyeu à manivelle ou « Hub crank »

C'est un système qui n'est pas très connu sur le marché. Il consiste en un matériel qui permet la rotation des roues arrières du fauteuil roulant à l'aide de moyeux à manivelles fixés aux deux roues et manipulés par un mouvement continu des mains de l'utilisateur (Van der Woude *et al.* 1995) (Figure 35).

Le système de "Hub Crank" possède des poignées qui tournent librement autour d'un axe relié perpendiculairement aux manivelles. L'efficacité du système de « hub crank » a été étudiée chez deux groupes de sujets sains. Dans l'étude de Van der Woude *et al.* 1995, ce système a été appliqué à un fauteuil de sport placé sur un ergomètre à rouleaux. Les roues-avants ont été fixées sur le bord de l'ergomètre afin d'empêcher l'avancée du fauteuil. La technique de propulsion, utilisant le system de « hub crank », a été comparée à la technique conventionnelle de la main courante dans deux tests de travail de propulsion sous-maximal. Des contraintes physiologiques et biomécaniques moins importantes ont été identifiées lors de l'utilisation du système de « hub crank ». L'utilisation de ce système a montré que la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque étaient moins importantes que celles obtenues avec un système conventionnel.

Le système de « hub crank » est limité à des fauteuils de piste et pour des utilisations à l'extérieur. L'avancée du fauteuil est un peu encombrante, le système de freinage est compliqué et les dimensions ne sont pas adaptées aux besoins des utilisateurs. Ces caractéristiques empêchent son utilisation à domicile pour la plupart des personnes handicapées. Cependant, ces limitations pourront être diminuées avec l'innovation et la recherche concernant ces types de fauteuil (Van der Woude *et al.* 2001).

	Main Courante		Tricycle		Leviers	Moyeu
	Basket	Course	Fixe	Unité attachée		
Rendement maximal (%)	<10	<8	>13	>13	>13	>12
Contraintes cardio-vasculaires	Important	Important	Basse	Basses	Basses	Basses ?
Contraintes musculo-squelettiques	Importantes	Importantes	Basses	Basses	Basses	Basses ?
Risque de Microtraumatismes	Important	Important	Bas ?	Bas ?	Bas ?	Bas
Vitesse maximale (Km. hr⁻¹)	15	30	>30	30	30	30
Masse (kg)	<10	<8	10	15	10	<10
Symétrie des membres supérieurs	-	-	++	++	++	+
Contrôle de la propulsion des forces	-	-	+	+	++	+
Travail continu	-	+	+	+	+	+
Utilisation à l'extérieur	+	++	+++	+++	++	+
Maniabilité	++	±	-	-	-	-
Utilisation à domicile	++	±	-	±	-	-
Conduite facile	++	±	±	±	±	-
Systèmes de freins	±	-	+	+	+	-
Déportation	++	++	-	+	-	±
Maintenance	+	+	±	±	±	+

Tableau 6. Caractéristiques des différentes types de propulsion en fauteuil roulant (Van der Woude *et al.* 2001b)

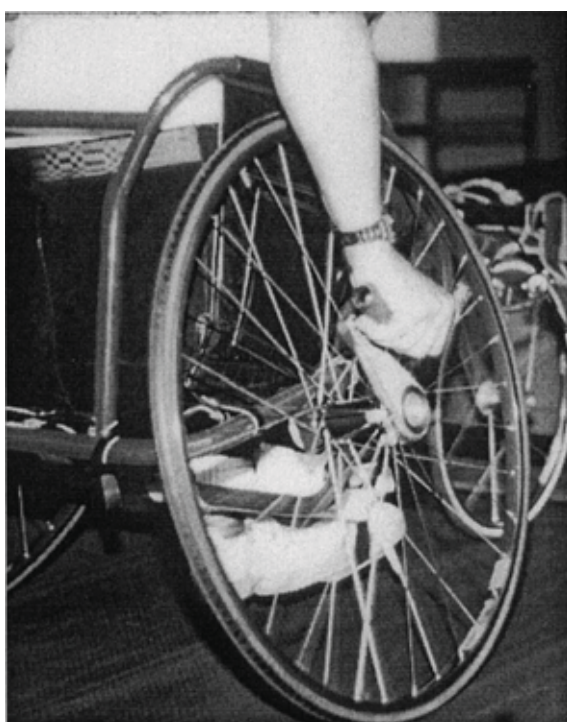


Figure 35. Système de Hubcrank avec un fauteuil roulant de sport. **Réf:** van der Woude *et al.* 1995

DEUXIÈME PARTIE

CONTRIBUTION PERSONNELLE

ORIENTATION DU TRAVAIL

Suite à cette revue de la littérature, il paraît évident que la technique de propulsion conventionnelle en fauteuil roulant est une technique défectueuse induisant des contraintes majeures sur les structures articulaires et péri-articulaires des membres supérieures.

Le but de ce travail était de valider une nouvelle stratégie de propulsion manuelle basée sur le système à leviers. Il a été prouvé que cette technique est moins contraignante pour les membres supérieurs, moins coûteuse en énergie et présente beaucoup plus de rendement mécanique que la technique conventionnelle. Un prototype, intégrant cette nouvelle technique, a été conçu spécialement pour ce travail (Figure 39).

Les contraintes induites par l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant, ont été identifiées par l'analyse de la littérature des différentes composantes biomécaniques et physiologiques.

Du point de vue musculaire, la répétition de l'acte de propulsion manuelle conventionnelle augmente le risque de la fatigue des muscles actifs ce qui prédispose les articulations des membres supérieurs à des troubles musculo-squelettique et des syndromes douloureux de surmenage (Mulroy *et al.* 2004). Après l'analyse de certaines études électromyographiques relatives à la technique conventionnelle, nous pouvons conclure que tous les muscles des membres supérieurs entrent en activité soit en phase de poussée soit en phase de retour, à l'exception du muscle supraspinatus (sus-épineux) qui travaille dans les deux phases. Ce muscle atteint facilement et en période précoce, 67% de sa contraction maximale (CVM)¹⁹ et peut subir en permanence des contraintes maximales excessives (Mulroy *et al.* ; 1996, 2004).

L'analyse cinématique n'a pas pu identifier les problèmes liés à l'acte de propulsion manuelle. Cette analyse doit être associée à l'étude d'autres paramètres.

L'analyse cinétique a démontré que la direction des forces appliquées, au cours de la propulsion manuelle conventionnelle, était complètement inadaptée (Boninger *et al.* 1997, Wu 1998).

¹⁹ CVM = contraction volontaire maximale

Plusieurs questions se posent alors et les réponses à ces questions nécessitent une démarche par étapes explicitée ci-dessous.

Du point de vue énergétique, des efforts importants aux niveaux cardio-vasculaire et musculo-squelettique ont été rapportés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant. Ces efforts se traduisent par une dépense énergétique et un rythme cardiaque élevés ainsi que par un rendement mécanique qui se chiffre autour de 10%, plus faible qu'un travail avec bras à manivelle (15%) ou sur bicyclette (>20%) (van der Woude 1989).

Question 1 et 1 bis: *Est-ce qu'on peut moduler l'impact des complications liées à la technique conventionnelle de propulsion manuelle en fauteuil roulant, en changeant la technique de propulsion elle-même ? Si oui, quels sont les paramètres qui peuvent confirmer cette hypothèse ? (Voir étude 4).*

L'efficacité mécanique de l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant est beaucoup influencée par le facteur de l'apprentissage de la technique conventionnelle (Dallmeijer *et al.*, 1999; de Groot *et al.*, 2002, 2003). Il paraît donc indispensable d'apprendre aux sujets, propulsant le prototype avec la technique non-conventionnelle, les différentes stratégies d'utilisation et voir l'effet de cet apprentissage sur le coût énergétique résultant de ce travail.

Question 2 : *Est-ce qu'un apprentissage de la technique non-conventionnelle a un effet positif sur le coût énergétique de la technique non-conventionnelle ? Si oui, dans quels limites et quels sont les programmes que nous pouvons recommander ?*

Plusieurs avantages mécaniques et physiologiques ont été attribués au système de propulsion à leviers. L'un des ces avantages, toujours comparé à la propulsion manuelle conventionnelle, est l'utilisation d'un grand nombre de muscles des membres supérieurs, surtout autour des articulations du coude et de l'épaule. La direction de la force exercée est probablement plus proche du centre du mouvement des épaules ce qui réduit le moment et la force de compression articulaire (van der Woude *et al.* 2001b).

Question 3. *Est-ce qu'un prototype intégrant la technique de propulsion à leviers peut être faisable sans varier les composantes mécaniques essentielles (siège, hauteur, taille...) du fauteuil conventionnel? (Voir Étude 1).*

L'interface fauteuil-utilisateur est le facteur le plus intéressant et le moins explicite dans la conception de n'importe quel fauteuil roulant. L'intégration d'une composante mécanique ainsi qu'une modification de la technique de propulsion peuvent influencer, positivement ou négativement, cette interface. La maniabilité, la maintenance, la technique de propulsion et la taille sont des facteurs de satisfaction inhérents à un modèle de propulsion manuelle afin de favoriser l'interaction entre la machine et l'homme. Le premier objectif de ce travail était d'identifier et de quantifier la satisfaction des utilisateurs de notre prototype en évaluant subjectivement les différents paramètres de maniabilité.

Questions 4 et 4 bis: *Quelle sera la satisfaction des utilisateurs de notre prototype et quels sont les difficultés qu'ils vont rapporter? Est-ce qu'une modification de la technique de propulsion engendre des problèmes ou des contraintes spécifiques ? (Voir étude 2)*

L'efficacité ultime d'un fauteuil roulant réside dans la sécurité et la capacité d'un modèle à satisfaire les besoins des utilisateurs aussi bien dans l'activité de la vie quotidienne que dans les activités dites extrêmes ou sportives.

Question 5. *Comment peut-on tester objectivement les habiletés de notre prototype et sa performance sur le terrain afin d'identifier les capacités du fauteuil à répondre à tous les besoins des utilisateurs, au minimum dans des activités de base et en relation avec la technique non-conventionnelle proposée? (étude 3 et 6)*

En résumé, plusieurs questions peuvent être reformulées sur la base de l'analyse de la littérature et des questions précédentes :

- Un prototype, basé sur la technique de propulsion par poussée, peut-il être conçu par un ingénieur mécanique qui ajouterait au fauteuil conventionnel un système composé de deux poignées de poussée (Étude 1) ?

- La technique de propulsion manuelle non-conventionnelle en fauteuil roulant, proposée par ce travail, est-elle plus avantageuse que la technique conventionnelle (étude 2) ?
- Pouvons-nous dire que les habiletés réalisées en utilisant notre prototype est sécurisée et acceptable pour des études éventuelles (étude 3 et 6)?
- La technique de propulsion alternative par poussée en fauteuil roulant nécessite-t-elle une dépense énergétique inférieure à celle requise par la technique conventionnelle (étude 4).
- L'apprentissage de la technique non-conventionnelle de propulsion utilisant notre prototype permet-elle de réduire le cout énergétique de ce travail manuel (étude 5) ?

Nous présenterons dans les chapitres suivants :

- La méthodologie et la synthèse des six études réalisées (buts, résultats et discussion),
- Une conclusion générale suivie d'une perspective.
- Le questionnaire et la fiche d'évaluation des habiletés en fauteuil roulant en annexes.

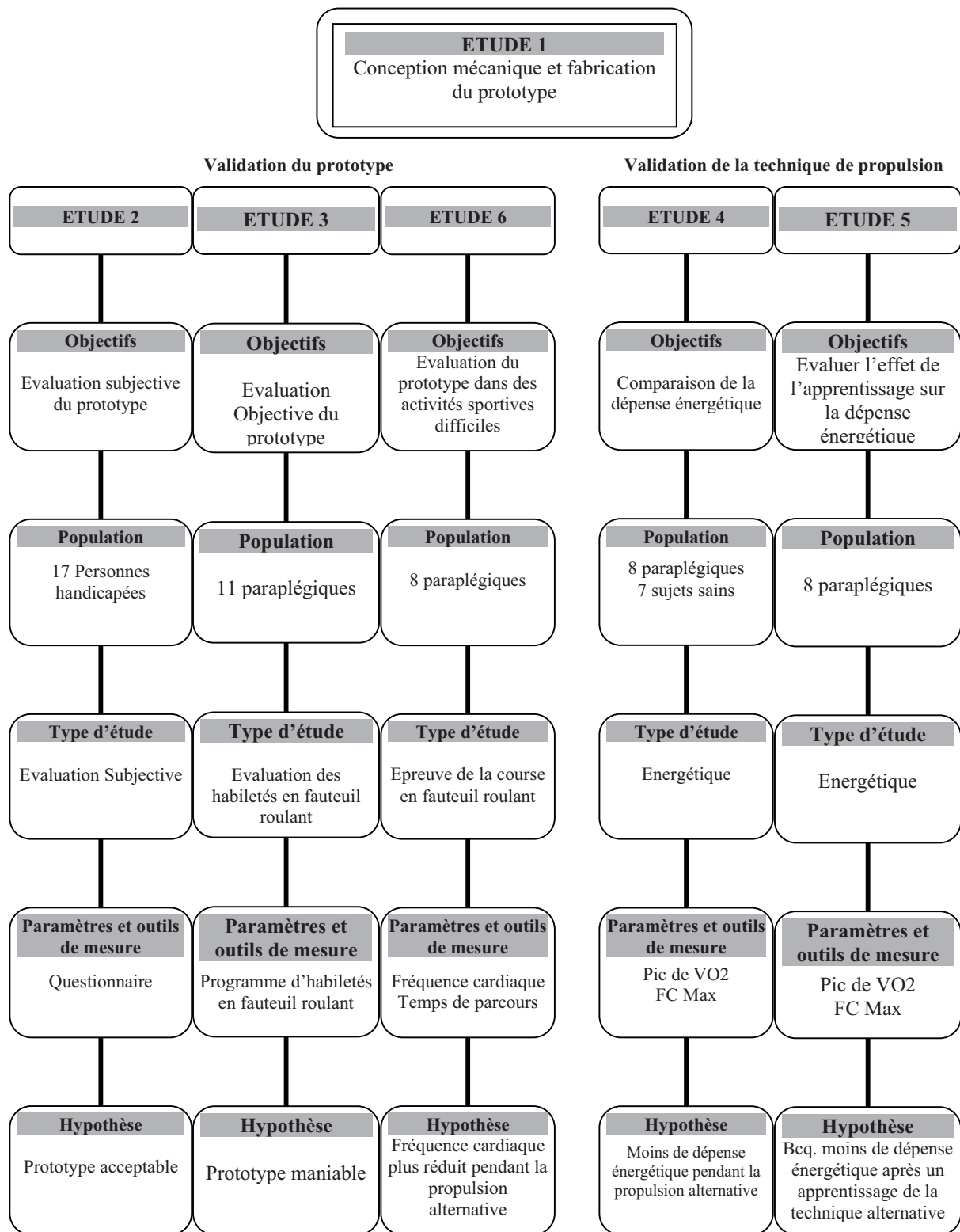


Figure 36. Présentation générale du protocole expérimental

- Etude 1 -

Conception mécanique de notre prototype de fauteuil roulant

1.1. Introduction

A la lumière des discussions faites dans les chapitres précédents, nous pouvons conclure que la propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant s'avère un mode de déplacement inadapté à la physiologie et à la biomécanique des membres supérieurs. Des contraintes mécaniques significatives induites par ce travail peuvent contribuer à l'incidence élevée des troubles musculo-squelettiques au niveau des membres supérieurs. Ceci peut influencer la qualité de vie des personnes handicapées qui sont très dépendantes de leurs membres supérieurs pour la réalisation de la plupart des activités de la vie quotidienne.

Au cours de la propulsion manuelle conventionnelle, les épaules vont subir des forces contraignantes liées aux facteurs de stabilité et de mobilité nécessaires pour le travail. Ceci augmente la fatigue neuromusculaire au niveau des épaules et contribue largement à la perturbation du contrôle moteur augmentant, ainsi, le risque de blessure musculo-squelettique (Mulroy *et al.* 1996, 2004, Monod 1985).

La propulsion manuelle non-conventionnelle à leviers a été trouvée comme un mode de déplacement plus adapté à la physiologie des membres supérieurs. Bennedik, Engel et Hildebrandt ont montré que ce mode de locomotion a un rendement plus important comparé à la propulsion conventionnelle (McLaurin *et al.* 1986).

1.2 Propulsion manuelle à leviers et modèles proposés

Les systèmes à leviers pour les fauteuils roulants se trouvent en Europe depuis plusieurs années (Figure 37). Le modèle type a été basé sur l'intégration des deux tiges liées aux deux roues-arrière et similaires à ceux qui sont utilisés avec la locomotive à vapeur. Plusieurs inconvénients, liés à l'utilisation de ce modèle type, ont été rapportés par les auteurs notamment en fonction de la vitesse de propulsion limitée par la fréquence des phases de poussée et de retour. L'absence de la phase du repos entre les

différentes phases de la propulsion, dû à l'impossibilité de dissociation des mouvements des roues et des leviers, ont constitué également l'un des désavantages du système (McLaurin *et al.* 1986).

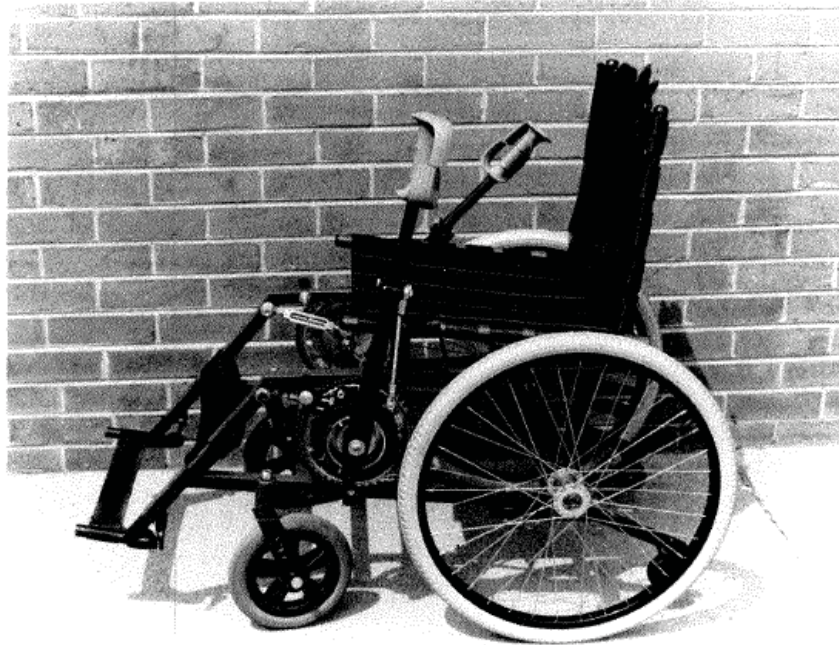


Figure 37 : Modèle du fauteuil roulant avec propulsion à leviers proposé par l'Université de Virginie aux Etats-Unis. (McLaurin *et al.* 1986)

Brubaker *et al.* ont établi que l'utilisation des leviers uniquement dans la phase de poussée peut augmenter le rendement mécanique. A cette constatation s'ajoute le travail de Bruning qui a pu réussir à intégrer un système de propulsion similaire à un pignon d'une bicyclette limitant le travail aux phases de poussée et permettant des repos pendant les phases de retour (Bruning *et al.* 1981). La propulsion arrière était possible grâce à un système lié aux poignées permettant, à travers un serrage par la main de l'utilisateur, de renverser la direction de conduite du pignon. Le modèle n'avait pas permis une vitesse convenable à la pratique sportive et n'assurait pas un contrôle directionnel lors de la descente d'une pente. D'autres inconvénients ont été attribués au système du changement de la direction de la propulsion qui obligeait l'utilisateur à le manipuler même pendant la propulsion vers l'avant. Ceci nécessitait donc trois fonctions manuelles : une pour la propulsion avant, une pour l'arrière et une pour arrêter le fauteuil, ce qui provoquait un conflit de maniabilité surtout dans la pratique des gestes complexes.

Dans l'objectif de développer des systèmes mécaniques de propulsion à leviers qui permettent une certaine maniabilité et manœuvrabilité similaire à celles de la propulsion classique, plusieurs prototypes ont été proposés associant un système de freinage à celui de la conduite. Typiquement, le système de roulette avec embrayage a été utilisé pour la propulsion avant, des poignées attachées aux leviers pour neutraliser le système servaient de freins et des réflecteurs pour la propulsion arrière.

Des études expérimentales ont montré également l'inefficacité de ces systèmes et leur incompatibilité avec l'interface fauteuil-utilisateur (McLaurin *et al.* 1986).

Des modèles commerciaux utilisant la technique de propulsion à leviers ont été également proposés. Le modèle le plus crucial s'appelle Wijit® et consiste en deux accessoires qui peuvent être attachés à un nombre limité des fauteuils roulants. Le système mécanique de ces deux accessoires n'est pas décrit sur le site internet des fabricants et n'a fait l'objet d'aucune étude scientifique. Le système ne permet pas qu'une propulsion en avant et les mouvements de propulsion manuelle se déroulent d'une façon asynchrones (Thomas *et al.* 2002). D'autres inconvénients de ce modèle est la longueur relativement courte des deux bras des leviers, ce qui reproduit la cinématique de la propulsion conventionnelle. Les muscles de la coiffe des rotateurs restent en tension au début de la phase de poussée à cause de la position relativement basse de l'épaule (Figure 38).



Figure 38 : Accessoire de fauteuil roulant permettant la propulsion à leviers.

1.3 Objectifs de la conception mécanique du prototype de fauteuil roulant

Notre prototype a été fabriqué dans le cadre de l'innovation scientifique concernant le développement des modèles des fauteuils roulants avec propulsion manuelle au sein du Centre d'Innovation et du Sport à l'Université Claude Bernard à Lyon-France. Cet axe de

recherche a pour objectif principal la validation d'une technique non-conventionnelle de propulsion manuelle en fauteuil roulant afin de diminuer au maximum les contraintes induites par la technique conventionnelle. Cette diminution des contraintes va probablement réduire le risque des troubles musculo-squelettiques affectant les membres supérieurs des handicapés dépendants du fauteuil roulant.

D'après les analyses cinématiques de l'acte de propulsion manuelle décrites dans les chapitres précédents, la propulsion conventionnelle consiste en des mouvements répétitifs des membres supérieurs poussant la main courante attachée aux grandes roues-arrières du fauteuil. Ces mouvements des membres supérieurs sont inadaptés à leur biomécanique car les muscles stabilisateurs et notamment le sus-épineux sont sollicités continuellement. Ceci amène à une lésion de stress et à une affection dégénérative de l'articulation de l'épaule.

Plusieurs tentatives d'innovation ont utilisé le système de leviers de poussée afin de l'adapter aux fauteuils roulants selon la technique de propulsion conventionnelle.

Des fauteuils ont été fabriqués avec un système d'embrayage fixe avec une seule vitesse (Romero *et al.* 1998). Ce dernier fauteuil a été équipé d'un système complexe de poignées de poussée. Un autre système a été fabriqué avec une tringle très complexe avec deux barres qui bloquent l'entrée et la sortie des sujets (Bean 2000). Une autre tentative a suscité beaucoup de difficultés de manipulation chez les utilisateurs, en raison de la complexité de ses systèmes de poulies et de tringles (Horn *et al.* 1989).

À notre connaissance, aucune de ces tentatives n'a fait l'objet d'une étude scientifique rigoureuse. En effet, les informations concernant ces fauteuils restent limitées en raison de l'absence d'une validation scientifique ou de la complexité des systèmes conçus.

L'avantage du système de leviers réside dans la variation de trajectoires décrites par les membres supérieurs lors de la propulsion. Dans ce système, les membres supérieurs réalisent une activité similaire à celle d'un système de "poussée" qui active des muscles plus performants comme le triceps et le grand pectoral avec une diminution des contraintes sur l'épaule au détriment des deux autres articulations (van der Woude *et al.* 2001b). Ceci peut diminuer le risque des contraintes et des lésions répétitives surtout pendant la mobilité dite extrême.

1.4 Conception mécanique et description du prototype

1.4.1 Conception mécanique

Notre prototype est un fauteuil roulant pour basketball type Quickie GT®: ultraléger et non-pliable modifié par l'intégration d'un système de propulsion à leviers (Figure 50). Ce modèle a été conçu par un ingénieur mécanique pour répondre aux conditions expérimentales de notre étude notamment celle de l'intégration de la technique alternative de propulsion manuelle (Figure 39). Bien que le but de cette conception ne soit pas ergonomique, l'interface sujet-fauteuil a été prise en compte surtout dans la fabrication des bras. Certaines options permettant une utilisation plus facile du fauteuil ont été également considérées.

On a utilisé deux poignées de poussée qui servent comme des leviers à la portée de l'utilisateur qui les prend avec ses deux mains. Ces leviers ont été fixés et reliés aux deux axes des roues-arrières principales du fauteuil roulant (Figure 40). Des étriers de frein sont montés sur le châssis derrière la roue arrière et activés par des poignées de frein montées sur les poignées de poussée (Figure 41).



Figure 39: Photo du prototype sans le système de frein.

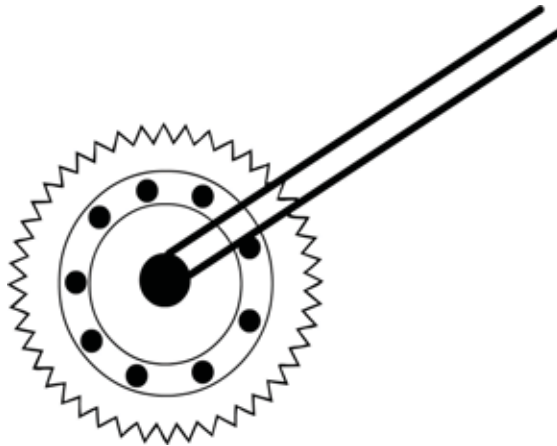


Figure 40. Le bras lié au système de chaîne de bicyclette attaché à l'axe des deux roues arrière du prototype. Des poussées appliquées sur les deux bras peuvent être transmises à l'axe de rotation des deux roues-arrières pour avancer le fauteuil. Ce système permet à chaque roue-arrière de rouler indépendamment de l'autre.

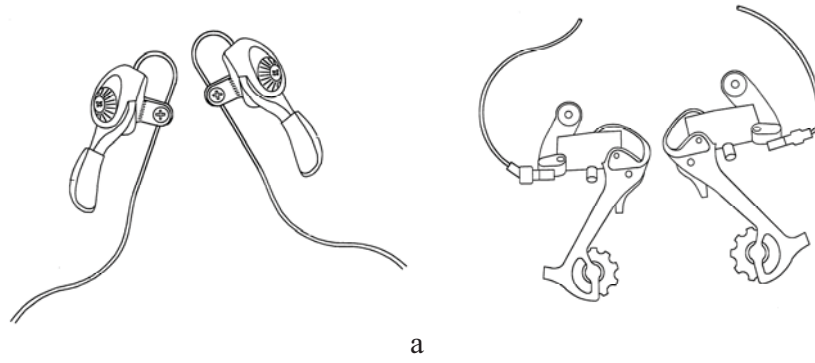


Figure 41. Système de freinage pour le prototype. a. Poignées de frein fixées sur les poignées de bras de poussée. b. Les étriers de frein fixés sur le châssis derrière la roue arrière.

Deux systèmes ont été proposés pour permettre à chaque poignée de poussée de transmettre la puissance produite par la poussée de l'utilisateur aux deux roues-arrières afin de faire manipuler le fauteuil dans une direction avant ou arrière.

a. Un système de roue dentée (Figure 42)

Ce système a été fixé sur le manchon de la roue arrière du prototype. Le cliquet, attaché à la barre-levier, pousse la dent et entraîne la rotation de la roue dans un sens. Dans l'autre sens, le cliquet glisse sur la dent et entraîne un blocage du

mouvement dans le sens inverse. Un ressort a été inséré dans le cliquet pour le remettre en position initiale entre deux nouvelles dents pour continuer le mécanisme.

Le premier prototype a été conçu à la base de ce système. Néanmoins, on l'a négligé à cause de certaines limitations notamment celles du blocage du mouvement par les dents dans le sens arrière, de l'incompatibilité du système avec des freins, du rendement mécanique élevé dû à la complexité du système de ressort et du passage du cliquet sur les dents et surtout l'inconfort ressenti par les utilisateurs.

b. Un système de chaîne de Bicyclette (Figure 43a)

Dans ce système, les leviers de poussées sont reliés aux deux systèmes de chaînes de bicyclette qui sont attachés à l'axe de rotation de chacune des deux roues-arrière (Figure 44). Des poussées appliquées sur les deux leviers peuvent être transmises à l'axe de rotation des deux roues-arrières tout en permettant l'avancement du fauteuil (Figure 45). Le système de chaîne de bicyclette a permis à chaque roue de tourner indépendamment de l'autre ce qui confère au nouveau fauteuil la capacité de tourner à droite et à gauche. Le système de bicyclette, fixé à chaque extrémité de l'axe de rotation des deux roues-arrières, comprend un roulement à butée composé d'une bague extérieure, des corps roulants, un chemin de roulement, une cage et une bague intérieure (Figure 46).

1.4.2 Description du prototype

La conception du prototype a été basée sur le système de chaîne de bicyclette. Plusieurs avantages ont été rapportés après l'utilisation de ce système, notamment ceux du rendement mécanique manifesté par la transmission de toutes les forces de poussées aux deux roues du fauteuil.

La propulsion arrière a été permise par l'intégration d'un deuxième système de chaînes de bicyclette (Figure 43b).

Le prototype avec le système de chaînes bicyclettes a subi plusieurs tests mécaniques pour éliminer tout défaut de fabrication. Des tests de chocs sur un plateau vibrant ainsi

que des chocs mécaniques appliqués par des compresseurs ont été réalisés pour s'assurer de l'efficacité des systèmes d'enchaînement mécanique.

Un système de liaison des deux bras de poussée équipé d'un ressort pour l'ouvrir a été ajouté au prototype afin de faciliter l'entrée et la sortie des utilisateurs (Figure 47 et 48).

La technique alternative non-conventionnelle choisie pour notre prototype est basée donc sur le système à leviers et consiste à manipuler les deux bras liés chacun à des chaînes de bicyclette afin d'avancer les roues (Figure 49).

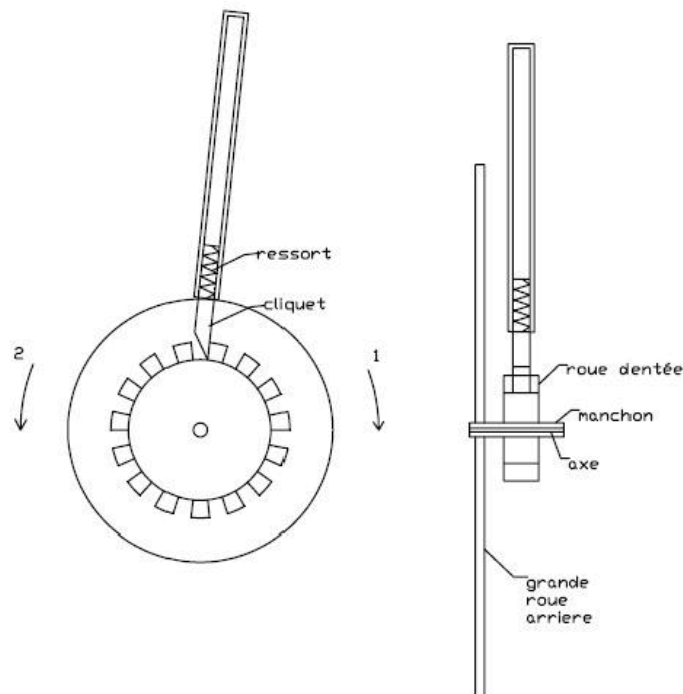


Figure 42. Ce système a été fixé sur le manchon de la roue arrière du fauteuil. Le cliquet, attaché à la barre-levier, pousse la dent et entraîne la rotation de la roue dans un sens. Dans l'autre sens, le cliquet glisse sur la dent et entraîne un blocage du mouvement dans le sens inverse. Un ressort a été mis dans le cliquet pour le remettre en position initiale entre deux nouvelles dents pour continuer le mécanisme.



a



b

Figure 43. Photo du système mécanique utilisé pour le prototype afin de permettre sa propulsion par leviers. **a.** le système utilisé au laboratoire pour permettre la propulsion avant. **b.** le système avec double chaines permettant la propulsion arrière.

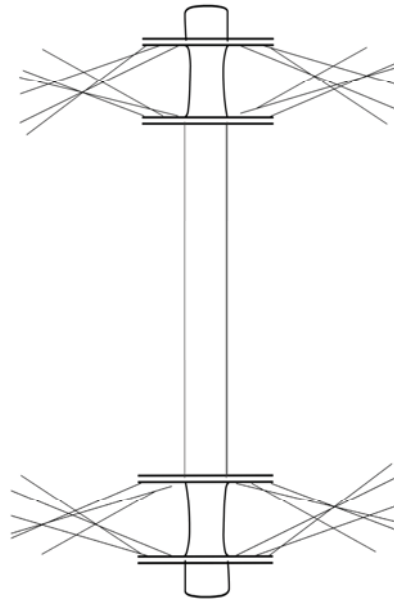


Figure 44. Axe reliant les deux roues-arrières du fauteuil du sport conventionnel. Chaque roue avance indépendamment de l'autre.

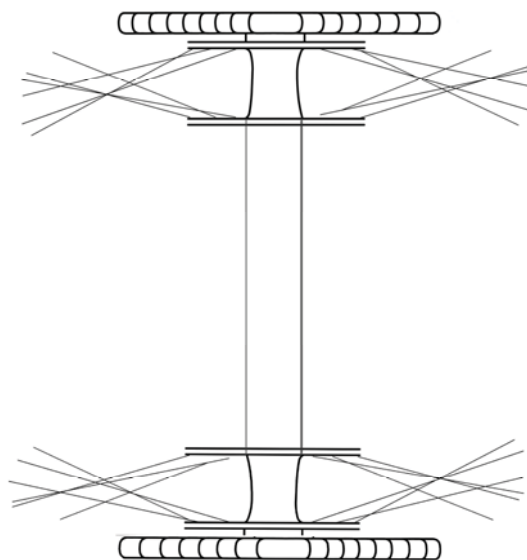


Figure 45. Axe reliant les deux roues-arrières du prototype avec le système de chaîne. Deux systèmes de chaînes de bicyclette sont attachés également à l'axe de rotation de chacune des deux roues-arrières.

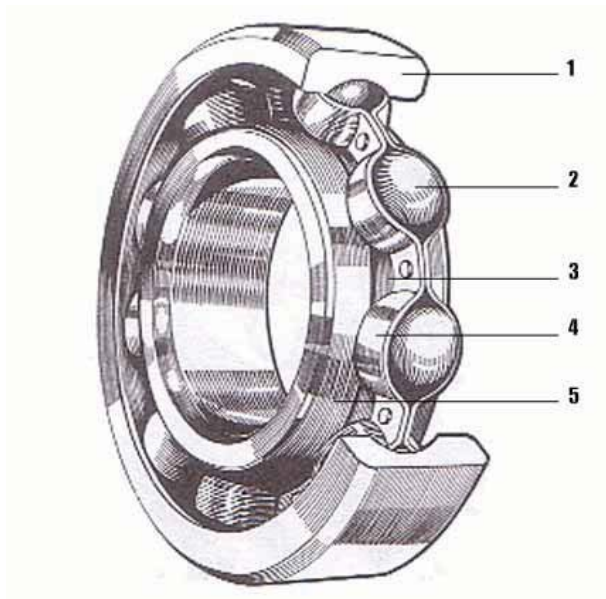


Figure 46. Roulement à butée utilisé pour avancer les roues-arrière du fauteuil.

1. Bague extérieure
2. Corps roulants (billes, rouleaux cylindriques, rouleaux coniques, aiguilles)
3. Chemin de roulement
4. Cage
5. Bague intérieure

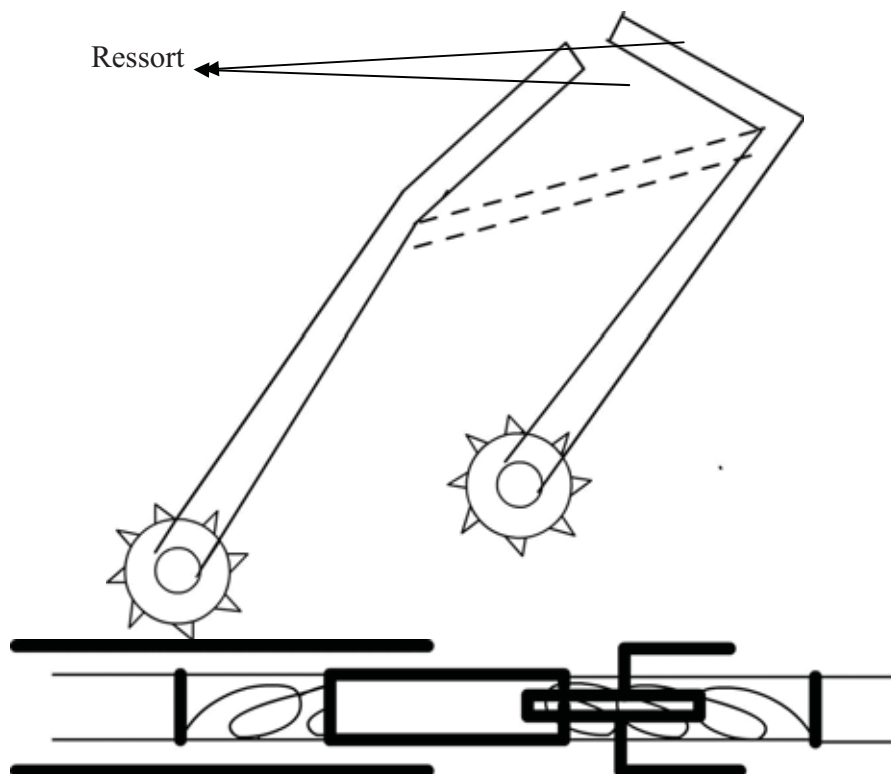


Figure 47. Système de liaison du bras équipé d'un ressort pour faciliter l'entrée et la sortie des sujets du prototype.



Figure 48: Bras non relié du fauteuil fabriqué.

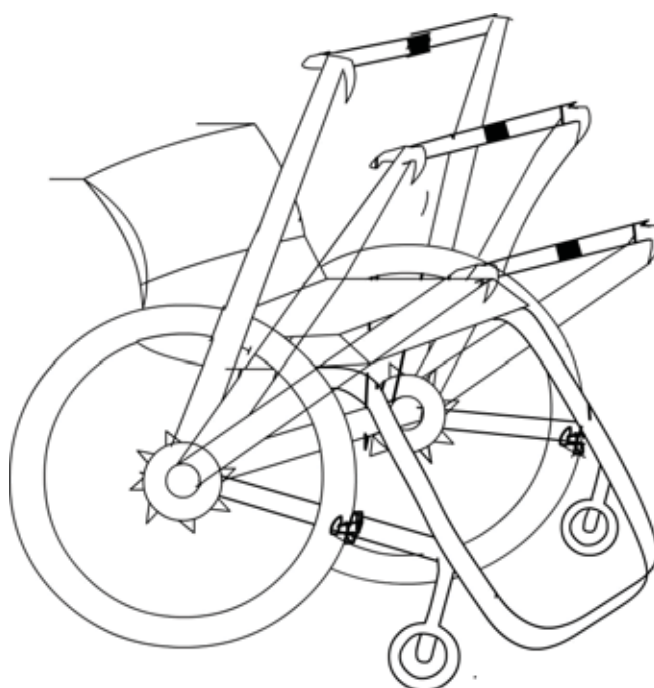


Figure 49. La propulsion alternative proposée dans note prototype.

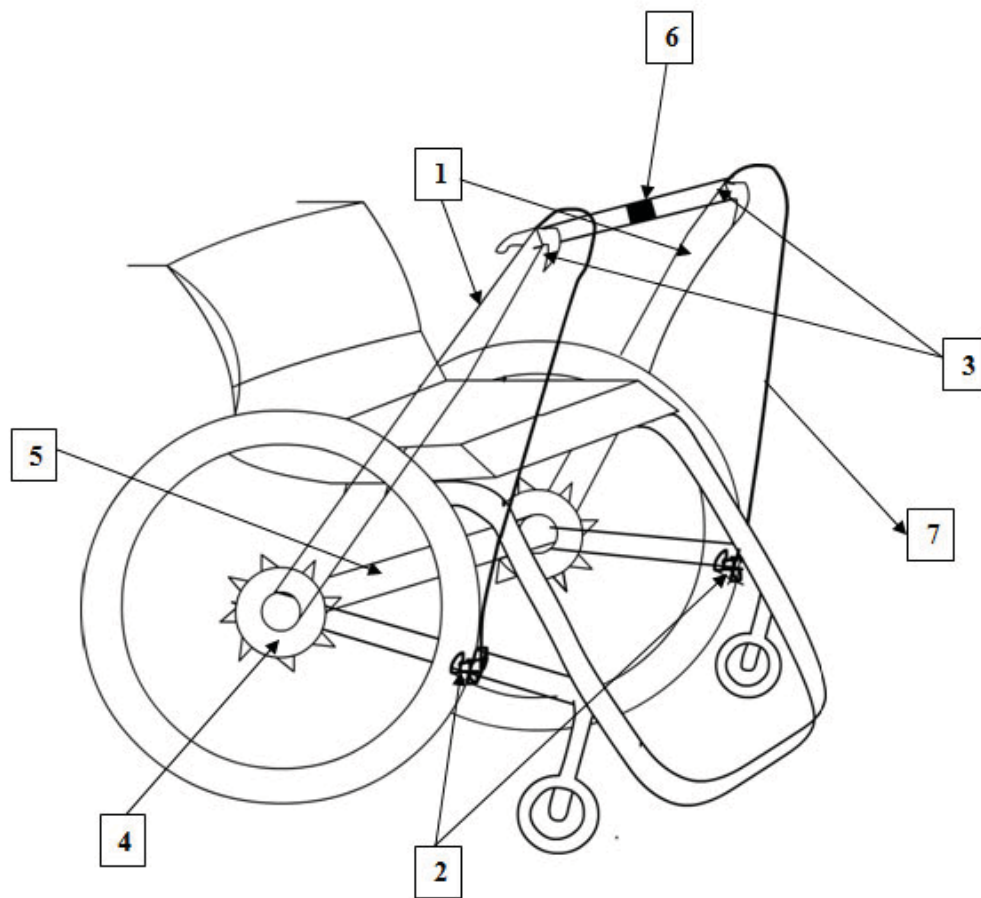


Figure 50: Représentation schématique du fauteuil roulant fabriqué avec le système de chaîne de bicyclette basé sur le système de propulsion à levier.

Le prototype consiste en deux leviers de poussées (1) reliés aux deux systèmes de chaînes de bicyclette (4) attachés à l'axe de rotation (5) de chacune des deux roues-arrières. Des poussées appliquées sur les deux leviers peuvent être transmises à l'axe de rotation des deux roues-arrières (5) tout en permettant l'avancement ou le recul du prototype. Le système de chaîne de bicyclette a permis à chaque roue de tourner indépendamment de l'autre ce qui confère au nouveau fauteuil la capacité de tourner à droite et à gauche.

- Etude 2 -

Evaluation subjective du prototype (questionnaire)

2.1 Introduction

Dans l'objectif de valider la propulsion manuelle en fauteuil roulant, basée sur le système de leviers et de discuter l'idée d'interface utilisateur-fauteuil non-conventionnelle, nous avons élaboré un questionnaire destiné aux utilisateurs du prototype de ce travail.

Un recueil des données a été fait après une utilisation du prototype basé sur la propulsion manuelle non-conventionnelle.

2.2 Objectifs du questionnaire

- Identifier les points forts et les points faibles de la technique de propulsion non-conventionnelle dans les différentes conditions d'utilisation sur plusieurs types de terrains.
- Solliciter la participation des utilisateurs dépendants du fauteuil roulant pour contribuer à l'amélioration du prototype.
- Évaluer la satisfaction globale des utilisateurs après la propulsion du prototype.

2.3 Méthodologie

2.3.1 Population

Dix sept personnes ont participé à cette étude. Onze hommes et 6 femmes. Les sujets ont été choisis pour leur capacité inaltérée des membres supérieurs et avaient tous au moins deux ans d'expérience de sport en fauteuil roulant. Les sujets sont des paraplégiques d'origine traumatique, des polios et des amputés de la partie basse de la jambe.

	Âge (ans)	Poids corporel (kg)	Expérience de propulsion manuelle (ans)	Expérience de sport en fauteuil roulant (ans)
Homme (n=11)				
Blessé médullaire traumatique (paraplégique) (n=6)	35	62.3	12	9
	31	71	7	6
	27	79	3	2
	24	67.4	4	3
	29	69.2	6	4
	26	74.4	5	2
Polio (n=3)	31	59.6	10	4
	29	61.3	5	3
	26	62.3	4	3
Amputé (partie basse de la jambe) (n=2)	37	51.9	3	2
	34	59.2	4	2

Femme (n=6)				
Blessé médullaire traumatique (paraplégique) (n=5)	27	49.5	5	2
	25	51.3	7	4
	29	59.6	4	2
	24	52	6	3
	22	61	3	2
Polio (n=1)	37	48	7	5

Tableau 7: Caractéristiques des sujets participant à l'étude 2.

Les sportifs handicapés atteints de maladies neuromusculaires et les amputés de la partie haute de la hanche ont été exclus de l'étude en raison de leur invalidité importante qui pourrait affecter la validité du questionnaire. Nous avons exclus également les sujets présentant des troubles musculo-squelettique (notamment au niveau des membres

supérieurs, de la région cervicale, de la région lombaire...), des accidents traumatiques et des troubles psychiatriques depuis une période d'une année.

Le niveau lésionnel du groupe paraplégique a été fixé à D10 et s en raison du déficit important des muscles abdominaux chez des sujets ayant un niveau lésionnel plus haut, ce qui pourrait diminuer la fiabilité des résultats.

Les caractéristiques des sujets investigués sont présentées dans le tableau 7.

2.3.2 Evaluation et contenu du questionnaire

Avant de répondre au questionnaire, chaque sujet a fourni des informations sur son expérience de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant et sur son historique médicale. Un profil de chaque utilisateur a été identifié reflétant ses capacités, ses besoins, ses activités sportives, son expérience dans l'utilisation du fauteuil ainsi que certains paramètres anthropométriques.

Nous avons demandé à chaque sujet de propulser le fauteuil roulant avec le système non-conventionnel plusieurs jours avant de remplir son questionnaire. Ceci a permis aux utilisateurs de s'habituer à l'utilisation du fauteuil roulant non-conventionnel et à répondre aux questions demandées d'une façon plus précise. Tous les sujets ont utilisé le fauteuil roulant deux jours au minimum et deux heures par jour. L'utilisation consiste en des activités de la vie quotidienne comprenant, par exemple, un pivotement à gauche, à droite, propulsion en avant, propulsion en arrière, propulsion avant sur une pente...etc. (Figure 51).

Le questionnaire comprend des questions concernant le confort, la possibilité de réglage des différents accessoires, la conduite, la manœuvrabilité²⁰, le franchissement des obstacles, la sécurité du fauteuil, son poids, sa taille, sa portabilité ainsi que son apparence (voir annexe 1). Une note de satisfaction globale de la propulsion du prototype a été également demandée.

La note zéro signifie que le sujet n'est pas du tout satisfait alors que la note dix exprime sa satisfaction totale.

²⁰ La manœuvrabilité désigne les qualités intrinsèques du fauteuil roulant permettant de lui faire effectuer certains types de manœuvres.

L'étude a duré un an et le champ d'application était le Liban Nord. Tous les sportifs handicapés étaient des patients suivis dans notre service de physiothérapie à l'Hôpital Rahmé de Réhabilitation et à l'Association des services sociaux à Tripoli, Liban.

Le groupe de thérapeutes qui a fait les entretiens avec les utilisateurs du prototype a été choisi pour son expérience d'entraînement des personnes handicapées sur fauteuil roulant. Ce groupe a été préparé pour cette étude sans connaître les objectifs spécifiques.

A partir des résultats du questionnaire, nous avons développé un modèle récapitulatif déterminant le degré de satisfaction des conditions d'utilisation et les besoins des utilisateurs de ce type de propulsion manuelle non-conventionnelle.



Figure 51 : Pivotement **a.** à droite **b.** à gauche pratiqués par un sujet paraplégique.

2.3.3 Analyses statistiques

Nous avons utilisé les logiciels SPSS version 16 et Microsoft Excel 2007 pour l'analyse des résultats.

La comparaison des notes relatives aux deux fauteuils roulants, conventionnel et prototype, a été effectuée à l'aide du test t de Student parié.

Ce test de deux moyennes est utilisé pour les échantillons qui sont conformes à la loi normale. La signification des tests d'analyse est fixée à $p < 0,05$.

2.4 Résultats

Les résultats du questionnaire sont présentés dans la figure 52. Les thèmes des questions ont été mis en abscisse et les notes des utilisateurs en ordonnés.

Confort senti par les utilisateurs

La différence des moyennes était de 2.25 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Possibilité de réglage de certains accessoires (bras de poussée pour le prototype)

La différence des moyennes était de 2.625 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$

Conduite des fauteuils

La différence des moyennes était de 3.438 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Manœuvrabilité

La différence des moyennes des notes était de 0.125 en faveur du fauteuil conventionnel. Avec une différence non significative avec $p < 0.802$.

Franchissement des obstacles

La différence des moyennes des notes était de 4.625 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Sécurité

La différence des moyennes des notes était de 1.563 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Poids

La différence des moyennes des notes était de 1.188 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.003$.

Taille

La différence des moyennes des notes était de 0.313 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence n'était pas significative avec $p < 0.367$.

Portabilité du fauteuil

La différence des moyennes des notes était de 3.688 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Apparence (Esthétique)

La différence des moyennes des notes était de 3.375 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Satisfaction globale

La différence des moyennes des notes était de -3.813 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

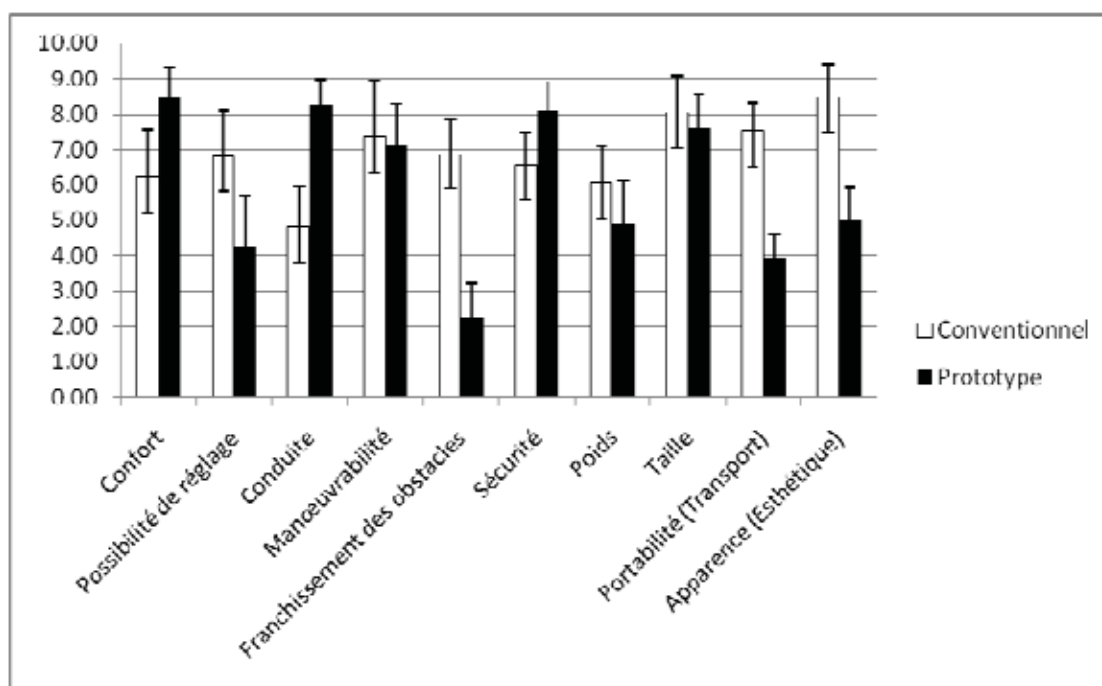


Figure 52. Evaluation subjective du fauteuil roulant (questionnaire). Moyennes et Ecart-Type des variables subjectifs pour le fauteuil conventionnel et le prototype.

2.5 Discussion

La méthodologie du questionnaire est basée sur l'évaluation subjective d'un nouveau fauteuil roulant de basketball testé par de Groot *et al.* en 2003 et sur le questionnaire élaboré par Gaines *et al.* pour valider un nouveau modèle de poignée attachée à la main courante (Gaines *et al.* 1986).

L'analyse des résultats a montré des problèmes mineurs et majeurs du prototype. Les problèmes soulevés par les utilisateurs concernaient sa portabilité, son poids, sa taille, son adaptabilité de franchir des obstacles ainsi que les réglages de certains accessoires (les bras ajoutés ou bras de poussée).

Par contre, ces problèmes, purement mécaniques, n'ont pu pas influencer la satisfaction globale attribuée à la technique de propulsion manuelle alternative. La façon de conduite, le confort senti par les utilisateurs et la sécurité ont été des facteurs qui contribuent à la supériorité de cette technique par rapport à la technique conventionnelle.

Nous pouvons donc dire que le prototype du fauteuil roulant, basé sur le système de propulsion non-conventionnelle à leviers, est presque identique au fauteuil conventionnel du point de vue mécanique. Les roues, le siège, la hauteur, la taille n'ont pas subi de modifications. Cependant, toute modification de la technique de propulsion pourrait affecter l'interface fauteuil-utilisateur.

La forte relation entre l'utilisateur et le fauteuil lance un défi très important pour les fabricants et les designers. Le sujet doit être en mesure de contrôler le fauteuil, surtout lors des activités dites extrêmes ou sportives et surtout avec un minimum d'effort physique et cognitif.

Le questionnaire de cette étude visait à présenter le contexte d'évaluation subjective du prototype proposé ainsi que les contraintes et les obstacles que le modèle pourrait affronter. Cependant, nous considérons toujours que le prototype est un modèle expérimental et que les ajustements ergonomiques spécifiques aux bras de propulsion n'ont pas été pris en considération lors de la réalisation de ce travail. L'évaluation subjective a été analysée également afin de comparer les deux techniques de propulsion qui peuvent palier aux problèmes de maniabilité rencontrés lors de l'utilisation du prototype.

Les difficultés et les contraintes que rencontrent les personnes handicapées faisant du sport et lors de l'utilisation de leur fauteuil conventionnel s'étendent à un surmenage

physique et cognitif. Ceci résulte d'une implication trop importante et nocive des articulations des membres supérieurs imposée par les microtraumatismes et les autres surcharges résultants de la plupart des activités de la vie quotidienne (transferts, levers, exercices..) et surtout des gestes sportifs.

Ces contraintes de propulsion manuelle ont été abordées fréquemment dans la littérature surtout lors des questionnaires adressés à des blessés médullaires (Samuelsson *et al.* 2004 ; Turner *et al.* 2001).

A l'opposition des contraintes induites par l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant conventionnel, l'évaluation subjective de notre prototype n'a rapporté aucune contrainte sur les membres supérieurs ni déconfort. De même, les commentaires des utilisateurs, rapportés par les thérapeutes qui participent à cette étude, confirment la supériorité de ce type de propulsion.

En effet, ces commentaires et ces témoignages ont montré qu'en plus des caractéristiques physiques des utilisateurs, plusieurs éléments, liés à l'attitude des utilisateurs du fauteuil, à leurs intérêts et à leur évolution cognitive, doivent être pris en considération pour s'assurer de la compatibilité de l'interface sujet-prototype. Le contrôle, la sécurité, le prix éventuel, l'harmonie et la précision, l'adaptabilité et la facilité de conduire, ont été les facteurs les plus discutés.

Sur le plan « *control* », l'utilisateur doit garder le sentiment de maîtrise totale du fauteuil pendant la conduite. Autrement, le sujet peut ressentir une frustration et/ou une passivité.

Le fauteuil ou le prototype doit également offrir à son utilisateur un bon niveau de « *Sécurité* » notamment lors d'un usage extrême ou d'un fonctionnement défectueux.

Pour le « *prix éventuel* », le prototype pourra être disponible sur le marché. Cependant l'intégration de la nouvelle technique de propulsion manuelle sera un travail complexe. Outre les ajustements ergonomiques, il faudra utiliser des matériaux légers au niveau des bras de poussées pour ne pas affecter le poids du fauteuil tout en gardant un prix abordable du produit final.

Au niveau de « *l'harmonie et la précision* », le fauteuil roulant adapté doit offrir à son utilisateur un grand niveau d'habileté, particulièrement dans le domaine de l'Handisport. Il doit éviter tous les problèmes de surcharges induites par le fauteuil conventionnel sans perdre en efficacité. Dans la réalisation des gestes sportifs ou ceux de

la vie quotidienne, l'utilisateur et le fauteuil doivent interagir ensemble dans une harmonie bien établie. Habituellement, une surcharge cognitive et physique importante se produit lorsque l'utilisateur essaye d'atteindre un haut niveau de performance dans la réalisation de ses gestes, alors que le fauteuil répond par un niveau très bas.

Sur le plan de « *l'adaptabilité* », l'interface d'un prototype ou d'un fauteuil roulant doit être adaptée aux caractéristiques des utilisateurs tels que la taille et le poids.

Il faut également prendre en compte le contexte de l'utilisation du fauteuil et offrir à l'usager, et pour chaque situation des temps de réalisation des gestes adéquats.

Cette étude montre qu'une adaptation de la technique de propulsion manuelle conventionnelle, visant à améliorer les conditions d'utilisation du fauteuil conventionnel, sera largement répandue chez des handicapés sportifs. Ces résultats ont été validés sur des sujets paraplégiques, polio et amputé de la partie inférieure de la jambe. Ces types d'invalidité constituent la majorité des utilisateurs du fauteuil surtout dans des conditions extrêmes d'activité.

Plusieurs limitations inhérentes à l'étude doivent être prises en considération notamment celles liés à la taille de l'échantillon, à la variabilité des invalidités des utilisateurs participant au questionnaire. Il faut noter également que le temps donné à l'utilisateur pour s'habituer à la propulsion de notre prototype est un peu restreint, surtout en comparaison avec le temps passé sur son fauteuil conventionnel.

- Etude 3 -

Application du « PROGRAMME D'HABILETÉS EN FAUTEUIL ROULANT[©] »

3.1 Programme d'habiletés en fauteuil roulant

Le programme d'habiletés en fauteuil roulant[©] (WSTP= Wheelchair Skills Training Program) est un système complet qui comprend différents éléments pouvant servir à l'évaluation et à l'entraînement des fauteuils roulants, des utilisateurs ainsi que des aidants. Ce programme a été proposé par Dr. Lee Kirby et ses collaborateurs à la Faculté de Médecine de l'Université de Dalhousie à Canada (Routhier *et al.* 2006).

Le programme d'habiletés en fauteuil roulant comprend l'évaluation d'habiletés en fauteuil roulant (évaluation), la version questionnaire de l'évaluation (questionnaire) et le programme d'entraînement aux habiletés en fauteuil roulant (programme d'entraînement).

L'évaluation est une méthode objective, simple et peu coûteuse qui permet de documenter une vaste gamme d'habiletés liées à l'utilisation d'un fauteuil roulant à propulsion manuelle (Figure 53). Elle est destinée à évaluer, dans un contexte relativement standardisé, une personne donnée dans un type particulier de fauteuil roulant. L'évaluation peut aussi servir d'instrument de mesure pour répondre à des hypothèses de recherche, pour aider à la conception de fauteuils roulants et pour effectuer des analyses coût-efficacité.

3.2 Méthodologie

3.2.1 Population

Onze sujets ont participé à cette étude. Six hommes et Cinq femmes. Les sujets sont tous des paraplégiques sportifs d'origine traumatique, qui ont déjà participé à l'étude de l'évaluation subjective du prototype. Les sujets, avec des membres supérieurs valides, doivent avoir au minimum de deux ans d'expérience de sport en fauteuil roulant.



a



b



c

Figure 53. Exemple d'habiletés évaluées dans le Programme d'Habiletés en Fauteuil Roulant®.

a. Monter et descendre une pente. b. Pivoter c. Franchir un obstacle de 2cm.

Source. <http://www.wheelchairskillsprogram.ca/>

Les paraplégiques évalués ont été informés de l'objectif et de la nature générale de l'évaluation sans avoir des informations sur l'objectif final de ce travail. Ils ont signé un consentement écrit validant leurs participations dans cette étude.

Les caractéristiques des sujets investigués sont représentées dans le tableau 8.

Sujet	Sexe	Age (ans)	Poids corporel (kg)	Expérience de propulsion manuelle (ans)	Expérience de sport en fauteuil roulant (ans)
1	Homme	35	62.3	12	9
2	Homme	31	71	7	6
3	Homme	27	79	3	2
4	Homme	24	67.4	4	3
5	Homme	29	69.2	6	4
6	Homme	26	74.4	5	2
7	Femme	27	49.5	5	2
8	Femme	25	51.3	7	4
9	Femme	29	59.6	4	2
10	Femme	24	52	6	3
11	Femme	22	61	3	2

Tableau 8. Caractéristiques des sujets inclus dans l'étude 3

3.2.2 Evaluation du prototype

L'évaluation a été réalisée dans un des terrains de Basketball à l'Université de Balamand au Liban. Le terrain avec ses dimensions internationales était bien éclairé, calme et isolé de toute distraction. Des obstacles qui se trouvaient déjà dans le terrain, ont été utilisés pour faire les tests spécifiques à la condition correspondante.

L'évaluation a été amorcée de façon conforme à la procédure clinique déjà citée par l'auteur dans la version originale du protocole (Routhier *et al.* 2006). Les habiletés évaluées consistent en des gestes principaux décrits par l'auteur du programme d'habiletés en fauteuil roulant dans sa version 3.2 (Annexe 2). Un groupe de thérapeutes, qui ont été spécialement chargés de la mission grâce à leur expérience avec des personnes

handicapées sur fauteuil roulant, ont été préparés pour cette évaluation sans connaître les objectifs spécifiques.

3.2.3 Matériel et équipement

Le matériel suivant a été utilisé dans l'évaluation :

- Le guide du programme (Routhier *et al.* 2006) : pour consulter les instructions générales et spécifiques.
- Une pente, les orthèses des utilisateurs et des obstacles.
- Les fiches d'évaluation.

3.2.4 Préparation des utilisateurs et du fauteuil roulant

Un formulaire des caractéristiques du fauteuil roulant a été rempli (voir annexe). L'utilisateur du fauteuil roulant a été vêtu et équipé comme d'habitude (par exemple : port de prothèses ou d'orthèses).

Nous avons recommandé à la personne évaluée de ne pas essayer d'exécuter des tâches avec lesquelles elle ne se sent pas à l'aise. L'évaluateur a offert à la personne évaluée la possibilité de poser des questions sur les exigences de l'évaluation avant l'exécution de la tâche, et non au cours de celle-ci. Avant de prendre la position d'observation idéale, l'évaluateur se tenait devant ou à côté de la personne évaluée pour lui expliquer la tâche en question.

Les utilisateurs n'ont eu aucun type de rétroaction concernant l'exactitude de l'exécution d'une tâche, à part des expressions du genre : « *Vous avez bien réussi* » ou « *Vous avez un peu de difficulté avec cette tâche* ».

3.2.5 Positions de départ

Pour toutes les habiletés, la position de départ de la personne évaluée est la position assise dans le fauteuil roulant dont tous les composants sont en place. Les freins ont été bloqués. Il a été permis à l'évaluateur d'aider la personne évaluée à se mettre dans la position de départ requise.

3.2.6 Évaluateurs

Après la présentation des directives à la personne évaluée, la position de départ de l'évaluateur et du pareur a été généralement l'endroit le plus susceptible à offrir le meilleur point d'observation et à répondre aux exigences concernant la sécurité. Les évaluateurs et les pareurs ont été invités à lire attentivement le guide du programme et la documentation correspondante, de revoir le matériel d'évaluation, et à observer l'exercice de l'évaluation par un évaluateur expérimenté.

3.2.7 Score des habiletés individuelles

La notation de la performance de chaque habileté a été évaluée à l'aide de l'échelle proposée au tableau 9. Pour chaque habileté, deux essais ont été proposés à la personne évaluée. Il lui a été permis de recommencer au cas où elle aurait mal compris les directives, ou si elle aurait jugé que le premier essai n'était pas représentatif de sa performance normale. Au cours de chaque essai, diverses méthodes ont été proposées à la personne évaluée (exemple : s'engager sur le gravier par devant, puis par derrière [à reculons] si échec du premier essai). Le deuxième essai n'était validé que si la personne évaluée avait recommencé entièrement la tâche associée à l'habileté. Dans le cas d'une irrégularité quelconque par rapport à une évaluation (exemple : l'entrée d'une personne dans la pièce interrompant la personne évaluée), il était possible de recommencer sans que la personne évaluée ne soit pénalisée.

Un deuxième essai n'était pas permis automatiquement. La décision était cependant laissée à la discrétion de l'évaluateur. Lorsqu'un deuxième essai était justifié, il était déconseillé à l'évaluateur de donner une rétroaction sur les raisons de l'échec entre deux essais, ou encore de donner des directives sur la manière d'exécuter la tâche. Par contre, la répétition de la présentation des directives est permise. Si l'habileté est mieux réussie à la seconde tentative, le meilleur des deux scores était consigné. La totalité de l'habileté était exercée correctement et de façon sécurisée au cours d'un même essai. Au cas où la personne évaluée était incapable d'exécuter la tâche associée à l'habileté (par exemple : actionner les freins), mais qu'elle avait réussi à la faire correctement plus tard (exemple : au cours d'un transfert), la note était révisée.

Succès : (sur le formulaire de collecte de données, noter « S » ou ✓)

- Tâche réussie de façon autonome
- Tâche réussie de façon sécurisée
- Les aides techniques sont permises si la personne évaluée les transporte avec elle

Échec : (sur le formulaire de collecte de données, noter « E » ou X)

- Tâche non complétée
- Demande d'assistance (verbale ou physique)
- Exécution non sécurisée
- Exécution non sécurisée selon le clinicien ou l'évaluateur
- La personne évaluée se sent incapable de réaliser le geste.
- La personne évaluée n'a pas réussi les habiletés préalables
- Composant du fauteuil roulant défectueux

Composant absent : (sur le formulaire de collecte de données, noter « CA »)

- Composant absent sur le fauteuil roulant

Tableau 9. Échelle de calcul des scores dans l'évaluation des habiletés en fauteuil roulant®

Les habiletés pouvaient toujours être exercées à condition qu'elles soient sécurisantes. L'évaluation se concentrait sur les exigences liées aux tâches qui devaient être apprises et non sur la façon de les exécuter.

Selon les modalités de cette évaluation, une exécution qui présentait un risque élevé de blessures, était considérée comme non-sécurisée. Les critères qui permettaient de juger le potentiel du risque de la situation, devaient comprendre le recours à l'assistance du pareur. La nature des incidents potentiels sera documentée dans la section *Commentaires*.

3.2.8 Délais d'exécution

À l'exception de l'habileté *Traverser une rue* (pour des raisons de sécurité), aucune limites de temps n'a été exigée pour les autres habiletés y compris pour l'évaluation complète.

Des périodes de repos étaient permises au cours de l'évaluation d'une habileté. La personne évaluée était encouragée à continuer si elle progressait. Il était également

permis aux personnes évaluées de se reposer entre les habiletés. L'évaluation de toutes les habiletés a été réalisée en une seule journée.

Le chronométrage n'a pas été nécessaire surtout lorsqu'on a exclu l'habileté « *Traverser une rue* ». Toutefois, le temps alloué pour une habileté individuelle, une série d'habiletés ou pour l'évaluation entière offre un niveau supplémentaire de sensibilité au changement (exemple : en raison de l'entraînement ou de l'usage d'un fauteuil roulant différent) qui pourrait intéresser les cliniciens et les chercheurs.

L'évaluateur notait tous les commentaires jugés pertinents (la raison des échecs, entre autres) sur le formulaire de la collecte des données de l'évaluation. Tous commentaires émis par la personne évaluée étaient bien évalués et notés.

3.2.9 Calcul des scores

Les scores suivants peuvent facilement être calculés à l'aide du logiciel Excel 2007. Le score total a été calculé en pourcentage. Le numérateur est le score total brut (le nombre d'habiletés individuelles qui ont reçu la note de passage) et le dénominateur est le nombre total d'habiletés de l'évaluation (c'est-à-dire le nombre total d'habiletés [57] moins celles qui ont reçu la note CA). Le score maximal possible est de 100 %.

3.3 Résultats

Après le traitement des données fournies par les paraplégiques qui ont participé à cette évaluation, nous avons constaté que notre prototype possède un nombre de points faibles.

L'habileté de la « traversée d'une rue » a été exclue de l'évaluation pour des raisons de sécurité des participants et a reçu la note CA dans les fiches d'évaluation.

Les habiletés de la manipulation des freins, des appui-bras, des appui-pieds, du déplacement, du pivotement, de virage, de manœuvrabilité, du transfert, de l'atteinte d'un objet sur le sol, du franchissement d'une porte, de la traversée d'une pente inclinée, du roulement sur une surface offrant de la résistance, du dénivellement et du franchissement des trous, ont été passées avec succès et en toute sécurité.

Des habiletés ont été réalisées avec échec par un premier groupe de paraplégiques participant à l'étude et constitué de sept sujets (un homme et cinq femmes). Ces habiletés sont : le virage en propulsion arrière (droit et gauche), manœuvrer le fauteuil latéralement

(droit et gauche), plier et déplier le fauteuil, franchir un obstacle (2cm et 13 cm) et se tenir en équilibre sur les roues arrières (sans les mains, position stationnaire, vers l'avant, vers l'arrière, pivoter à droite, pivoter à gauche, tourner à droite+vers l'avant, tourner à gauche+vers l'avant, tourner à droite+ vers l'arrière tourner à gauche+ vers l'arrière). Un score d'évaluation de 68% a été attribué par les évaluateurs pour ce groupe.

Ces mêmes habiletés réalisées avec échec par le groupe ci-dessus, ont été également passées avec échec par le reste des paraplégiques participants, à l' exclusion de l'habileté de franchissement d'obstacle à 2 cm de hauteur. Un score d'évaluation de 70% a été attribué par les évaluateurs pour ce groupe.

Les résultats ont été récapitulés dans le tableau 10.

3.4 Discussion

L'efficacité ultime d'un fauteuil roulant réside dans sa sécurité et sa capacité à satisfaire les besoins des utilisateurs dans l'activité de la vie quotidienne mais aussi dans les activités dites extrêmes ou sportives. Or, les facteurs qui contribuent à la satisfaction des utilisateurs des fauteuils roulant de haut niveau se résument dans les capacités physiques et physiologiques liées au temps et à l'espace.

L'évaluation des habiletés en fauteuil roulant (Wheelchair Evaluation Skills®) est un bon instrument de mesure (Kirby *et al.* 2002). Une étude faite sur vingt-quatre utilisateurs du fauteuil roulant a montré que l'application de cette procédure d'évaluation est très pratique, bien tolérée, sécurisante et possède une fiabilité optimale.

L'évaluation des habiletés en fauteuil roulant (Wheelchair Evaluation Skills®) a pu mettre au point certains des principaux défis de notre modèle de fauteuil roulant dans une période de temps bien raisonnable et dans un environnement bien contrôlé et sécurisant. Ceci nous a permis d'explorer les composantes alternatives du prototype et de noter les difficultés rencontrées au cours de l'évaluation.

Le but de cette étude était d'examiner la maniabilité de notre prototype pour identifier les défis à affronter surtout lors de l'intégration de ce modèle et de cette nouvelle technique manuelle de propulsion dans l'environnement sportif des utilisateurs.

Les habiletés testées ont constitué un minimum de conditions requises pour que ce prototype soit considéré comme un modèle de base pour développer un fauteuil performant équipé de cette technique de propulsion.

Le rapport entre l'adaptation mécanique et la performance de la technique de propulsion alternative basée sur le système à levier n'a pas été étudié. La maniabilité du prototype prouvée dans cette étude constitue une base solide pour les deux études précédentes qui se fondent sur la faisabilité, la sécurité et le bon fonctionnement du système.

La plupart des habiletés utilisant notre prototype ont été passées avec succès (68% de succès pour le groupe des femmes et 70% pour le groupe d'hommes). Ces résultats montrent clairement que le prototype possède un nombre de caractéristiques suffisants pour être considéré comme maniable et sécurisant (Tableau 10). Par contre, Les résultats obtenus, concernant les habiletés réalisées en échec, reflètent le besoin d'ajustement du système pour surmonter ces problèmes.

Pour le franchissement des obstacles, certains participants qui possèdent une habileté de manipulation manuelle des fauteuils roulants ont pu franchir l'obstacle de 2cm mais toujours avec difficulté. Les commentaires spécifiques à la réalisation de cette tâche, et fournis par des participants, sont liés à l'incapacité des bras des poussées du prototype à soulever les deux roues-avant du sol pour réaliser la technique des deux roues (Tableau 11).

D'autres critiques ont été également rapportées suite à l'échec de l'habileté de la propulsion arrière. Ceci est probablement dû à un défaut dans le système mécanique.

En conclusion, tous les paraplégiques participants à cette étude ont accepté favorablement le concept de l'intégration d'une propulsion manuelle alternative non-conventionnelle, permettant de surmonter les problèmes rencontrés avec la propulsion classique. Cette conclusion a été confirmée malgré la présence d'un nombre limité de problèmes mécaniques liés à l'inadaptabilité ergonomique de notre prototype. L'expérience de ces participants a beaucoup amélioré la performance et la fiabilité de cette évaluation.

L'objectif de notre étude n'était pas de concevoir un modèle ergonomique qui est l'affaire des grandes sociétés. En effet, l'échec de certaines habiletés liées à la maniabilité ergonomique ne peut pas dominer le succès d'autres liées, en grande partie, à la technique elle-même. Pour cette raison, l'acceptation de la technique non-conventionnelle a été jugée favorable.

Nb des sujets	Habilités passées avec succès	Score d'évaluation (Pourcentage %)
7 participants (un homme et 5 femmes)	<ul style="list-style-type: none"> - Manipuler les freins - Manipuler les appuis-bras - Manipuler les appuis-pieds - Se déplacer vers l'avant et vers l'arrière - Pivoter - Propulsion avant - Atteindre un objet - Se transférer - Franchir une porte - Traverser une pente inclinée - Rouler sur une surface offrant de la résistance - Franchir des trous - Monter et descendre une pente - Négocier un dénivellement 	68%
5 participants (hommes)	<ul style="list-style-type: none"> - Manipuler les freins - Manipuler les appuis-bras - Manipuler les appuis-pieds - Se déplacer vers l'avant et vers l'arrière - Pivoter - Propulsion avant - Atteindre un objet - Se transférer - Franchir une porte - Franchir un obstacle (2 cm seulement). - Traverser une pente inclinée - Rouler sur une surface offrant de la résistance - Franchir des trous - Monter et descendre une pente - Négocier un dénivellement 	70%

Tableau 10. Nombre et type d'habileté en prototype qui ont été passées avec succès.
38 habiletés de 57 ont été passées avec succès pour les femmes et 39 de 57 pour les hommes.

Nb des sujets	Habiletés passées avec échec	Score d'évaluation (Pourcentage %)
7 participants (un homme et 5 femmes)	<ul style="list-style-type: none"> - Virage en propulsion arrière (droit et gauche). - Manœuvrer le fauteuil latéralement (droit et gauche). - Plier et déplier le fauteuil - Franchir un obstacle (2cm et 13 cm). - Se tenir en équilibre sur les roues arrière (Sans les mains, position stationnaire, vers l'avant, vers l'arrière, pivoter à droite, pivoter à gauche, tourner à droite+vers l'avant, tourner à gauche+vers l'avant, tourner à droite+vers l'arrière, tourner à gauche+ vers l'arrière) 	68%
5 participants (hommes)	<ul style="list-style-type: none"> - Virage en propulsion arrière (droit et gauche). - Manœuvrer le fauteuil latéralement (droit et gauche). - Plier et déplier le fauteuil - Franchir un obstacle (13 cm seulement). - Se tenir en équilibre sur les roues arrière (Sans les mains, position stationnaire, vers l'avant, vers l'arrière, pivoter à droite, pivoter à gauche, tourner à droite+vers l'avant, tourner à gauche+vers l'avant, tourner à droite+vers l'arrière tourner à gauche+ vers l'arrière) 	70%

Tableau 11. Nombre et type d'habileté en prototype qui ont été passées avec échec.

L'évaluation des habiletés en fauteuil roulant est un outil sécurisant, efficace et pratique (Coolen et al, 2004). Elle nous a montré l'absence de problèmes majeurs liés à l'adaptation du modèle classique du fauteuil roulant en intégrant la technique de propulsion manuelle non-conventionnelle.

Cette étude nous a permis de tester la maniabilité de notre prototype pour valider la première étude de ce travail alors que l'évaluation subjective des utilisateurs nous a permis de valider les problèmes de l'interface utilisateur-prototype rencontrés à cette

première étude d'évaluation subjective. En outre, l'évaluation des habiletés en fauteuil roulant a été également trouvée en forte corrélation avec l'évaluation subjective et l'attente des utilisateurs (Newton *et al.* 2002). Cet avantage nous a permis d'identifier exactement les problèmes du prototype en réalisant l'évaluation subjective et objective dans ce travail.

- Etude 4 -

Comparaison du pic de consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque maximale des deux types de propulsion manuelle

L'objectif de cette étude expérimentale est de comparer le pic de consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque maximale chez des sujets propulsant le prototype et le fauteuil conventionnel.

4.1 Méthodologie

4.1.1 Population

Deux groupes d'hommes ont participé à cette étude expérimentale. Le premier groupe était composé de huit sujets paraplégiques et le deuxième de sept sujets sains. Les moyennes et les écarts types d'âges, de tailles et de poids des deux groupes sont représentés dans les tableaux 12 et 13.

Tous les sujets ont signé un consentement écrit et ont été examinés par un médecin et un physiothérapeute. Ont été exclus de l'étude (surtout pour le groupe des paraplégiques) les sujets présentant des troubles musculo-squelettiques (notamment au niveau des membres supérieurs, de la région cervicale, de la région lombaire...), ceux ayant subi des accidents traumatiques et ceux ayant des troubles psychiatriques depuis un an.

Les tests ont été réalisés au Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de la Performance Motrice à l'Université de Balamand au Liban. Le protocole expérimental a été approuvé par le Comité d'Ethique de Recherche de l'Hôpital Rahmé de Réhabilitation à Tripoli-Liban. Ce comité d'éthique, composé d'un médecin généraliste, d'un neurologue, d'un cardiologue, d'un physiothérapeute et d'une assistante sociale, a évalué chaque candidat paraplégique pour vérifier son aptitude à participer à l'étude. De même, les procédures étaient conformes aux recommandations du Collège Américain de Médecine du Sport (ACSM) en 1999.

A la veille des tests, nous avons conseillé aux sujets de ne faire aucune activité physique intensive, de prendre un repas léger le jour des tests et de ne consommer ni café ni alcool. Pour le groupe paraplégique, nous leurs avons spécialement demandé de ne pas vider leurs vessies directement avant les tests au cas où ils auraient été munis d'un système d'auto-sondage.

Sujet	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	Niveau lésionnel	Expérience en fauteuil roulant (nb d'années)
P1	23	175	71	L2	3
P2	34	170	69	L1	3
P3	30	172	60	D12	8
P4	32	169	60	L1	14
P5	28	154	55	D12	10
P6	30	168	65	D12	4
P7	24	165	46	D11	8
P8	26	169	68	L1	7
Moyenne ± SD	28.38±3.85	167.75±6.27	61.75±8.35		7.125±3.80

Tableau 12. Caractéristiques du groupe de paraplégiques (P= paraplégique).

Sujet	Age (ans)	Height (cm)	Weight (kg)
AB1	24	184	85
AB2	25	177	69
AB3	25	190	89
AB4	24	177	85
AB5	21	184	85
AB6	29	176	73
AB7	24	174	84
Moyenne ± SD	24.57±2	180.28±5.79	81.42±7.39

Tableau 13. Caractéristiques du groupe de sujets sains (AB= Able-bodied=sujet sain).

4.1.2 Protocole expérimental

Deux fauteuils roulants de modèle « Quickie GT : lightweight non-folding wheelchair » ont été utilisés pour la réalisation des tests en laboratoire. Un de ces fauteuils a été adapté pour être utilisé selon la nouvelle technique de propulsion décrite dans l'étude précédente.

Les deux fauteuils ont été soulevés par un support en fer fabriqué spécialement pour cette étude. Ce support a permis de maintenir la stabilité du fauteuil tout en assurant une liberté suffisante pour l'avancement pendant le test. Le coefficient de frottement a été considéré égal à zéro pour les deux fauteuils puisque la propulsion s'est déroulée dans l'air (Figure 54).

Les sujets qui ont participé à cette étude, ont été préparés et informés sur la méthodologie et le déroulement de l'expérimentation avant chaque acquisition. Le protocole expérimental a été constitué de deux tests de propulsion manuelle en fauteuil roulant pour chaque sujet. Un des deux tests a été consacré à la propulsion en fauteuil conventionnel (Fconv) tandis que l'autre a comporté un test de propulsion de notre prototype, utilisant la nouvelle technique de propulsion à leviers (Fnon-conv) (Figure 55).



Figure 54. Le prototype a été soulevé du sol lors de tests.

Chaque test a duré dix sept minutes dans l'ordre suivant : deux minutes de repos, deux minutes d'échauffement à vitesse libre, deux minutes de préparation au rythme (à une fréquence d'un seul cycle de propulsion chaque trois secondes), six minutes de propulsion rythmique (à une fréquence d'un cycle de propulsion chaque deux secondes et pendant les trois premières minutes, puis à une fréquence d'un cycle de propulsion chaque seconde pendant les trois minutes suivantes), deux minutes de propulsion à une vitesse maximale, une minute de récupération active à vitesse libre et deux minutes de repos. Le contrôle du rythme de propulsion a été fait à l'aide d'un métronome.

Les deux tests pour le même sujet ont été séparés de 24 heures au minimum et le choix de chaque sujet pour la réalisation de ses tests a été fait par tirage au sort.



Figure 55. Sujet paraplégique propulsant le prototype.

4.1.3 Mesure des paramètres métaboliques

La consommation d'oxygène (VO_2) en ml/kg et la production de gaz carbonique (VCO_2) en ml/kg ont été mesurées à partir de l'air expiré pendant le repos, le test et la récupération par un appareil de type « Medgraphics Cardiopulmonary Exercise System

CPX/D[®] » (Figure 56). L'air est collecté par l'intermédiaire d'un masque facial relié à un pneumotachographe où sont situés les capteurs de pression différentielle. Le pneumotachographe est lui-même relié au système mené d'un analyseur informatisé. L'intervalle de temps de mesure (lag-time) est de 0.30 secondes. Le système a été calibré avant chaque test en utilisant la méthode standard de mélange des gaz.

La fréquence cardiaque a été enregistrée chaque minute pendant l'exercice et le repos en utilisant un moniteur de fréquence cardiaque de type POLAR[®] S610i. La montre-bracelet a été attachée au manche du fauteuil alors que l'électrode a été placée au dessus du manubrium sternal et l'espace intercostal de la septième côte gauche du sujet.



Figure 56. Sujet paraplégique propulsant le fauteuil conventionnel pendant la phase de préparation au rythme.

4.2 Analyse Statistique

La comparaison de deux moyennes, pour les échantillons conformes à la loi normale, s'est effectuée à l'aide du test t de Student parié.

Le choix de ce test revient à la nature quantitative des données, au nombre élevé d'observations pour chaque échantillon (> 6) et à l'existence de deux conditions pour un même groupe.

Un test de normalité de Lilliefors a été fait pour confirmer que les échantillons suivent une loi normale.

La signification des tests d'analyse est fixée à $p < 0,05$.

4.3 Résultats

Les graphes illustrant la variation de la consommation d'oxygène pour le même sujet en propulsant les deux types de fauteuils roulants se trouvent en **annexes**. Les moyennes et les écarts-type de tous les tests de propulsion chez les deux groupes sont présentés dans la suite.

Pour le groupe paraplégique, les valeurs moyennes des pics de consommation d'oxygène ont été respectivement 19.59 ± 5.76 ml/kg et 17.28 ± 5.14 ml/kg pour le fauteuil conventionnel et le prototype ($p < 0.21$) (Tableau 14).

Pour le même groupe, les valeurs moyennes des fréquences cardiaques maximales ont été respectivement 152.75 ± 29.33 bpm pour la propulsion en fauteuil conventionnel et 126.25 ± 26.27 bpm pour la propulsion avec notre prototype ($p < 0.038$).

Pour le groupe de sujets sains, les valeurs moyennes des pics de consommation d'oxygène ont été respectivement 22.19 ± 2.57 ml/kg et 18.5 ± 2.49 ml/kg pour le fauteuil conventionnel et le prototype ($p < 0.0092$). (Tableau 15).

Pour le même groupe, les valeurs moyennes des fréquences cardiaques maximales ont été respectivement 158.29 ± 18.75 bpm pour la propulsion en fauteuil conventionnel et 134.43 ± 16.51 bpm pour la propulsion avec notre prototype ($p < 0.01$).

Pour les valeurs des pics de consommation d'oxygène : il n'y a pas eu de différence entre les moyennes de pic de consommation d'oxygène (VO_2) dans la

propulsion pour les deux types de fauteuil pour le groupe des paraplégiques. Cependant, une différence significative des valeurs moyennes des pics de consommation d'oxygène (plus importantes lors de la propulsion en fauteuil roulant conventionnel), a été constatée chez les sujets sains ($p < 0.0092$).

Groupe de paraplégiques	Pic de $\dot{V}O_2$ (ml/kg)		FC maximale (bpm)	
	Pr.conv	Pr.non-conv	Pr.conv	Pr.non-conv
P1	17	15.2	179	123
P2	14.2	13.6	95	97
P3	19.2	18.6	133	117
P4	19.2	18.3	158	109
P5	27.6	19.6	177	119
P6	14.7	10.8	153	125
P7	29.2	27.7	183	185
P8	15.6	14.4	144	135
Moyenne \pm SD	19.59 \pm 5.76	17.28 \pm 5.14	152.75 \pm 29.33	126.25 \pm 26.27
p	(p<0.21)		p<0.038	

Tableau 14. Valeurs moyennes des pics de consommation d'oxygène et de fréquence cardiaque maximale pour le groupe paraplégique utilisant le fauteuil roulant conventionnel et le prototype (non-conventionnel). bpm = Battements par minute.

Pour les valeurs moyennes des fréquences cardiaques maximales

Une différence significative entre les valeurs moyennes des fréquences cardiaques maximales a été enregistrée lors de la propulsion pour les deux types de fauteuil ($p < 0.038$ pour le groupe paraplégique et $p < 0.01$ pour le groupe sain). Les valeurs moyennes sont plus importantes lors de la propulsion en fauteuil roulant conventionnel.

Sujets sains	Pic de $\dot{V}O_2$ (ml/kg)		FC maximale (bpm)	
	Pr.conv	Pr.non-conv	Pr.conv	Pr.non-conv
AB1²¹	25.2	22.7	123	107
AB2	21.4	20.2	173	154
AB3	23.8	19.6	167	142
AB4	23.6	17	177	152
AB5	23	15.9	158	132
AB6	17.4	16	165	130
AB7	20.9	18.1	145	124
Moyenne \pm SD	22.19 \pm 2.57	18.5 \pm 2.49	158.29 \pm 18.75	134.43 \pm 16.51
p	(p< 0.0092)		(p<0.01)	

Tableau 15. Valeurs moyennes des pics de consommation d'oxygène et de fréquence cardiaque maximale pour le groupe des sujets sains utilisant le fauteuil roulant conventionnel et non conventionnel. Les valeurs correspondent aux moyennes \pm écart-type. BMP = battements par minute.

4.4. Discussion

Il a été démontré que les contraintes biomécaniques et physiologiques sur les membres supérieurs sont moins importantes lors de l'utilisation de la propulsion manuelle basée sur le système à leviers en comparaison avec la propulsion manuelle utilisant le système de la main courante (Gangelhoff *et al.* 1988). Cette technique de propulsion alternative non-conventionnelle est plus adaptée et offre à l'utilisateur une vitesse de cabotage et un temps d'endurance plus importants (van der Woude *et al.* 2001b).

Notre étude a été réalisée afin de comparer la demande énergétique liée aux deux types de propulsion sur les deux types de fauteuils roulants. Cette comparaison visait à évaluer objectivement la technique de propulsion à leviers en utilisant notre prototype.

²¹ AB = Able-bodied = sujet sain

L'intérêt de la mesure de la consommation d'oxygène pour évaluer le coût énergétique d'une activité est reconnu depuis longtemps en handisport. Les différentes études nous ont permis de préciser les astreintes physiologiques liées à l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant et d'apprécier également l'adaptation des différents types de fauteuil aux utilisateurs. L'hypothèse implicite est qu'une moindre consommation d'oxygène témoigne d'une meilleure adaptation de la machine à l'homme (ou vice versa).

Des limitations inhérentes aux études énergétiques de l'acte de propulsion en fauteuil roulant, ont été rapportées dans la littérature. Le problème ne réside pas uniquement dans la variété des approches méthodologiques et les protocoles expérimentaux, mais aussi dans la grande variabilité des caractéristiques des personnes handicapées. En effet, pour surmonter ces problèmes liés à la grande hétérogénéité des populations étudiées, l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant a été évalué chez des personnes saines. Il semble que la participation des sujets non-utilisateurs du fauteuil roulant peut être plus adaptée aux conditions physiques et psychologiques demandées lors de la réalisation des tests utilisés. L'influence de l'handicap sur le travail et la performance dans la propulsion manuelle sera évidemment interprété par la suite (van der Woude *et al.* 2001a).

Dans cette étude expérimentale la participation des sujets sains a été sollicitée en faveur de la comparaison des paramètres physiologiques propres à des personnes non-utilisateurs du fauteuil roulant avec ceux des personnes handicapées, pendant la propulsion manuelle. Ceci nous a permis de neutraliser l'impact du changement de la stratégie de propulsion et aussi du type de fauteuil sur la demande énergétique surtout de notre prototype.

Une variabilité des protocoles expérimentaux, des études énergétiques de l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant, ont été trouvée dans la littérature. La standardisation n'a pas été établie et les résultats apparaissaient comme plus ou moins pertinents mais surtout spécifiques au protocole choisi (van der Woude *et al.* 2001a). Notre protocole expérimental est un test semi-triangular qui a été reproduit à partir de celui utilisé dans l'étude de de Groot pour évaluer un nouveau prototype de fauteuil roulant pour basketball (de Groot *et al.* 2003).

Dans les tests de propulsion en fauteuil roulant conventionnel, les sujets sains ont eu des valeurs de pic de consommation d'oxygène beaucoup plus importantes que lors de

propulsion utilisant notre prototype (Tableau 14). Ces résultats sont différents chez les sujets paraplégiques qui n'ont pas eu des différences significatives entre ces valeurs. Les valeurs de fréquence cardiaque maximale sont, au contraire, plus importantes lors des tests de propulsion sur les deux types de fauteuils et pour les deux groupes.

Notre hypothèse de départ est que la technique de propulsion de notre prototype²² nécessite moins de consommation d'oxygène que la technique de propulsion en fauteuil conventionnel. Les valeurs de pic de consommation d'oxygène et de fréquence cardiaque maximale ont été supposées, par conséquent, comme plus importantes lors des tests de propulsion en fauteuil conventionnel.

L'étude effectuée sur les sujets sains a permis de confirmer notre hypothèse de départ, et ceci, malgré la différence significative dans les valeurs de fréquence cardiaque maximale pour les deux groupes. Ces valeurs sont plus importantes lors des tests de propulsion en fauteuil conventionnel.

Ces résultats pourraient être expliqués par le facteur d'apprentissage en faveur de la technique conventionnelle, chez le groupe paraplégique qui a été constitué d'experts dans la manipulation et la propulsion de leurs propres fauteuils.

Les résultats doivent être également considérés par rapport aux différentes limitations inhérentes à cette étude expérimentale. La taille de l'échantillon, la variabilité des modèles des fauteuils roulants propres à chaque individu participant à l'étude, le temps de familiarisation avec le prototype et l'apprentissage de la technique alternative de propulsion surtout avant la réalisation des tests, constituent des facteurs que nous devons prendre en considération lors du traitement des données. Par contre, la spécificité de l'étude et son objectif principal, consistant à valider le prototype proposé dans notre travail, ont pu renforcer la fiabilité des résultats qui servent comme des chiffres de références pour les études suivantes, propres au prototype concerné.

D'autres part, les résultats montrent qu'il n'y a pas eu de différence entre les moyennes de pic de consommation d'oxygène (VO_2) dans la propulsion pour les deux types de fauteuil pour le groupe des personnes paraplégiques. Ces résultats peuvent être fortement liés aux facteurs d'apprentissage de la nouvelle technique alternative proposée et le degré de familiarisation des sujets paraplégiques avec leurs propres fauteuils. De ce

²² Technique de propulsion à leviers

point de vue, on peut dire que l'obtention des valeurs de pic de consommation d'oxygène lors de la propulsion en notre prototype, légèrement moins importantes que celles en fauteuil conventionnel, peuvent aussi être des résultats positifs, renforçant l'hypothèse de l'efficacité de notre prototype. Des différences non-significatives ont été également rapportées dans la littérature en comparant les paramètres physiologiques lors de la propulsion sur le fauteuil conventionnel et le prototype proposé. Les explications des auteurs ont été basées sur l'impossibilité d'obtenir des différences significatives des paramètres physiologiques lors d'une propulsion d'un fauteuil personnel qui peut constituer parfois une partie de notre schéma corporel et un prototype proposé (de Groot *et al.* 2003).

L'apprentissage de la stratégie motrice de propulsion manuelle en fauteuil roulant s'est avéré un facteur primordial dans l'efficacité de cette propulsion (de Groot *et al.* 2002). Plusieurs études ont montré l'effet positif d'un entraînement spécifique de propulsion manuelle en fauteuil roulant sur la diminution des risques de lésions musculo-squelettiques. L'amélioration de la technique de propulsion, comme conséquence de l'entraînement spécifique, peut augmenter les moments de force propulsive appliqués sur la main courante ce qui améliore la capacité des utilisateurs à produire ces moments des forces d'une façon plus efficace. Le rendement mécanique (qui est le ratio entre la force productrice et la dépense énergétique) a été constaté comme plus important chez des sujets expérimentés comparé à un groupe de sujets novices lors de la propulsion en fauteuil roulant. (Rodgers *et al.* 1997)

Le temps de familiarisation des sujets paraplégiques sur notre prototype peut être corrélé donc au mode d'entraînement sur la propulsion alternative. L'effet de l'apprentissage de la technique sur la diminution du coût énergétique a fait l'objet de l'étude suivante qui confirme l'objectivité de notre discussion.

- Etude 5 -

Comparaison du pic de consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque maximale des deux types de propulsion manuelle après 3 semaines de pratique

L'objectif de cette étude expérimentale est de quantifier l'effet de l'apprentissage de la technique de propulsion non-conventionnelle sur la dépense énergétique, chez des sujets expérimentés dans la technique conventionnelle.

Nous avons comparé, pour la deuxième fois, le pic de consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque maximale chez les mêmes sujets paraplégiques participant dans la quatrième étude de ce travail. Cette réévaluation a été faite après trois semaines d'entraînement sur la technique de propulsion non-conventionnelle.

5.1. Méthodologie

5.1.1 Population

Le même groupe expérimental d'hommes paraplégiques de l'étude 4, a participé à cette étude. Les moyennes et les écarts types d'âges, de tailles et de poids de ce groupe sont représentés dans les tableaux 11.

Les tests ont été réalisés au Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de la Performance Motrice à l'Université de Balamand au Liban. Le protocole expérimental a été approuvé, de nouveau, par le Comité d'Ethique de Recherche de l'Hôpital Rahmé de Réhabilitation à Tripoli-Liban. Un consentement écrit a été signé par chaque personne paraplégique participant à cette étude.

5.1.2 Protocole expérimental

Les personnes paraplégiques participant à cette étude ont suivi un entraînement spécifique de propulsion sur notre prototype pendant trois semaines consécutives. Cet entraînement, de fréquence quotidienne, a été fait sur notre prototype soulevé par un support en fer fabriqué dans l'étude précédente, ce qui permet d'éliminer le paramètre de

frottement sur le sol. Chaque séance d'entraînement a compris quatre séries de quatre minutes de propulsion manuelle non-conventionnelle. Les deux premières séries de propulsion ont été réalisées avec une vitesse confortable alors que les deux autres ont été réalisées à une fréquence d'un cycle de propulsion par seconde.

5.1.3 Mesure des paramètres métaboliques

La consommation d'oxygène (VO_2) en ml/kg et la production de gaz carbonique (VCO_2) en ml/kg ont été mesurées pour le groupe expérimental à la fin de la période d'entraînement.

Toutes les mesures de préparation des tests au Laboratoire et les matériels d'expérimentation, recommandés dans l'étude N°4, ont été repris dans cette étude (cf. page 109-110). Le protocole expérimental a duré également dix sept minutes avec le même ordre : deux minutes de repos, deux minutes d'échauffement à vitesse libre, deux minutes de préparation au rythme (à une fréquence d'un seul cycle de propulsion chaque trois secondes), six minutes de propulsion rythmique (à une fréquence d'un cycle de propulsion chaque deux secondes et pendant les trois premières minutes, puis à une fréquence d'un cycle de propulsion chaque seconde pendant les trois minutes suivantes), deux minutes de propulsion à une vitesse maximale, une minute de récupération active à vitesse libre et deux minutes de repos. Le contrôle du rythme de propulsion a été fait à l'aide d'un métronome.

5.2 Analyses des résultats

Les résultats obtenus dans cette étude ont été comparés à ceux obtenus avec des sujets paraplégiques dans la quatrième étude. La moyenne de la consommation d'oxygène a été calculée pour chaque minute de propulsion et les moyennes des deux tests de propulsion non-conventionnelle (le premier obtenu dans l'étude précédente et le deuxième dans cette étude) ont été comparées graphiquement.

5.1.5 Résultats

La comparaison des moyennes du pic de consommation d'oxygène (VO_2) avant et après l'entraînement montre qu'il y a une différence de 3.8 ml/kg. La différence a été

observée durant tout le protocole expérimental et même dans le période de repos (Figure 57).

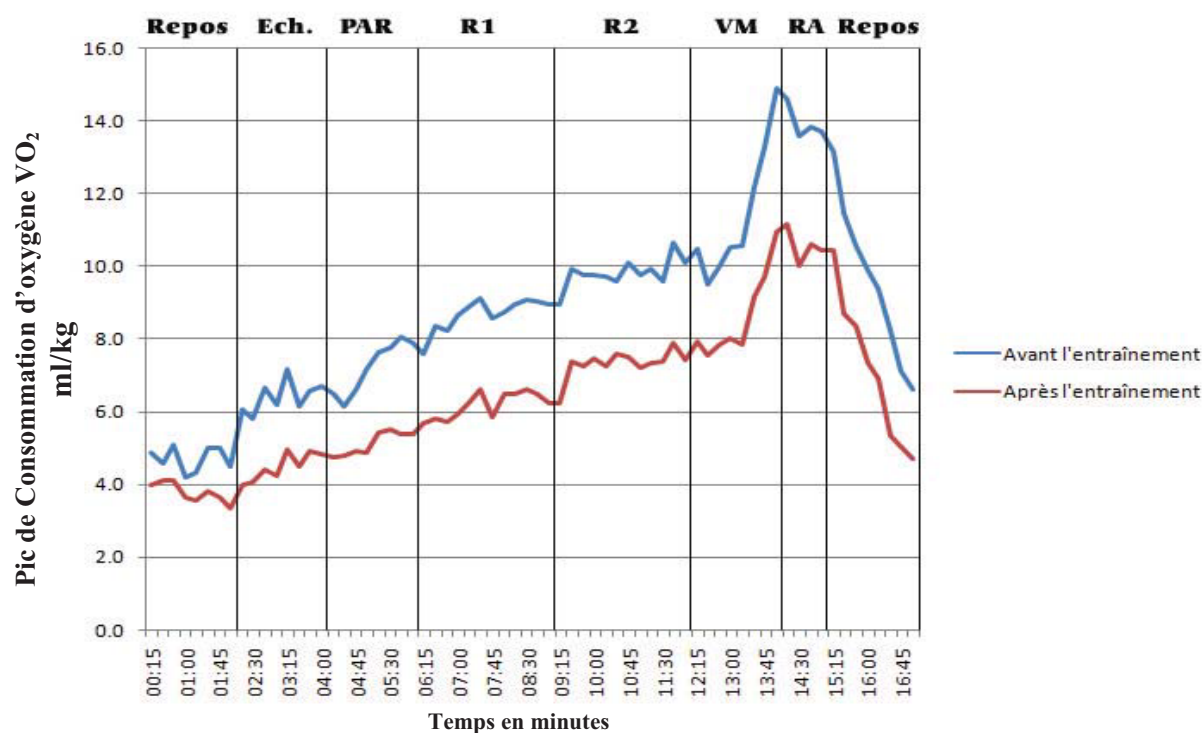


Figure 57 : Comparaison des moyennes des valeurs de pic de consommation d'oxygène pour les paraplégiques sportifs (8 sujets) avant et après entraînement. Ech.=Echauffement, PAR = phase de préparation au rythme, R1 : premier rythme (un cycle de propulsion chaque deux secondes), R2 : deuxième rythme (un cycle de propulsion chaque une seconde), VM= Propulsion à vitesse maximale, RA= Récupération active.

La comparaison des moyennes de Fréquence Cardiaque Maximale (FC_{max}) avant et après l'entraînement montre qu'il y a une différence de 22.9 bpm. La différence a été observée durant tout le protocole expérimental et même dans le période de repos (Figure 58).

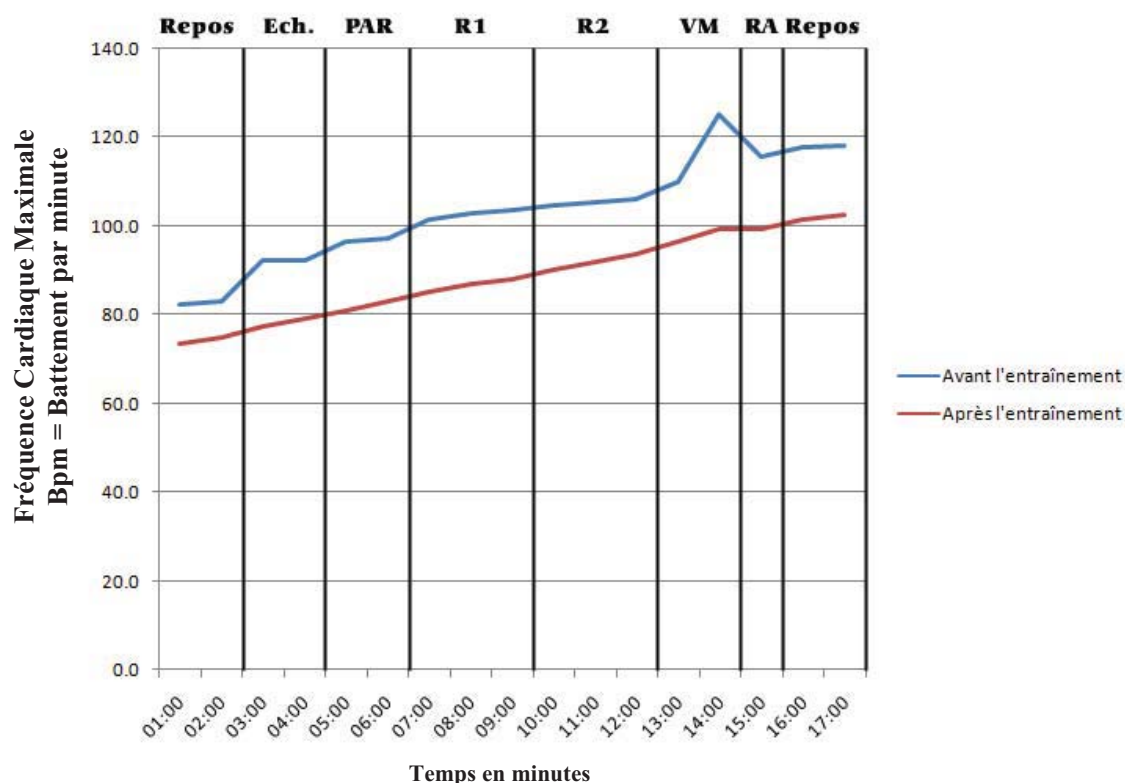


Figure 58 : Comparaison des moyennes des valeurs de Fréquence Cardiaque Maximale pour les paraplégiques sportifs (8 sujets) avant et après entraînement. Ech.=Echauffement, PAR = phase de préparation au rythme, R1 : premier rythme (un cycle de propulsion chaque deux secondes), R2 : deuxième rythme (un cycle de propulsion chaque une seconde), VM= Propulsion à vitesse maximale, RA= Récupération active.

5.4 Discussion

A notre connaissance il n'existe pas d'études comparant les paramètres physiologiques après apprentissage d'une technique non-conventionnelle. La plupart des études ont montré l'effet bénéfique de cet apprentissage sur l'efficacité mécanique et les paramètres physiologiques, mais pour la technique conventionnelle.

L'objectif de cette expérience était d'étudier l'effet de l'apprentissage de la nouvelle technique de propulsion manuelle, utilisant notre prototype, sur les paramètres physiologiques des utilisateurs du fauteuil roulant conventionnel.

La diminution observée dans le pic de consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque maximale après l'entraînement montre l'effet positif de l'apprentissage de la technique sur la condition d'utilisation de notre prototype. Ceci a confirmé également la conclusion de l'étude précédente qui a montré l'infériorité des résultats de comparaison des valeurs de pic de consommation d'oxygène chez les sujets paraplégiques et non chez les sujets sains, dans la propulsion des deux types de fauteuil.

La diminution relativement significative des paramètres physiologiques après apprentissage de la technique non-conventionnelle dans cette étude peut être en accord avec les résultats obtenus dans d'autres études comparant les mêmes paramètres mais pour la technique de propulsion conventionnelle (Dallmeijer *et al.* 1999 ; Van der Woude *et al.* 1999 ; de Groot *et al.* 2002, 2008). Par contre, Dallmeijer et Van der Woude ne pouvaient pas confirmer l'effet de l'apprentissage de la technique sur l'efficacité mécanique de la propulsion contrairement à de Groot dans ses deux études. Cette incertitude dans les deux premières études a été liée selon les auteurs au nombre réduit des participants dans l'étude (de Groot *et al.* 2002).

L'entraînement et l'apprentissage de la technique de propulsion manuelle en fauteuil roulant sont parmi les facteurs les plus importants qui influencent l'efficacité de ce type de travail et les paramètres physiologiques et énergétiques liés à cette propulsion.

Plusieurs programmes d'entraînement des blessés médullaires en fauteuil roulant ont été proposés dans le contexte d'évaluation de la pratique régulière et intensive de la technique conventionnelle sur la dépense énergétique et son effet sur la stratégie motrice de propulsion. Un de ses programmes a été proposé par Tordi *et al.* et consiste en un protocole d'exercice en créneaux. Les résultats d'application d'une étude comprenant l'application de ce protocole ont montré : une augmentation significative de la puissance maximale tolérée de 27,9%, une augmentation significative de la consommation maximale d'oxygène de 18,5 ml.min⁻¹.kg⁻¹ et une diminution significative du pic de la fréquence cardiaque de 4.3% chez cinq sujets blessés médullaires (niveau T6-L4). Ce programme de réentraînement en créneaux, permet non seulement l'amélioration de la capacité physique, mais également une amélioration significative de l'efficacité de la propulsion (Lonsdorfer *et al.* 2001).

La variabilité du programme d'entraînement influence certainement les résultats et les paramètres physiologiques. Kemenade *et al.* ont trouvé une tendance d'augmentation

de l'efficacité mécanique de l'acte de propulsion conventionnelle après une période moyenne d'un an et demi chez des blessés médullaires (Kemenade *et al.* 1999).

Le programme d'entraînement dans cette étude a été choisi en rapport avec les conditions expérimentales proposées dans la quatrième étude. Ce programme ne comprend pas des habiletés rencontrées dans la plupart des activités de la vie quotidienne, ce qui a permis aux utilisateurs paraplégiques de faire plus d'économie énergétique. Cette limitation du protocole est due aux difficultés d'accompagnement des sportifs paraplégiques dans leurs activités de la vie quotidienne en plus des problèmes de santé souvent rencontrés chez ces personnes handicapées très actives.

L'apprentissage d'une nouvelle technique alternative de propulsion en fauteuil roulant est primordial afin d'améliorer la performance du sportif handicapé et son système cardio-respiratoire. L'importance réside toujours dans la prévention des complications sévères des membres supérieurs aboutissant à un handicap secondaire.

- Etude 6 -

Comparaison de la fréquence cardiaque après épreuve de course en deux types de fauteuil roulant

La course en fauteuil roulant est l'une des activités sportives compétitives les plus fréquentes chez les personnes handicapées.

La performance en course en fauteuil roulant dépend de trois principaux facteurs : l'athlète, le fauteuil et l'interface fauteuil-athlète. Ces deux derniers caractéristiques ont été évalués par une simple épreuve de course sur notre prototype afin de s'assurer de sa maniabilité et son efficacité dans les activités dites intenses.

6.1. Méthodologie

6.1.1 Population

Le même groupe expérimental d'hommes paraplégiques de l'étude 4, a participé de nouveau à cette épreuve. Ces personnes handicapées ont été choisies, vu l'expérience avancée dans la propulsion de notre prototype ce qui renforce l'homogénéité du groupe et son niveau aérobie testé dans les études précédentes.

Les moyennes et les écarts types d'âges, de tailles et de poids de ce groupe sont représentés dans les tableaux 11. Tous les sujets ont des classes IV et plus selon la Classification Internationale des Jeux de Stoke Mandeville pour les lésions spinales (Voir Annexe 3).

Le protocole expérimental a été approuvé, de nouveau, par le Comité d'Ethique de Recherche de l'Hôpital Rahmé de Réhabilitation à Tripoli-Liban. Un consentement écrit a été signé par chaque personne paraplégique participant à cette étude.

L'épreuve de la course sur fauteuil roulant a été réalisée dans la région de la Foire internationale Rachid Karamé de Tripoli-Liban. Une piste bien adaptée au mini-marathon pour la course à pieds et en fauteuil roulant dont le périmètre est de 3km.

6.1.2 Protocole expérimental

La distance de l'épreuve a été fixée à 400 mètres. Nous avons tracé une ligne de départ et une autre d'arrivée de couleur jaune phosphorique avec des grands cônes visibles pour les coureurs. Des cônes ont été également placés de part et d'autre du parcours et à chaque 50 m afin de bien visualiser le trajet du coureur. La position du départ a été fixée par le placement des roues-avants du fauteuil ou du prototype sur la ligne tracée. Le coureur propulse le fauteuil roulant conventionnel ou le prototype le plus vite possible jusqu'à la ligne d'arrivée en s'assurant qu'il ne ralentissait pas. Pour éliminer l'effet du temps de réaction le coureur commence quand il était prêt.

Chaque personne handicapée participant à l'étude a traversé le parcours défini dans deux essais : un sur le fauteuil conventionnel et un autre sur notre prototype. Les deux tests ont été séparés d'un minimum de vingt-quatre heures pour éviter l'effet de la fatigue.

6.1.3 Paramètres d'évaluation

La fréquence cardiaque a été enregistrée juste avant le départ et après l'arrivée, en utilisant un moniteur de fréquence cardiaque de type POLAR® S610i. La montre-bracelet a été attachée au manche du fauteuil alors que l'électrode a été placée au dessus du manubrium sternal et l'espace intercostal de la septième côte gauche du sujet. Le temps de l'épreuve a été également évalué en utilisant un chronomètre.

Les paramètres évalués pour l'épreuve de la course en fauteuil conventionnel ont été comparés à ceux évalués en notre prototype pour chaque personne.

6.2 Analyses statistiques

Le logiciel SPSS 13 a été utilisé pour la codification des fiches de données recueillies ainsi que la réalisation des différents tests cités ci-après.

Ensuite, l'« ANOVA » à un facteur, permet d'effectuer une analyse de variance multivariée sur une variable quantitative dépendante.

Un test de Wilks' Lambda permet alors de tester l'hypothèse d'égalité des moyennes entre chaque paramètre pour les deux conditions.

6.3. Résultats

La moyenne des valeurs des fréquences cardiaques calculées à la fin de l'épreuve de la course de quatre cents mètres, sur notre prototype, était de 120.75 ± 13.33 bpm. Cette valeur nous paraissait inférieure à celles obtenues à la fin de l'épreuve en fauteuil roulant conventionnelle qui a été de 179 ± 9.94 bpm (Figure 59).

D'autre part, la moyenne des valeurs du temps de parcours, pendant la même épreuve était de 90 ± 9.02 . Cette valeur était également inférieure à la moyenne du temps passé sur fauteuil conventionnel qui a été de 113.63 ± 7.8 (Figure 60).

Une différence significative entre les deux moyennes des valeurs des fréquences cardiaques ont été confirmé par l'analyse des variances avec $p < 0.05$. La différence significative a été trouvée également entre les deux moyennes des valeurs de temps de parcours (Tableau 16).

Groupe Expérimental	FC (bpm)		Temps (secondes)	
	Pr.conv	Pr.non-conv	Pr.conv	Pr.non-conv
P1	185	134	120	98
P2	165	123	118	88
P3	181	134	111	89
P4	177	104	123	102
P5	194	138	116	76
P6	168	107	107	79
P7	188	112	109	96
P8	174	114	114	92
Moyenne \pm SD	179 ± 9.94	120.75 ± 13.33	113.63 ± 7.8	90 ± 9.02
p	($p < 0.05$)		$p < 0.05$	

Tableau 16 : Résultats de l'épreuve de la course sur deux types de fauteuil roulant pour chaque personne paraplégique participant à l'étude.

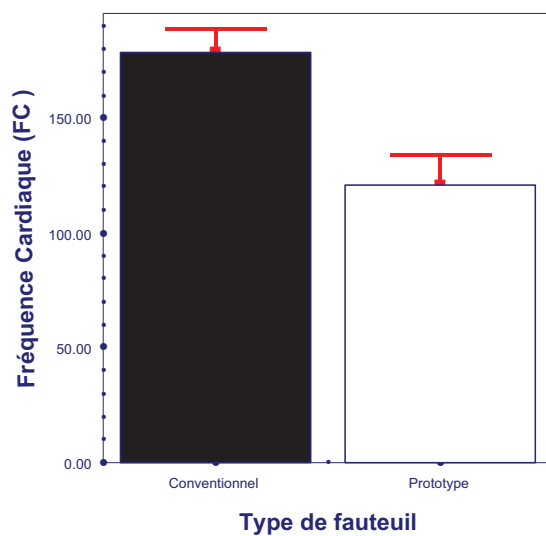


Figure 59 : Histogramme montant les valeurs des fréquences cardiaques comparées à la fin de l'épreuve de la course sur deux types de fauteuil : conventionnel et notre prototype.

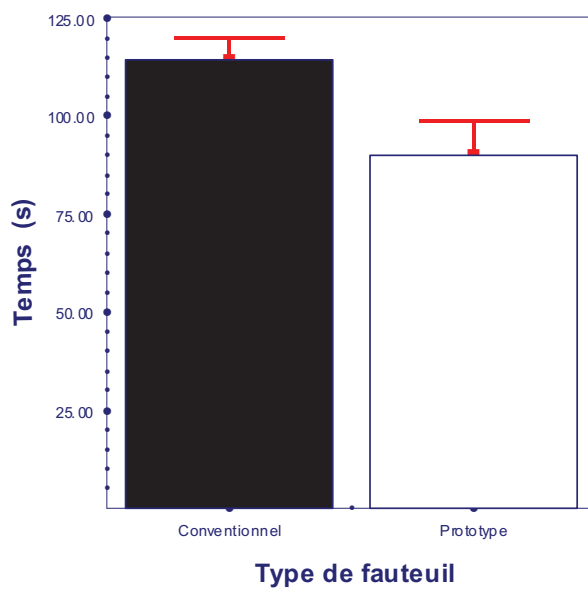


Figure 60 : Histogramme montant les valeurs du temps du parcours comparées dans l'épreuve de la course sur deux types de fauteuil : conventionnel et notre prototype.

6.4. Discussion

La propulsion conventionnelle manuelle en fauteuil roulant est un mode de locomotion avec un rendement mécanique relativement bas. L'un des facteurs, contribuant à ce niveau de rendement, est l'incapacité du fauteuil roulant conventionnel à répondre aux besoins fonctionnels de l'utilisateur surtout dans des conditions extrêmes (van der Woude *et al.* 1989d). En effet, un prototype adapté à une bonne interface fauteuil-utilisateur s'avère indispensable en faveur d'une bonne économie et un meilleur rendement.

Cette étude a été réalisée sur des sujets qui ont acquis suffisamment de l'expérience sur la propulsion manuelle en notre prototype de fauteuil roulant. Ces personnes paraplégiques, après avoir passé la quatrième étude comparant leurs dépenses énergétiques sur deux types de fauteuil, ont subi un entraînement spécifique pendant trois semaines pour passer la cinquième étude.

La distance choisie du parcours conforme à la recommandation du Comité International Paralympique pour les épreuves de la course en fauteuil roulant qui spécifie les épreuves de sprint en fauteuil roulant par des tests de terrain de 100, 200 ou 400m. Des épreuves de course à des distances plus importantes nécessitent également des fauteuils adaptés comme le tricycle ou autres qui sont plus sécurisants.

Les chiffres obtenus dans cette étude n'ont pas été trop loin des chiffres internationaux concernant l'épreuve de la course en fauteuil roulant de 400m et sur les deux types de fauteuil.

Pour le temps de parcours, un record de 47.42 secondes a été atteint par Marc Schuh à la compétition « Memorial Daniela Jutzeler » en Suisse le 18 juin 2009. Une durée, entre trente secondes et une minute et trente secondes, a été également rapportée par plusieurs auteurs à l'épreuve de la course entre 100 et 400m (Bhambhani 2002). Dans cette étude, le temps maximal du parcours en fauteuil conventionnel était de deux minutes et trois secondes, et en notre prototype était d'une minute et quarante et deux secondes. Cette différence peut être due aux types de fauteuils professionnels, adaptés à l'épreuve de la course, utilisés par les sportifs handicapés dans les compétitions internationales.

Pour la fréquence cardiaque, les valeurs enregistrées dans des épreuves similaires et chez des personnes handicapées ayant des classifications de mêmes catégories, varient entre 180 et 190 bpm (Hooker *et al.* 1992 ; O'Connor *et al.* 1998 ; Bernard *et al.* 2000). Dans cette étude, la fréquence cardiaque maximale de tout l'échantillon étudié était de 194 bpm pour l'épreuve en fauteuil conventionnel et 138 bpm en notre prototype. Les premières valeurs étaient donc très proches des valeurs rapportées dans la littérature au contraire des celles en notre prototype où la propulsion manuelle relativement plus efficace a pu les réduire.

La bonne manœuvrabilité de notre prototype a été reconfirmée après sa comparaison avec le fauteuil conventionnel, dans une épreuve de course. En effet, compte tenu de l'impact de la variation du mode de propulsion et de l'ajustement du nouveau prototype sur la performance des utilisateurs, il a été surprenant que ce prototype puisse avoir cette supériorité. Les utilisateurs paraplégiques ont rapporté, de nouveau, la sensation du confort, d'efficacité et de satisfaction globale à l'utilisation de la nouvelle stratégie de propulsion, surtout dans des activités sportives comme la course.

L'objectif de notre étude était de prouver l'efficacité de notre prototype dans la course et sa supériorité par rapport au modèle conventionnel.

Les valeurs des moyennes des fréquences cardiaques et des temps de parcours comparés pour les deux types de fauteuil, ont montré que notre prototype possède une bonne maniabilité surtout dans les conditions dites extrêmes.

La stratégie non-conventionnelle de propulsion à leviers a été retrouvée comme plus efficace et plus adaptée au travail des membres supérieurs que la technique de propulsion à main courante.

CONCLUSION GÉNÉRALE

CONCLUSION GÉNÉRALE

Plus de 90% des fauteuils roulants sont à propulsion manuelle. Un modèle de déplacement qui peut être inadapté et aboutir à des lésions ou à des microlésions répétitives des membres supérieures et, éventuellement, à un handicap secondaire. Des lésions répétitives chez des sujets dépendants de ce type de fauteuil roulant peuvent conduire à un style de vie sédentaire provoquant un risque accru des problèmes cardiovasculaires. Des études faites sur des modèles à leviers et à manivelles ont montré que ces types de fauteuils sont moins contraignants pour les membres supérieurs et ont plus de rendement mécanique que les fauteuils à propulsion manuelle.

Le but de ce travail était de prouver la supériorité d'une technique alternative de propulsion manuelle non-conventionnelle basé sur le système de leviers. La faisabilité d'un prototype intégrant la technique non-conventionnelle ainsi que les avantages et les inconvénients étaient également recherchés.

Les évaluations objectives ou subjectives, en relation avec l'interface sujet-prototype, les habiletés sur terrain et certains paramètres physiologiques, ont pu répondre aux questions posées dans la contribution personnelle de ce travail.

Pour la question de la conception mécanique.

Est-ce qu'un prototype intégrant la technique de propulsion par leviers serait faisable sans pour autant varier les composantes mécaniques essentielles (siège, hauteur, taille...) du fauteuil conventionnel?

Dans la littérature, plusieurs tentatives d'innovation basées sur l'intégration du système de leviers de poussée dans un fauteuil à propulsion manuelle conventionnelle, ont été décrites. Cependant, à notre connaissance, aucune de ces tentatives n'a fait l'objet d'un travail scientifique traitant les différents problèmes rencontrés surtout en relation avec la maniabilité et l'interface sujet-prototype.

Deux systèmes mécaniques ont été proposés dans notre étude. Le premier est basé sur le système de la roue dentée qui a été négligé à cause des problèmes mécaniques majeurs apparus lors de la propulsion du prototype. Ces problèmes sont liés à l'incompatibilité du système avec les freins et les roues et au rendement mécanique élevé du au défaut du système de ressort et du cliquet. Le deuxième système a passé le test de

maniabilité réalisé au laboratoire par l'ingénieur mécanique. Ce système a été basé sur le système de chaînes de bicyclette qui ont été attachées à l'axe de rotation de chacune des deux roues-arrières et reliées aux deux poignées de poussée.

Notre prototype est donc composé d'un fauteuil de type Quickie GT®: ultraléger et non-pliable modifié par l'intégration d'un système de chaînes de bicyclette relié aux deux poignées de poussée. Les accessoires et les composantes mécaniques du fauteuil sont restés les mêmes. Il faut savoir que l'intégration du nouveau système avec les bras de poussées ont apporté au fauteuil de nouveaux paramètres ergonomiques et mécaniques qui ont été considérés comme des facteurs primordiaux, comme on peut le voir dans l'évaluation objective et subjective du prototype.

Pour la question de l'évaluation subjective (le questionnaire)

Quelle sera la satisfaction des utilisateurs de notre prototype et quelles sont les difficultés rencontrées ? Est-ce qu'une modification de la technique de propulsion pourrait révéler des problèmes ou des contraintes spécifiques ?

Les résultats du questionnaire adressé aux utilisateurs du prototype ont montré que la technique de propulsion non-conventionnelle à leviers était acceptable et présentait plus d'avantages que des modèles classiques de fauteuils roulants. Ces avantages sont liés principalement au changement de la stratégie de propulsion et non à la maniabilité du prototype. Le confort et la satisfaction globale du prototype, exprimés par les participants, montrent la corrélation entre l'amélioration des conditions de propulsion et le changement de la technique. La sécurité et la conduite ont été également des facteurs satisfaisants. Cependant, la possibilité de réglage, la manœuvrabilité, le franchissement d'obstacles, le poids, la taille et la portabilité paraissent insatisfaisants pour les utilisateurs. Ces difficultés rencontrées, lors de l'utilisation de ce prototype, peuvent être probablement dues aux problèmes de sa pertinence ergonomique.

Pour la question de l'évaluation objective des habiletés de notre prototype.

Comment pourrait-on tester objectivement les habiletés de notre prototype et sa performance sur le terrain pour identifier les capacités du fauteuil à répondre aux besoins des utilisateurs?

Les résultats de l'évaluation subjective (questionnaire) ont été confirmés lors de l'examen de la maniabilité du fauteuil. Cette évaluation objective des habiletés en fauteuil roulant a fait réapparaître les mêmes difficultés rencontrées dans l'évaluation subjective. Les habiletés de franchissement des obstacles, de propulsion arrière et de soulèvement des deux roues-avant ont été réalisées avec échec par les participants à l'évaluation. Néanmoins, l'évaluation nous a permis de s'assurer de la sécurité et de la maniabilité du fauteuil dans des activités dites de bases.

Par conséquent, une adaptation de quelques composantes de notre prototype s'avère nécessaire pour optimiser son interface conformément aux demandes des utilisateurs.

Dans la sixième étude, la maniabilité du fauteuil a été démontrée par la comparaison des valeurs des fréquences cardiaques et des temps du parcours dans l'épreuve de la course sur les deux fauteuils. Les valeurs obtenues de ces paramètres montrent que la propulsion non-conventionnelle est plus efficace et plus productible dans le temps et dans la distance parcourue.

Pour la question de l'évaluation des paramètres physiologiques.

Est-ce qu'on peut moduler l'impact des complications biomécaniques et physiologiques, liées à la technique conventionnelle de propulsion manuelle en fauteuil roulant, en changeant la technique de proposition elle-même ? Si oui, quels sont les paramètres physiologiques en relation avec la dépense énergétique qui confirment cette hypothèse ?

Une analyse détaillée de la littérature a montré que la propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant est une technique de locomotion à rendement mécanique faible. Ce rendement faible est du probablement à l'inadaptabilité de la technique conventionnelle aux capacités fonctionnelles et cardio-vasculaire des utilisateurs (van der Woude, 1989d).

Notre perspective de l'adaptation du fauteuil roulant, pour intégrer une technique de propulsion alternative en fauteuil roulant basée sur le système à leviers, visait à prévenir les complications liées à la technique conventionnelle. Cet objectif nous a conduit à comparer des variables physiologiques des utilisateurs des deux types de propulsion : celle du fauteuil conventionnel et celle du prototype.

Le pic de consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque maximale étaient les paramètres physiologiques les plus mesurés dans la littérature pour évaluer la technique conventionnelle.

Chez le groupe paraplégique participant à l'étude 4, le prototype ne s'est pas révélé supérieur au fauteuil conventionnel notamment pour le pic de consommation d'oxygène. Néanmoins, les moyennes de la fréquence cardiaque maximale ont été trouvées réduites pour les deux groupes lors de la propulsion sur notre prototype et de même pour le pic de consommation d'oxygène pour le groupe des sujets sains.

Ces résultats peuvent être liés directement ou indirectement au facteur d'apprentissage de la technique et à la comparaison d'un prototype à un fauteuil conventionnel, ce qui confirme la réponse à la question suivante.

Pour la question de l'effet de l'apprentissage de la technique sur le coût énergétique.

Est-ce qu'un apprentissage de la technique non-conventionnelle a un effet positif sur le cout énergétique de la technique non-conventionnelle ? Si oui, dans quels limites et quels sont les programmes que nous pouvons recommander ?

Un programme d'entraînement, sur la technique non-conventionnelle de fauteuil roulant étalé sur trois semaines a permis de diminuer le coût énergétique et la fréquence cardiaque maximale par rapport aux premiers tests chez des sujets paraplégiques. Cette diminution était due à l'adaptation physiologique à la nouvelle technique proposée.

Ces résultats démontrent clairement l'influence de l'apprentissage de la technique non-conventionnelle sur les chiffres obtenus à l'étude 4 chez les personnes paraplégiques.

Enfin la diminution croissante du coût énergétique acquise à l'entraînement peut confirmer l'importance de la nouvelle technique de propulsion sur l'augmentation de l'efficacité mécanique de ce type de propulsion. Ceci peut être probablement en relation avec la prévention des contraintes biomécaniques induites par l'acte de propulsion conventionnelle.

Limites

L'analyse électromyographique n'a pas été réalisée dans notre étude puisque l'activité du muscle supraspinatus (sus-épineux), le principal muscle impliqué dans la technique conventionnelle de propulsion conventionnelle, ne peut être détecté qu'à l'aide d'électrodes-aiguilles (Mulroy et al, 1996).

L'ergomètre à fauteuil roulant n'a pas été utilisé à cause de nombreuses limitations rapportées dans la littérature, et liées à la validité de ses résultats. Il a été démontré également que la vitesse préétablie en ergomètre fauteuil-roulant, en plus de la fréquence, peut affecter l'activité musculaire, le rendement mécanique et même la direction des forces au cours des tests (Vanlandewijck *et al.* 1994 ; Masse *et al.* 1992 ; Veeger 1992 ; van der Woude *et al.* 1989b)

Les résultats de ces six études doivent être analysés en vue de la limitation inhérente à la méthodologie générale, notamment celle de la petite taille des échantillons, du temps de passage sur le prototype et de l'hétérogénéité des différents groupes évalués, dans chaque étude. Les problèmes logistiques, le transport ainsi que les problèmes de santé générale rencontrés souvent avec les personnes handicapés ont également constitué des facteurs de limitation par rapport à la taille des échantillons.

Perspectives

La recherche et le développement dans le domaine des fauteuils roulants manuels s'acroient de plus en plus dans le monde.

La propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant s'est avérée responsable de la plupart des troubles musculo-squelettiques des membres supérieurs et se trouve inadaptée à cause de ses contraintes biomécaniques et physiologiques. Ainsi, ce travail a démontré la nécessité de recourir à d'autres modes ou techniques alternatives de propulsion manuelle qui ont plus de rendement mécanique, moins de dépense énergétique et moins de conséquences traumatisantes sur les structures anatomiques des membres supérieurs.

Ce travail, avec les résultats des six études, devraient inciter les chercheurs et les fabricants de fauteuils roulants à proposer des modèles avec un système de propulsion

non-conventionnelle. La technique de propulsion à leviers peut être efficace et présente beaucoup d'avantages. Des inconvénients liés à la conception mécanique de notre prototype, aux mesures ergonomiques, à certaines habiletés non harmonieuses et à une interface non-harmonieuse dans l'évaluation de certaines habiletés sur le terrain, peuvent être évités dans l'avenir.

Note prototype peut être considéré comme une tentative visant à encourager l'intégration de la technique de propulsion manuelle à leviers dans le domaine de l'handisport afin que les sportifs paraplégiques et handicapés puissent en bénéficier pour éviter au maximum les complications induites par la technique conventionnelle.

Ce travail pourrait être complété par l'évaluation objective des autres paramètres, physiologiques et biomécaniques de la propulsion manuelle alternative proposée, notamment les analyses cinématiques et l'activité musculaire par électromyographie avec électrodes-aiguilles. La comparaison entre la technique alternative et la technique conventionnelle en fonction de ces paramètres pourra être un travail très intéressant dans le domaine de l'handisport.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Abascal J., Bonail B., Cagigas D., Garay N., Gardezabal L. Trends in Adaptive Interface Design for Smart Wheelchairs. Handbook of Research on User Interface Design and Evaluation for Mobile Technology / ed. par Lumsden J., Idea Group Inc (IGI), (2008), 711-725.

Aljure J, Eltorai I, Bradley WE, Lin JE, Johnson B. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. Paraplegia, (1985) 23, 182-186.

Amazeen P., Amazeen E. Beek P. Locomotor-respiratory coupling during manual wheelchair propulsion. In: Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion, van der Woude L. H. V., Hopman M. T. E., and van Kemenade C. H. (Eds.). Amsterdam: IOS Press, (1999), 202-207.

ANAES, Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé. Chirurgie du syndrome du canal carpien idiopathique : étude comparative des techniques à ciel ouvert et des techniques endoscopiques (2000).

Armfield D., Stickle R., Robertson D., Towers J., Debski R. Biomechanical basis of common shoulder problems. Semin.Musculoskelet.Radiol. (2003) 7, 5-18.

Bazzi-Grossin C., Fouillot JP., Charpentier P., Audic B. Coût énergétique du déplacement en fauteuil roulant : Etude en situation réelle chez le paraplégique récent. Ann Réadaptation Med Phys (1995) 38, 421- 428.

Bayley, J.C., Cochran, T.P., Sledge, C.B., The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics J. Bone Joint Surgery (1987) 69, 676-678.

Bean G. Dual power recumbent tricycle. U.S. Patent No. 5,209,506. Jul. 24, (2000).

Belanger M, Stein RB, Wheeler GD, Leduc B. Electrical stimulation increases muscle strength and reverses osteopenia in spinal cord injured individuals. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* (2000) 81, 1090–1098.

Bennedik K, Engel P, Hildebrandt G: *Der Rollstuhl, experimentelle Grundlagen zur technischen und ergometrischen Beurteilung handbetriebener Krankenfahrzeuge*. Rheinstetten, Schindele-Verlag, (1978).

Bernard P., Mercier J., Varray A., Prefaut C. Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. *Spinal Cord* (2000) 38, 16-25.

Bernard P., Pocholle M., Codine P., Leroux J. Influence of neurological levels on muscular power developed by arm and shoulder in wheelchair sportmen. *Eur J Phys Rehabil Med* (1994) 4, 8-14.

Blevins FT. Rotator cuff pathology in athletes. *Sports Med.* (1997) 24, 205-20.

Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Rudy TE. Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil* (1997) 78, 364-72.

Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD, Rudy TE. Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system. *Spinal Cord* (1998) 36, 418–26.

Bonninger ML, Cooper RA: Repetitive strain injuries in manual wheelchair users. In : van der Woude LHV, Hopman MTE, van Kemenade CH (eds): *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion: State of the Art II*. Amsterdam, IOS Press, (1999), 115–120.

Boninger ML, Dicianno BE, Cooper RA, Towers JD, Koontz AM, Souza AL. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Arch Phys Med Rehabil* (2003) 84, 1615-20.

Boninger ML, Impink BG, Cooper RA, Koontz AM. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil* (2004) 85, 1141-5.

Brandmeyer G.A. and McBee G.F.. Social Status and athletic competition for the disabled athlete: the case of wheelchair road-racing. In: C. Sherrill (Ed.), *Sport and disabled athletes*, Human Kinetics, Champaign (1986), 139-145.

Bronzino J. *The biomedical engineering handbook. The electrical engineering handbook series.* Springer (2000).

Brubaker C. EMG activity corresponding to mechanical function during lever propulsion. In: Stamp W, McLaurin C (eds). *Wheelchair Mobility 1983–1984*. Charlottesville, Rehabilitation Engineering Center, University of Virginia, (1984) 7–10.

Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med* (1993) 21, 238–242.

Bruning T., McLaurin C., Henderson J. *Wheelchair Mobility*. University of Virginia-Rehabilitation Engineering Center. (1976-1981), 107.

C. Sherrill (Ed). *Sport and disabled athletes*. Human Kinetics, Champaign (1986).

Cabanès, D. Petits problèmes de médecine historique, le fauteuil roulant de Couthon. *La Chronique Médicale* (1900) 7, 609-613.

Cammack M. User-propelled vehicle. U.S. Patent No. 5,322,312. Aug 7, (1991).

Campbell I.G., Williams C. and Lakomy H. Physiological and metabolic responses of wheelchair athletes in different racing classes to prolonged exercise. *Journal of Sports Sciences* (2004) 22, 449–456.

Cerquiglini S, Figura F, Marchetti M, Ricci B. Biomechanics of wheelchair propulsion. In: Morechi A, Fidelin K, Kedzior K, Wit A, editors. *Biomechanics VII-A*. Baltimore: University Park Press (1981).

Cerretelli P., Monod H. *Traité de physiologie de l'exercice et du sport*. (eds) Elsevier Masson, (2002), 442-443.

Coolen A, Kirby R, Landry J, MacPhee A, Dupuis D, Smith C, Best K, MacKenzie D, MacLeod D. Wheelchair Skills Training Program for clinicians: a randomized controlled trial with occupational therapy students. *Arch Phys Med Rehabil* (2004) 85, 1160-7.

Cooper R.A., Bonninger ML, Shimada SD, et al: Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair propulsion. *Am J Phys Med Rehabil* (1999) 78, 435–46

Cooper R.A. Wheeled Mobility: Wheelchair and Personal Transportation. In : *The biomedical engineering handbook The electrical engineering handbook series* By Joseph Daniel Bronzino Published by Springer. (2000).

Veicsteinas A., Sarchi P., Belleri M. Polio athletes of different ages. Cardiorespiratory response to exercise. *Med. Sci. Sport. Exerc.* (1999) 31, Suppl.

Cooper, R.A., Racing wheelchair rear wheel alignment. *J Rehabil Res Dev* (1989) 26, 47-50.

Cooper R.A., VanSickle D.P., Albright S.J., Stewart K.J., Flannery M., Robertson R.N. Power wheelchair range testing and energy consumption during fatigue testing. *J Rehabil Res Dev* (1995) 32, 255-263.

Cooper R.A, Gonzalez J., Lawrence B., Renschler A., Boninger ML., VanSickle DP. Performance of selected lightweight wheelchairs on ANSI/RESNA tests. *Arch Phys Med Rehabil* (1997) 78, 1138-44.

Cooper R.A, Wheelchair Selection and Configuration. Demos Medical Publishing, LLC. (1998).

Coutts K. D. Physical and Physiological characteristics of elite wheelchair marathoners. In : C. Sherrill (Ed.), *Sport and disabled athletes*, Human Kinetics, Champaign (1986), 157-161.

Coutts K.D. Heart rates of participants in wheelchair sports. *Paraplegia* (1988) 26, 43-49.

Coutts K.D. Research in wheelchair sports and rehabilitation : Past, present, and future. In: van der Woude *et al.* L.H.V (Eds). *Biomedical Aspects of Manuel Wheelchair Propulsion*. IOS Press (1999).

Curtis, K. A., *et al.* Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* (1999a) 80, 453-457.

Curtis KA, Tyner M, Zachary L, et al: Effect of a standard exercise protocol on shoulder pain in long-term wheelchair users. *Spinal Cord* (1999b) 37, 421–9.

Dallmeijer AJ, Zentgraaff IDB, Zijp NI, van der Woude LHV. Submaximal physical strain and peak performance in handcycling versus handrim wheelchair propulsion. *Spinal Cord* (2004) 42, 91–98

Davis G., Tupling, S., Shephard, R. Dynamic strength and physical activity in wheelchair users. In : C. Sherrill (Ed.), Sport and disabled athletes, Human Kinetics, Champaign (1986), 139-145.

Davis JL, Growney ES, Johnson ME, Iuliano BA, An K. Three-dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: a technical report. J Rehabil Res Dev (1998) 35, 61–72.

Davis LA, Growney ES. Three-dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: A technical report. J. Rehabil. Res. Dev. (1998) 35, 61–72.

de Coster A, van Laere M, Blonde W: Electromyographic activity of shoulder girdle muscles during handbiking, In : van der Woude LHV, Hopman MTE, van Kemenade CH (eds): Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion: State of the Art II. Amsterdam, IOS Press. (1999), 138–42

de Groot S., Veeger H., Hollander A., and Van der Woude L. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. Med. Sci. Sports Exerc. (2002) 34, 756–766.

de Groot S., Gervais P., Coppoolse J., Natho K., Bhambhani Y., Steadward R. *et al.* Evaluation of a new basketball wheelchair design. Technology and Disability (2003) 15, 7–18.

de Groot S., de Bruin M., Noomen S., van der Woude L. Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training. Clin Biomech (2008) 23, 434–441.

de Saint Remy N. Modélisation et Détermination des Paramètres Biomécaniques de la Locomotion en Fauteuil Roulant Manuel. Thèse d'Université, Université Blaise Pascal (2005).

Devillard Z., Calmels P., Sauvignet B., Belli A., Denis C., Simard C., Gautheron V. Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *Eur. J. Appl. Physiol.* (2001) 85,479 - 485.

Di Carlo SE. Effect of arm ergometry training on wheelchair propulsion endurance of individuals with quadriplegia. *Phys Ther* (1988) 68, 40-44.

Dinnes J, Loveman E, McIntyre L, Waugh N. The effectiveness of diagnostic tests for the assessment of shoulder pain due to soft tissue disorders: a systematic review. *Health Technol.Assess.* (2003) 7, 1-166.

Engel P, Hildebrandt G: Wheelchair design—technological and physiological aspects. *Proc R Soc Med* (1974) 67, 409–13

Engel P, Neikes M, Bennedik K, et al: Arbeitsphysiologische Untersuchung zur Optimierung des Hebelantriebs unter der Sitzanordnung beim handhebelbetriebenen Rollstuhl. *Rehabilitation* (1976) 15, 217–28

Eriksson P., Lofstrom L. & Ekblom B. Aerobic power during maximal exercise in untrained and well trained persons with quadriplegia and paraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* (1988) 20, 141-147.

Fongemie A., Buss D., Rolnick S. Management of shoulder impingement syndrome and rotator cuff tears. *Am.Fam.Physician* (1998) 57, 667-2.

Franklin B., Swantek K., Grais S., Johnstone K., Gordon S., Timmis G. Field test estimation of maximal oxygen consumption in wheelchair users. *Arch Phys Med Rehabil* (1990) 71, 574 -578.

Fullerton H., Borckardt J., Alfano A. Shoulder pain: a comparison of wheelchair athletes and nonathletic wheelchair users. *Med Sci Sports Exerc* (2003) 35, 1958-61.

Gaines R., LA W. Users' responses to contoured wheelchair handrims J Rehabil Res Dev (1986) 23, 57-62.

Gangelhoff J, Cordain, L, Tucker A, et al: Metabolic and heart rate responses to submaximal arm lever and crank ergometry. *Arch Phys Med Rehabil* (1988) 69, 101–105

Gass G.C. and Camp E.M.. Physiological Characteristics of trained Australian paraplegic and tetraplegic subjects. *Medicine and Science in Sports* (1979) 11, 256-259

Gass GC, Camp EM. The maximum physiological responses during incremental wheelchair and arm cranking exercise in male paraplegics. *Med Sci Sports Exert* (1984) 16, 355-9.

Gayle GW, Pohlman RL, Glaser RM. Cardiorespiratory and perceptual responses to arm crank and wheelchair exercise using various handrims in male paraplegics. *Res Q Exert Sports* (1990) 61, 224- 32.

Gelberman RH, Hergenroeder PT, Hargens AR, Lundborg GN, Akeson WH. The carpal tunnel syndrome. A study of carpal canal pressures. *J Bone Joint Surg Am* (1981) 63, 380-3.

Glaser R.M., Foley D.M., Laubach L.L., Sawka M.N., Suryaprasad A.G. An exercise test to evaluate fitness for wheelchair activity. *Paraplegia* (1979) 16, 341-349.

Glaser R.M., Sawka M.N., Brune M.F., Wilde S.W. Physiological responses to maximal effort wheelchair and arm crank ergometry. *J.Appl.Physiol* (1980) 48, 1060-1064.

Glaser R.M., Foley D.M., Laubach L.L., Sawka M.N., Suryaprasad A.G. An exercise test to evaluate fitness for wheelchair activity. *Paraplegia* (1979a) 16, 341-349.

Glaser R.M., Sawka M.N., Laubach L.L., Suryaprasad A.G. Metabolic and cardiopulmonary responses to wheelchair and bicycle ergometry. *J.Appl.Physiol* (1979b) 46, 1066-1070.

Glaser R.M., Sawka M.N., Brune M.F., Wilde, S.W. Physiological responses to maximal effort wheelchair and arm crank ergometry. *J.Appl.Physiol* (1980a) 48, 1060-1064.

Glaser R.M., Sawka M.N., Young R.E., Suryaprasad A.G. Applied physiology for wheelchair design. *J.Appl.Physiol* (1980b) 48, 41-44.

Goldstein B, Young J, Escobedo EM. Rotator cuff repairs in individuals with paraplegia. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* (1997) 76, 316-22.

Groot G. & Hollander A.P. Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Med. Sci. Sports Exerc.* (1988) 20, 70-78.

Guillon B et Laffont I. Actualités sur les fauteuils roulants. *Encycl Méd Chir* (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 26-170-B-10, (2002), 10 p.

Guo, L., Su, F., Wu H. & An K. Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clin. Biomech.* (2003) 18, 106-114.

Hagberg M, Silverstein B, Wells R, Smith R., Carayon P., Hendrick H. *et al.* Identification, évaluation et mesure du risque. Dans: MultiMondes, éditeur. Les lésions attribuables au travail répétitif. Sainte-Foy. (1995), 161-252.

Hangartner TN, Rodgers MM, Glaser RM, Barre PS Tibial bone density loss in spinal cord injured patients: Effects of FES exercise. *Journal of Rehabilitation Research and Development* (1994) 31, 50–61.

Harvey LA, Crosbie J. Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in C5 and C6 quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil* (2000) 81, 500-5.

Hjeltne N. Circulatory strain in everyday life of paraplegics. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* (1979) 11, 67-73

Hoebeigs JH, Verstappen FTJ. Muscle soreness in wheelchair basketballers. *Int J Sports Med.* (1984) 5, 177–179.

Horn D. Wheelchair propelled by rowing. U.S. Patent No. 4,811,964. Mar. 14, (1989).

Hooker S., Wells C. Aerobic power of competitive paraplegic road racers. *Paraplegia* (1992) 30, 428-36

Ide M. *et al.* Anthropometric features of wheelchair marathon race competitors with spinal cord injuries. *Paraplegia* (1994) 32, 174-179.

International Society of Sport Psychology, 1992, Physical Activity and Psychological Benefits. An ISSP Position Stand. Position Statements. Available on :
http://www.issponline.org/p_positionstands.asp?ms=3&sms=2

Janssen TW, van Oers CA, Veeger HE, Hollander AP, van der Woude LH, Rozendal RH. Relationship between physical strain during standardised ADL tasks and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Paraplegia* (1994) 32, 844-59.

Kamenetz HL. A Brief History of the Wheelchair. *J Hist Med Allied Sci* (1969) 24, 205-210.

Kapandji I.A. Anatomie fonctionnelle 1 : Membres supérieurs. 7^{ème} édition, Paris :Vigot-Maloine (2007).

Kirby RL. Swuste J. Dupuis DJ. MacLeod DA. Monroe R. Wheelchair Skills Test: a pilot study of a new outcome measure. Arch Phys Med Rehabil (2002) 83, 10-8.

Kofsky P.R. *et al.* Fitness classification tables for lower-limb disabled individuals. In: C. Sherrill (Ed.), Sport and disabled athletes, Human Kinetics, Champaign (1986) 147-155.

Koontz A.M., Cooper R.A & Boninger M.L. An autoregressive modeling approach to analyzing wheelchair propulsion forces. Med.Eng Phys. (2001) 23, 285-291.

Koontz A.M., Cooper R. A., Boninger M.L., Souza A.L., Fay B.T. Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev. (2002) 39, 635-649.

Kulig K, Rao SS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley JK, Bontrager EL, Perry J. Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion. Clin Orthop (1998) 354, 132–43.

Gellman H. *et al.* Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. J Bone Joint Surg. (1988) 70, 17-19

Lal S. Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury patients. Spinal Cord (1998) 36, 186–189.

Lonsdorfer J., Tordi N., Essanaï M., Predine E., Klupzinski D., Calmels P. Utilisation d'un programme d'entraînement personnalisé en créneaux (PEP'C) pour la réadaptation à l'exercice du sujet paraplégique. Science & Sports (2001) 16, 42-4

Lundborg G, Gelberman RH, Minteer-Convery M, Lee YF, Hargens AR. Median nerve compression in the carpal tunnel—functional response to experimentally induced controlled pressure. *J Hand Surg [Am]* (1982) 7, 252-9.

Magee D. *Orthopedic physical assessment*. Philadelphia. (1992), 90.

Mantone JK, Burkhead WZ, Jr., Noonan J, Jr. Nonoperative treatment of rotator cuff tears. *Orthop.Clin.North Am.* (2000) 31, 295-311.

Martel GM, Noreau L, Jobin J. Physiological responses to maximal exercise on arm cranking and wheelchair ergometer with paraplegics. *Paraplegia* (1991) 29, 447–56.

Martinez S. Medical concerns among wheelchair road racers. *Physician and Sportsmedicine* (1989) 17, 63-68.

Masse L., Lamontagne M., O’Riain M. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *J Rehabil Res Dev* (1992) 29, 12–28.

Mayall J., Desharnais G. *Positioning in a Wheelchair: A Guide for Professional Caregivers of the Disabled Adult* SLACK Incorporated, 1995.

McCormack D., Reid D., Steadward R., Syrotuik A. Injury profiles in wheelchair athletes: results of a retrospective study. *Clinical Journal of Sport Medicine* (1991) 1, 35-40.

McLaurin C., Brubaker C. Lever drive system for wheelchairs. *J Rehabil Res Dev.* (1986) 23, 52–54.

Mendoza J., Pittenger J., Savage F., Weinstein S. A protocol for assessment of risk in wheelchair driving within a healthcare facility. *DISABILITY AND REHABILITATION*, (2003) 25, 520–526.

Meyers, A.R., Anderson, J.J., Miller, D.R., Shipp, K., Hoenig, H. Barriers, facilitators, and access for wheelchair users: substantive and methodologic lessons from a pilot study of environmental effects. *Social Science & Medicine* (2002) 55, 1435–1446.

Miles, D.S., Sawka, M.N., Wilde, S.W., Durbin, R.J., Gotshall, R.W. & Glaser, R.M. Pulmonary function changes in wheelchair athletes subsequent to exercise training. *Ergonomics* (1982) 25, 239-246.

Monod H., Rochcongar P. *Médecine du sport*. (eds) Elsevier Masson, (2009), 97.

Morrison D., Greenbaum B., Einhorn A. Shoulder impingement. *Orthop. Clin. North. Am.* (2000) 31, 285-93.

Mulroy S., Gronley J., Newsam C., Perry J. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil* (1996) 77, 187-93.

Mulroy S., Farrokhi S., Newsam C., Perry J. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* (2004) 85, 925–934.

Monod H. Contractility of muscle during prolonged static and repetitive dynamic activity. *Ergonomics* (1985) 28, 81–89.

Newsam C. J *et al.* Temporal-spatial characteristics of wheelchair propulsion: Effects of Level of Spinal Cord Injury, Terrain, and Propulsion Rate. *Am J Phys Med Rehabil.* (1996) 75, 292-299.

Newsam CJ, Rao SS, Mulroy SJ, Gronley JK, Bontager EL, Perry J. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait Posture* (1999) 10, 223–32.

Newsam CJ, Lee AD, Mulroy SJ, Perry J. Shoulder EMG during depression raise in men with spinal cord injury: the influence of lesion level. *J Spinal Cord Med* (2003) 26, 59-64.

Newton AM, Kirby RL, MacPhee AH, Dupuis DJ, MacLeod DA. Evaluation of manual wheelchair skills: is objective testing necessary or would subjective estimates suffice? *Arch Phys Med Rehabil* (2002) 83,1295-9.

Nyland J, Quigley P, Huang C, Lloyd J, Harrow J, Nelson A. Preserving transfer independence among individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* (2000) 38, 649-57.

O'Connor TJ, Robertson RN, Cooper RA. Three-dimensional kinematic analysis and physiologic assessment of racing wheelchair propulsion. *Adapt Phys Activity Q* (1998) 15, 1-14.

Otis JC. Jiang C. Wickiewicz TL. Peterson MGE. Warren RF. Santner TJ. Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles with abduction and rotation. *J Bone Joint Surg* (1994) 76, 667-76.

Pélissier J, Jacquot J-M, Bernard P-L, eds. *Le Fauteuil Roulant*. Paris, 386p. Masson (1997).

Pentland WE, Twomey LT. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia* (1991) 29, 521-30.

Pentland, W. E. and L. T. Twomey. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia* (1994) 32, 211-8.

Perry J, Gronley JK, Newsam CJ, Reyes ML, Mulroy SJ. Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* (1996) 77, 350-5.

Perrey S., Candau R. Déterminants des différentes phases de la cinétique de la consommation d'oxygène chez l'homme. *Science et sports* (2002) 17, 220–233.

Pradon D., Cheze L.. Modèle cinématique tridimensionnelle du dos et du membre supérieur pour analyser la technique de propulsion en fauteuil roulant manuel, *ITBM-RBM* (2003) 24, 20–27.

Rao S. Bontrager E. Gronley JK. Newsam C. Perry J. SCI shoulder function with wheelchairs and transfers. *National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Disorders* (1995).

Rao SS, Bontrager EL, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J. Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Trans Rehabil Eng* (1996) 4, 152–60.

Reyes ML, Gronley JK, Newsam CJ, Mulroy SJ, Perry J. Electromyographic analysis of shoulder muscles of men with low-level paraplegia during a weight relief raise. *Arch Phys Med Rehabil* (1995) 76, 433-9.

Rhodes E. A field test for the prediction of the aerobic capacity in the male paraplegics and quadriplegics. *Canadian Journal of Applied Sports Science* (1981) 6, 182-186.

Robinson MD, Hussey RW, Ha CY. Surgical decompression of impingement in the weightbearing shoulder. *Arch Phys Med Rehabil* (1993) 74, 324-7.

Rodgers MM, Glaser RM, Figoni SF, Hooker SP, Ezenaw BN, Collins SR, Mathews T, Suryaprasad AG, Gupta SC Musculoskeletal responses of spinal cord injured

individuals to functional neuromuscular stimulation-induced knee extension exercise training. *J Rehabil Res Dev* (1991) 28, 19–26.

Rodgers M., Russell P., Keyser R., Parker J., Gorman P. Effects Of Training On Joint And Handrim Kinetics In Wheelchair users. AMERICAN SOCIETY OF BIOMECHANICS. 21st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Clemson University, South Carolina September (1997), 24-27.

Rodgers M., Gayle G., Figoni S., Kobayashi M., Lieh J. & Glaser R. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* (1994) 75, 85-93.

Romero *et al.* Wheelchair hand propulsion apparatus. U.S. Patent No. 4,865,344. Jul. 13, 1998.

Roques C. Histoire de fauteuil roulant. In *Le fauteuil roulant* (Edited by Pelissier, J., Jacquot, J.M. & Bernard, P.L.) (1997) p. 1-7 Paris.

Routhier *et al.* Guide de la version canadienne-française du Wheelchair Skills Program (WSP)© Version 3.2. (2006).

Rozendaal L., Veeger H. Force direction in manual wheelchair propulsion: balance between cost and effect. *Clin Biomech* (2000) 15, suppl 1, S39–42.

Rozendaal L., Veeger H., van der Woude L. The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *J Biomech* (2003) 36, 239–247.

Rubin B., Kibler W. Fundamental principles of shoulder rehabilitation: conservative to postoperative management. *Arthroscopy* (2002)18, 29-39.

Sabick M., Kotajarvi B., An K. A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil* (2004a) 85, 1151-9.

Sabick M., Torry M., Kim Y., Hawkins R. Humeral torque in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* (2004b) 32, 892-898.

Sahrmann S. Movement Impairment Syndromes of the Shoulder Girdle. In: Mosby I, editor. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. St. Louis: Elsevier Science (2002), 193-261.

Samuelsson, K., Tropp H., Nylander E., Gerdle B. The effect of rear-wheel position on seating ergonomics and mobility efficiency in wheelchair users with spinal cord injuries: a pilot study. *J. Rehabil. Res. Dev.* (2004) 41, 65–74.

Sanderson D., Sommer H. Kinematic features of wheelchair propulsion. *J Biomech* (1985)18, 423-9.

Sawka M., Glaser R., Wilde S., Lührte T. Metabolic and circulatory responses to wheelchair and arm crank exercise. *J Appl Physiol: Resp Envir Exerc Physiol* (1980) 49, 784–788.

Scheib J. Diagnosis and rehabilitation of the shoulder impingement syndrome in the overhand and throwing athlete. *Rheum.Dis.Clin.North Am.* (1990) 16, 971-88.

Shephard R. Sports medicine and the wheelchair athlete. *Sports Med* (1988), 4, 226-47.

Shimada S, Robertson R., Boninger M., Cooper R. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* (1998) 35, 210-8.

Smith P., Glaser R., Petrofsky J., *et al.* Arm crank vs handrim wheelchair propulsion: metabolic and cardiopulmonary responses. *Arch Phys Med Rehabil* (1983) 64, 249–54.

Smith P., Glaser R., Petrofsky J., *et al.* Arm crank vs handrim wheelchair propulsion: metabolic and cardiopulmonary responses. *Arch Phys Med Rehabil* (1983) 64, 249–54.

Sie I., Waters R., Adkins R., Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* (1992) 73, 44–8.

Subbarao J., Klopstein J., Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* (1994) 18, 9-13.

Thay Q., McMahon P. Shoulder biomechanics and muscle plasticity: Implications in spinal cord injury. *Clinical orthopaedics and related research.* (2002) 403, 265.

Thomas S., Burke J. Design Construction and Testing of an Innovative Mechanism for Manual Wheelchair Propulsion. Thesis of Master of Science. College of Engineering and Mineral Resources, West Virginia University (2002).

Turner J., Cardenas D., Warmis C., McClellan C. Chronic pain associated with spinal cord injuries: a community survey. *Arch Phys Med Rehabil.* (2001) 82, 501-509.

US Department of Health, National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion. Physical Activity and Health: A Report of the Surgeon General. Atlanta: GA (1996).

van der Beek A., Hoozemans M., Frings-Dresen M., Burdorf A. Assessment of exposure to pushing and pulling in epidemiological field studies: an overview of

methods, exposure measures, and measurement strategies. *Int J Ind Ergon* (1999) 24, 417-29.

van der Woude, L. Wheelchair ergonomics and physiology testing of prototypes. *Ergonomics* (1986) 29, 1561–1573.

van der Woude, L., Hendrich, K., Veeger, H., Ingen Schenau, G., Rozendal, R., de Groot, G. & Hollander, A.P. Manual wheelchair propulsion: effects of power output on physiology and technique. *Med.Sci.Sports Exerc.* (1988) 20, 70-78.

van der Woude L., Veeger H., Rozendal R., Sargeant A. Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* (1989a) 26, 31-50.

van der Woude L., Veeger H., Rozendal R. & Sargeant, A. Optimum cycle frequencies in hand-rim wheelchair propulsion. Wheelchair propulsion technique. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol* (1989b) 58, 625-632.

van der Woude L., Manual Wheelchair Propulsion: an ergonomic perspective, Thesis, Amestrdam (1989c).

van der Woude L., Veeger D., Rozendal R., Ergonomics of wheelchair design: a prerequisite for optimum wheeling conditions, *Adapted Physical Activity Quarterly* (1989d) 6, 109–132.

van der Woude L., Veeger H., de Boer Y, *et al.* Physiological evaluation of a newly designed lever mechanism for wheelchairs. *J Med Eng Technol* (1993) 7, 232–40.

van der Woude L. *et al.* Physical strain and mechanical efficiency in hubcrank and handrim wheelchair propulsion. *J Med Eng Technol* (1995) 19,123–31.

van der Woude L., Veeger H., Dallmeijer A., Janssen T. & Rozendaal L. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys.* (2001a) 23, 713-733.

van der Woude L., Dallmeijer A., Janssen T., *et al.* Alternative modes of manual wheelchair ambulation: An overview. *Am J Phys Med Rehabil* (2001b) 80, 765–777.

Vandewalle H. Consommation d'oxygène et consommation maximale d'oxygène : intérêts et limites de leur mesure. *Annales de réadaptation et de médecine physique* (2004) 47, 243–257

van Drongelen S. *et al.* Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil* (2005) 86, 1214-20.

Vanlandewijck Y. Spaepen A. Theisen D. Van de Vliet P. Pétré L. In : van der Woude L.H.V.. *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion*. IOS Press, 1999.

Vanlandewijck Y., Spaepen A., Lysens R. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes. *Med Sci Sports Exerc* (1994) 26, 1373–1381.

Vanlandewijck Y, Theisen D, Daly D. Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports. *Journal of Sports Medicine*, (2001) 31, 339-67.

Veeger H., van der Woude L., Rozendal R. Within-cycle characteristics of the wheelchair push in sprinting on a wheelchair ergometer. *Med Sci Sports Exerc* (1991a) 23, 264-71.

Veeger H., van der Woude L., Rozendal R. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc* (1991b) 24, 100–7.

Veeger H., van der Woude L., Rozendal R. A computerized wheelchair ergometer: results of a comparison study. In: Biomechanical aspects of manual wheelchair propulsion (HEJ Veeger) pp. 7–22. Thèse du doctorat. Vrije Universiteit, Amsterdam, (1992).

Veeger H. Biomechanics of manual wheelchair propulsion, in van der Woude L., Hopman M., van Kemenade C., *et al.* (eds): Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion: State of the Art II. Amsterdam, IOS Press. (1999), 86–96.

Vinet A., Le Gallais D., Bouges S., Bernard P., Poulain M., Varray A. Micallef J.. Prediction of VO₂peak in wheelchair-dependent athletes from the adapted Léger and Boucher test. *Spinal Cord* (2002) 40, 507-512.

Wicks J. *et al.* Arm cranking and wheelchair ergometry in elite spinal cord-injured athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* (1983) 15, 224-231

Werner C., Elmqvist D, Ohlin P. Pressure and nerve lesion in the carpal tunnel. *Acta Orthop Scand* (1983) 54, 312-6.

Wolf E., Cooper R., DiGiovine C., Boninger M., Guo S. Using the absorbed power method to evaluate effectiveness of vibration absorption of selected seat cushions during manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics* (2004) 26, 799–806

Wu H. An instrumented wheel for kinetic analysis of wheelchair propulsion. *J Biomech Eng* (1998) 120, 533–5.

Wu H. Biomechanics in upper extremity during wheelchair propulsion, Thesis, National Chong Kung University, Waiwan (1998)

Yang Y., Koontz A., Triolo R., Mercer J., Boninger M., Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. Clin Biomech (2006) 21, 1032- 41.

Sites Internet

<http://www.paralympic.org>

Site du Comité International paralympique. On peut trouver des informations utiles sur la Classification des personnes handicapées sportives.

www.frankmobility.com

Site commercial des modèles du fauteuil roulant avec des catalogues en ligne.

<http://www.wheelchairnet.org/>

C'est un site officiel d'un groupe qui travaille sur le développement de la technologie dans le domaine du fauteuil roulant.

www.wijit.com

Site commercial des accessoires des fauteuils roulants qui permettent la propulsion manuelle alternative à leviers.

<http://www.magtrol.com/>

C'est un site commercial pour les produits des systèmes mécaniques et mécanico-électriques.

<http://www.uspto.gov/>

C'est un site qui regroupe toutes les innovations scientifiques dans tous les domaines aux États-Unis. Possibilité d'une inscription gratuite qui nous permet d'effectuer une recherche dans les documents téléchargeables des différents matériels d'innovation.

ANNEXES

- ANNEXE 1 -

Propulsion manuelle non-conventionnelle en fauteuil roulant

Questionnaire d'Evaluation Subjective d'un Prototype

Formulaire de collecte de données

Utilisateur de fauteuil roulant / Aidant : _____ / _____

Évaluateur : _____ (initiales) _____

Date: _____

Les questions suivantes se rapportent à des sportifs handicapés ayant au minimum deux ans d'expérience de propulsion manuelle conventionnelle.

	Insatisfaisant						Très satisfaisant					
Confort	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Possibilité de réglage	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Conduite	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Manœuvrabilité	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Franchissement des obstacles	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
sécurité	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Poids	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Taille	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Portabilité (Transport)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Apparence (Esthétique)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Satisfaction globale	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Commentaires :												

- ANNEXE 2 -

Programme d'habiletés en fauteuil roulant (3.2)

Évaluation pour le fauteuil roulant manuel (WST-F)

Formulaire de collecte de données

Utilisateur de fauteuil roulant / Aidant : _____ / _____

Évaluateur : _____ (initiales) _____

☐ Évaluation (WST-F) ☐ Questionnaire (WST-Q-F) Date: _____

Début du test (heure) : _____ Fin du test (heure) : _____

No	Groupe d'habiletés	Habiletés individuelles	Scores	Commentaires
1, 2	Manipuler les freins	- Actionner	G D	
3, 4		- Relâcher	G D	
5, 6	Manipuler les appui-bras	- Dégager	G D	
7, 8		- Replacer	G D	
9, 10	Manipuler les appuis-pieds	- Dégager	G D	
11, 12		- Replacer	G D	
13	Se déplacer	- Vers l'avant		temps : _____ vitesse (m/s) : _____ (réussite : 0,33 m/s)
14		- Traverser une rue		
15		- À reculons		
16, 17	Pivoter		G D	
18, 19	Effectuer un virage en mouvement	- Propulsion avant		
20, 21		- Propulsion arrière		
22, 23	Manœuvrer le fauteuil roulant latéralement		G D	
24	Atteindre un objet	- Au sol		
25		- Élevé		
26	Se transférer	- À partir du fauteuil roulant		
27		- Vers le fauteuil roulant		
28	Plier et déplier le fauteuil roulant	- Plier		
29		- Déplier		
30	Franchir une porte	- En la poussant		
31		- En la tirant		
32	Franchir un obstacle	- 2 cm de hauteur		
33		- 13 cm de hauteur		
34, 35	Traverser une pente inclinée		G D	
36	Rouler sur une surface offrant de la résistance	- Tapis		
37		- Gravier		
38	Franchir des trous	- 15 cm de prof.		
39		- 30 cm de prof.		
40	Monter et descendre une pente	- Monter, 5°		
41		- Descendre, 5°		
42		- Descendre, 7, 5° sur 2		
43	Négocier un dénivellement	- 5 cm en montée		
44		- 5 cm en descente		
45		- 15 cm en montée		
46		- 15 cm en descente		
47		- 15 cm en descente sur 2		
48	Se tenir en équilibre sur les roues arrière	- Sans les mains		
49		- Position stationnaire		
50		- Vers l'avant		
51		- Vers l'arrière		
52, 53		- Pivoter		
54, 55		- Tourner + vers l'avant		
56, 57		- Tourner + vers l'arrière		

_____ % Score **total en pourcentage** (total des notes de passage _____ divisé par le nombre total d'habiletés pertinentes _____)
 Page 1 de 1 WSP-F 3.2 Formulaire #4, WST-F fauteuil roulant manuel – 10 février 2005

- ANNEXE 3 -

Table I. Classification Internationale des Jeux de Stoke Mandeville pour les lésions spinales (Shephard 1988)		
Classe	Niveau lésionnel	Caractéristiques fonctionnels
IA	C4-C6	Triceps brachial 0-3 (Cotation). Faiblesse importante du tronc et des membres inférieurs, empêchant la position assise et la marche.
IB	C4-C7	Triceps 4-5. Flexion et extension du poignet possible. Faiblesse générale du tronc et des membres inférieurs, gênant significativement la position assise et la marche.
IC	C4-C8	Triceps 4-5. Flexion-extension du poignet possible. Flexion-extension du doigt permet une prise et un lâcher. Pas d'efficacité des muscles intrinsèques. Faiblesse générale du tronc et des membres inférieures gênant significativement l'équilibre assis et la marche.
II	T1-T5	Pas d'efficacité des muscles abdominaux (0-2). Les muscles intercostaux inférieurs ne sont pas fonctionnels. Pas d'équilibre assis.
III	T6-T10	Présence des muscles abdominaux supérieurs. Les muscles abdominaux inférieurs et les extenseurs inférieurs sont faibles. Equilibre assis précaire.
IV	T11-L3	Présence des muscles abdominaux et dorsaux. Présence de quelques fléchisseurs et adducteurs des hanches. Déficit ou paralysie du quadriceps. Contrôle faible des fessiers (0-2). Points = 1-20 pour la lésion traumatique et 1-15 pour la poliomyélite.
V	L4-S2	Bon ou contrôle passable du quadriceps. Points = 21-40 pour la lésion traumatique et 16-35 pour la poliomyélite.
VI	L4-S2	Points 41-60 pour la lésion traumatique et 36-50 pour la poliomyélite. (La Classe VI est une sous-catégorie de la Classe V, appliquée uniquement dans les compétitions de natation)
Chacun de ces groupes musculaires est coté de 5 points (5= Force normale) par côté : fléchisseurs, adducteurs, abducteurs et extenseurs de la hanche, fléchisseurs et extenseurs du genou, fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville. Score maximale, 40 points pour chaque côté.		

- ANNEXE 4 -

Muscles impliqués dans les mouvements de l'épaule et amplitudes des mouvements (Netter et Colacino 1997; Burke *et al.* 2002; Dufour 2002; Hislop et Montgomery 2002; Armfield *et al.* 2003; Decker *et al.* 2003; Gomoll *et al.* 2004; Muscolino 2005)

Mouvements	Amplitude (°)	Muscles sollicités
Abduction	0 à 180	<i>Deltoideus medius</i> (Deltoïde moyen) <i>Supraspinatus</i> (Supra-épineux) <i>Infraspinatus</i> (Infra-épineux) <i>Subscapularis</i> (Subscapulaire) <i>Teres minor</i> (Petit rond) <i>Biceps Brachii</i> (Longue portion du biceps)
Adduction		<i>Pectoralis major</i> (Grand pectoral) <i>Latissimus dorsi</i> (Grand dorsal) <i>Teres major</i> (Grand rond) <i>Subscapularis</i> (Sous-scapulaire)
Rotation interne	0 à 80	<i>Pectoralis major</i> (Grand pectoral) <i>Latissimus dorsi</i> (Grand dorsal) <i>Subscapularis</i> (Subscapulaire) <i>Deltoideus anterior</i> (Deltoïde antérieur) <i>Teres major</i> (Grand rond)
Rotation externe	0 à 60	<i>Infraspinatus</i> (Infra-épineux) <i>Teres minor</i> (Petit rond) <i>Deltoideus posterior</i> (Deltoïde postérieur)
Flexion	0 à 180	<i>Deltoideus</i> (Deltoïde) <i>Supraspinatus</i> (Supra-épineux) <i>Pectoralis major</i> (Grand pectoral) <i>Coracobrachialis</i> (Coraco-brachial) <i>Biceps Brachii</i> (Biceps, longue portion)
Extension	0 à 45	<i>Deltoideus posterior</i> (Deltoïde postérieur) <i>Latissimus dorsi</i> (Grand dorsal) <i>Teres major</i> (Grand rond) <i>Teres minor</i> (Petit rond) <i>Triceps brachii</i> (Triceps, longue portion)
Adduction horizontale	0 à 130	<i>Pectoralis major</i> (Grand pectoral) <i>Deltoideus anterior</i> (Deltoïde antérieur)
Abduction horizontale	-40 à 90 en partant de l'adduction horizontale complète	<i>Deltoideus posterior</i> (Deltoïde postérieur) <i>Teres major</i> (Grand rond) <i>Teres minor</i> (Petit rond) <i>Infraspinatus</i> (Infra-épineux)

- ANNEXE 5 -

Energy Expenditure of Two Types of Manual Wheelchair Propulsion

A. Rifai Sarraj^{1,2}

R. Massarelli¹

F. Rigal¹

E. Moussa²

C. Jacob²

A. Fazah²

M. Kabbara²

(1) *Center of Research and Innovation in Sport, Lyon, France*

(2) *Physiology and Biomechanics of the Motor Performance Laboratory, University of
Balamand, Lebanon*

Article publié

The Open Rehabilitation Journal, 2008, 1, 38-42 38

1874-9437 /08

2008 Bentham Open

Abstract

Objective. To compare the energy expenditure of two types of manual wheelchair propulsion.

Design. Experimental and comparative design - using matched controls.

Background. A new manual wheelchair propulsion technique is proposed to minimize the overload exerted on the upper limb during the classical propulsion. The energy cost and other parameters of this new propulsion technique were evaluated.

Methods. Eight paraplegic male adults (Mean \pm SD) values for age and body mass were 28 ± 4 years and 61.75 ± 8.35 kg and seven able-bodied subjects (age and body mass were respectively 25 ± 2 years and 81.4 ± 7.4 kg) were recruited for this study. Each subject propelled manually two types of wheelchair with two different propulsion techniques. Heart rate and oxygen consumption resulting from each manual propulsion type were calculated and compared.

Results. Mean VO₂ peak values were not found to be significantly different between classical and the new proposed wheelchair propulsion for the paraplegic subjects. VO₂ values were significantly lower in able-bodied subjects. Maximal Heart Rate were found to be higher when using the classical propulsion technique in both able-bodied and paraplegic groups.

Conclusion. The Classical wheelchair propulsion technique needs to be adapted to the physiological and biomechanical work of the paraplegic's upper extremities. This study showed the advantage of using a different propulsion technique. More studies are needed to recommend the new technique.

INTRODUCTION

Gait is very difficult and mostly impossible following spinal cord injury or any disease affecting the lower limbs. Patients try to find other modalities of physical transport compensating the functional normal gait. Wheelchairs are the most efficient device dedicated to the paraplegic in this case, offering patients the ability to lead a normal life by allowing them to perform most of their daily activities. This ranges from merely being able to relocate from place to place to competing in sporting events.

Wheelchair propulsion has been reported to be responsible for musculoskeletal pain in the upper extremities [1]. Epidemiological studies have shown a high prevalence of

shoulder complaints in paraplegic and quadriplegic spinal cord injured (SCI) people [2-8]. It has been argued that the high incidence of shoulder complaints in SCI was the result of the weight-bearing or propulsion function of the upper extremity in those subjects [9, 10].

Systematic research has played an important role in the development and design of the wheelchair, vehicle mechanics, the human movement system, and the wheelchairuser interface [11, 12].

Variations in propulsion strategy have recently begun to interest researchers [13]. Reverse wheelchair propulsion has been demonstrated to be physiologically more demanding than conventional forward wheelchair propulsion [14].

Conventional wheelchair propulsion is commonly divided into two phases, the drive phase and the recovery phase, in each complete propulsive cycle. This type of propulsion is probably limited by a low mechanical efficiency which has been attributed to the position of the arms, synchronicity of the arm movements, a large component of static work, and inherent histochemical characteristics of the upper body musculature [15].

Variations in propulsion techniques becomes a most important issue in patients who use wheelchairs to reduce the incidence of the dysfunction that usually occurs in upper extremities due to the conventional wheelchair propulsion. No variation in propulsion mechanisms has been studied and up to date studies have focused on the conventional wheelchair propulsion technique and its components [16-20].

A proof-of-concept prototype wheelchair with new propulsion technique for the motor disabled will be proposed in the following with the objective to demonstrate the feasibility of a completely new approach to propulsion technique. The aim of this study is to compare the two types of manual wheelchair propulsion technique. The important design considerations and the system design are also discussed.

PROTOTYPE DESIGN

Our prototype system consists of an adapted wheelchair designed to carry out a different manual wheelchair propulsion technique (Fig. 1).



Fig. (1). The new wheelchair prototype.

In mechanical or automotive engineering, a freewheel or overrunning clutch is a device in a transmission that disengages the driveshaft from the driven shaft when the driven shaft rotates faster than the driveshaft. The condition of a driven shaft spinning faster than its driveshaft exists in a bicycle or a vehicle going downhill when the rider holds his or her feet still, no longer pushing the pedals. Without a freewheel the rear wheel would drive the pedals round.

The new wheelchair is a classical sport wheelchair equipped with bicycle freewheels attached to the rear wheel hub so the wheel of the wheelchair can go forward with a push of the external part of the freewheel without going backwards when the external part moves in the other direction. The external part is attached to an extended bar manipulated by the hand of the user.

Thus, the two wheels of the classical wheelchair are adapted according to this system and two bars, manipulated by the hands of the user, propel the wheelchair forward.

The new manual wheelchair propulsion technique requires a forward rotating motion by the two bars using the hands of the user imitating the system of the manual press.

The same distance traveled by the two types of wheelchairs was found to require the same number of propulsions on both.

This is identified by a test realized on basketball court (18 ± 0.83 propulsions were calculated for both wheelchairs in 8.54 ± 0.25 s on 25m).

METHODS

Subjects

A total of 15 participants were recruited for the study: eight males with paraplegia and seven able-bodied males. For the paraplegic group, the mean (\pm SD) age, height, and weight were respectively 26.9 ± 6.1 years, 163.6 ± 4.2 cm, and 61.4 ± 7.2 kg (Table 1). For the able-bodied group the values were respectively 24.57 ± 2 years, 180.28 ± 5.79 cm, and 81.42 ± 7.39 Kg (Table 2). Criteria for inclusion were paraplegic with a minimum three years of experience in wheelchair propulsion, and the absence of any medical contra-indications. All subjects signed a written informed consent.

All tests were made in the Laboratory of Physiology and Biomechanics of Motor Performance at the University of Balamand. The protocol was approved by the University Research ethics committee and the procedures complied with the recommendations of the American College of Sports Medicine (ACSM) in 1999. The subjects were told not to practice any exhausting exercise the day before, and not to smoke or drink alcohol 3 h before the exercise tests. Throughout the exercise they were encouraged to carry out their maximum performances. A general physician was present to support any medical complications during or after the test. The order of the different exercise tests was randomized.

Modeling

Two wheelchairs (Quickie GT: lightweight non-folding wheelchair) were used in this study. One of the wheelchairs was modified to provide the new propulsion technique discussed above. The two wheelchairs were raised from the ground by a stand designed to maintain the stability and the free movement

Subject	Age (years)	Height (cm)	Weight (Kg)	Level/Type of injury	Years in Wheelchair
P1	23	175	71	L2	3
P2	34	170	69	L1	3
P3	30	172	60	D12	8
P4	32	169	60	L1	14
P5	28	154	55	D12	10
P6	24	165	46	D11	8
P7	26	169	68	L1	7
P8	23	175	71	L2	3
Mean \pm SD	28.38 \pm 3.85	167.75 \pm 6.27	61.75 \pm 8.35		7.125 \pm 3.80

Table 1. Characteristics of the Paraplegic Group

Subject	Age (years)	Height (cm)	Weight (Kg)
AB1	24	184	85
AB2	25	177	69
AB3	25	190	89
AB4	24	177	85
AB5	21	184	85
AB6	29	176	73
AB7	24	174	84
Mean \pm SD	24.57 \pm 2	180.28 \pm 5.79	81.42 \pm 7.39

Table 2 : Characteristics of the able-bodied group.

Testing Protocol

Subjects that participated in this study were prepared and informed of the protocol methodology prior to the test. This testing protocol consisted of two sessions of manual wheelchair propulsion movements achieved using the two wheelchairs each scheduled on a separate day. The type of the wheelchair in each session was selected by a drawing lot. Each subject was transferred to the selected wheelchair, and the footrests were adjusted to each subject.

A metronome was used to fix the rhythm of the testing propulsion.

The duration of each session was seventeen minutes distributed as follows: two minutes of rest, two minutes of warm up, two minutes of preparation to the rhythm, six minutes of rhythmical propulsion, two minutes of maximal number of propulsion movements, one minutes of active recovery and two minutes of passive rest.

During warm up, the subject propelled the selected wheelchair freely using minimal effort. The preparation consisted of two phases of propulsion, each three seconds, and the rhythmical propulsion consisted of a propulsion of two seconds each during the first three minutes and one second each during the second period.

Metabolic Data Analysis

Oxygen consumption and carbon dioxide production (VCO_2) were measured breath-by-breath, at rest, during exercise, and throughout recovery using CPX® Medical Graphics. The system was calibrated before each test session using standard gas mixtures.

The subjects breathe through a mask connected to a pneumotachograph located on the expiratory circuit and connected to a pressure transducer. The quantity of expired oxygen and carbon dioxide were measured, respectively, with a zirconium O_2 analyzer and an infrared CO_2 analyzer. Before each test the volume was calibrated with a 3-l pump and the analyzers were standardized with a bottle containing 12% O_2 and 5% CO_2 . Peak VO_2 data were averaged over 15 seconds intervals. The respiratory exchange ratio (RER) was calculated as $\text{VCO}_2 / \text{VO}_2$.

Heart rate was recorded every minute during exercise and while at rest using a heart rate monitor (POLAR S610i). The wristwatch was positioned on the handle of the wheelchair and the electrode was placed over the manubrium and the left seventh inter-costal space of the subject. Peak levels for all variables were defined as the highest value measured during the exercise test.

Statistical Analysis

The results are expressed as the mean \pm SD (the standard deviation of the mean) (Tables 3, 4). T-tests were used to assess differences between the energy cost variables of the propulsion of the two wheelchairs. P values of less than 0.05 were considered to be statistically significant.

Paraplegic Subject	V _O ₂ peak		Max Heart Rate	
	CWC	NWC	CWC	NWC
P1	17	15.2	179	123
P2	14.2	13.6	95	97
P3	19.2	18.6	133	117
P4	19.2	18.3	158	109
P5	27.6	19.6	177	119
P6	14.7	10.8	153	125
P7	29.2	27.7	183	185
P8	15.6	14.4	144	135

Table 3. Mean Values of VO₂ Peak and Max Heart Rate for the Paraplegic Group Using Classic Wheelchair (CWC) and New Wheelchair (NWC)

Able-bodied Subject	V _O ₂ peak		Max Heart Rate	
	CWC	NWC	CWC	NWC
AB1	25.2	22.7	123	107
AB2	21.4	20.2	173	154
AB3	23.8	19.6	167	142
AB4	23.6	17	177	152
AB5	23	15.9	158	132
AB6	17.4	16	165	130
AB7	20.9	18.1	145	124

Table 4. Mean values of VO₂ Peak and Max Heart Rate for the Able-Bodied Group Using Classic Wheelchair (CWC) and New Wheelchair (NWC)

Results

Mean values of VO₂ peak were respectively 19.59 ± 5.76 and 17.28 ± 5.14 for the classic wheelchair and the new wheelchair for the paraplegic group ($p < 0.21$). Mean values of VO₂ peak were respectively 22.19 ± 2.57 and 18.5 ± 2.49 for the classic wheelchair and the new one for the able-bodied subjects with a $p < 0.0092$ (Table 5).

VO2 Peak (Mean)			
	CWC	NWC	p value
Paraplegic	19.59 ± 5.76	17.28 ± 5.14	0.21
AB	22.19 ± 2.57	18.5 ± 2.49	0.0092

Table 5. Differences in Mean Values of VO2 Peak between Classic Wheelchair (CWC) and New Wheelchair (NWC) for the Two Groups

Mean values of Max Heart Rate for the paraplegic group were respectively 152.75 ± 29.33 for the classical and 126.25 ± 26.27 for the new wheelchair ($p < 0.038$). For the able-bodied subjects the mean values of Max Heart Rate were respectively 158.29 ± 18.75 and 134.43 ± 16.51 ($p < 0.013296$) (Table 6).

There was no difference between the mean values of VO2 peak for the two types of wheelchair in the paraplegic group. However, there was a significant difference between values of VO2 peak for the classic wheelchair and the new one in able-bodied subjects. Similarly, the values of Max Heart Rate measured during exercise on the two types of wheelchair was significantly different in both groups. Values measured during exercise on the classic wheelchair were higher.

Max Heart Rate (Mean)			
	CWC	NWC	p value
Paraplegic	152.75 ± 29.33	126.25 ± 26.27	0.038866
AB	158.29 ± 18.75	134.43 ± 16.51	0.013296

Table 6. Differences in Mean Values of Max Heart Rate between Classic Wheelchair (CWC) and New Wheelchair (NWC) for the Two Groups

Discussion

Able-bodied subjects showed greater VO2 peak values using the classic wheelchair. These results were not found for the paraplegic subjects. The Max Heart Rate values, recorded during exercises on the classical wheelchair, were higher than values recorded on the new wheelchair for both groups.

The purpose of the experiment was to compare each of the two important parameters related to the energy expenditure for the two types of propulsion techniques. It is

proposed that the new prototype was more economical and we hypothesize that the VO₂ and the Max Heart Rate must be greater in exercising using the classical technique.

The results further showed that the new propulsion technique is more economical than the classical technique only in able-bodied subjects despite the important differences in Maximal Heart Rate in both groups. A possible explanation may imply the fact that the paraplegic subjects are more accustomed to propelling the classic wheelchair; hence exercising the new prototype has introduced a new motor strategy necessitating more practical learning. It has been reported that practice may refine the movement pattern to approximate more closely the optimal mechanical and physiological adaptations within the constraints of the propulsion task [21]. Exercising a new propulsion technique could influence the energy expenditure during a new motor learning phenomena.

Despite the major improvement in biotechnology, and the recognition of a clear relationship between the classical wheelchair manual propulsion technique and musculoskeletal problems, the factors affecting this relationship remains ambiguous when taking into consideration long-term wheelchair use and sporting activities.

Epidemiological studies have shown a high prevalence of shoulder complaints in paraplegic and quadriplegic spinal cord injured (SCI) people [2]. Several studies calculated joint torques produced around joints of the upper extremity when using classic wheelchair propulsion [22]. Modeling results reported by these authors indicated that the largest joint torques are produced around the shoulder complex. These authors reported peak shoulder flexion torques of 35 Nm, in combination with peak adduction torques of 20 Nm [23]. Peak elbow extension torques were 10 Nm. They also reported the largest torques around the shoulder joint, but predominantly as a shoulder flexion torque [24]. A large shoulder flexion torque of approximately 30 Nm and elbow extension torque of approximately 10 Nm were also calculated in other study [25].

These data showed the inadaptability and unsuitability of the classical wheelchair propulsion technique for the physiological and biomechanical aspects of the upper extremities of the paraplegic subject.

This study is a trial to develop a new prototype of wheelchair providing a new motor strategy. Parameters related to cardiovascular responses were studied in this article, but other parameters relating to muscles activation strategies, motion data and joint torques

must be obtained before recommending this new strategy especially for paraplegic athletes who use the wheelchair in non-physiological conditions.

CONCLUSION

Patients with paraplegia rely solely on the use of their upper extremities for independence and the completion of daily living activities. Classic wheelchair propulsion is inefficient and not suitable for all physiological biomechanics of the upper extremity joints.

Proposing a new prototype could change the strategy of the classic propulsion technique and may have some advantages particularly in cardiovascular responses, which have been demonstrated during this study.

Future studies questioning dynamic and static parameters related to muscle and movement strategies of the new technique are needed before the new wheelchair propulsion can be recommended with confidence.

- ANNEXE 6 -

**Evaluation d'un prototype de fauteuil roulant avec une
technique non-conventionnelle de propulsion manuelle**

**Evaluation of a new wheelchair prototype with alternative
manual propulsion technique**

A. Rifai Sarraj^{1,2}

R. Massarelli¹

F. Rigal¹

E. Moussa²

C. Jacob²

A. Fazah²

M. Kabbara²

(1) *Center of Research and Innovation in Sport, Lyon, France*

(2) *Physiology and Biomechanics of the Motor Performance Laboratory, University of
Balamand, Lebanon*

Article publié

Annals of Physical and Rehabilitation Medicine

Sous presse

Résumé

Objectifs. Un nouveau prototype de fauteuil roulant, basé sur la technique de propulsion à leviers, a été conçu dans l'objectif de prévenir les complications et les contraintes reliées à l'acte de propulsion conventionnelle. Une évaluation subjective de ce nouveau prototype a été effectuée à travers un questionnaire.

Matériels et Méthodes. Un questionnaire comprenant des questions sur le confort, la possibilité de réglage des différents accessoires, la conduite, la manœuvrabilité, le franchissement des obstacles, la sécurité du fauteuil, son poids, sa taille, sa portabilité ainsi que son apparence, a été adressé à des utilisateurs de ce prototype. Une note de satisfaction globale de la propulsion du prototype a été également demandée. Dix sept personnes ont participé à cette étude en utilisant le prototype au minimum deux jours avant leurs réponses au questionnaire.

Résultats. Les résultats montrent que le prototype a été jugé supérieur au fauteuil conventionnel sur le plan du confort et de la sécurité ressentis lors de la propulsion non-conventionnelle ainsi que sur le plan de la satisfaction globale. Le prototype a été trouvé inférieur au fauteuil conventionnel concernant la taille, la possibilité des réglages, le franchissement d'obstacles et l'apparence.

Conclusion. Nous pouvons conclure que le prototype du fauteuil roulant a été largement accepté par les utilisateurs et pourrait être recommandé dans le domaine de l'handisport. Les points faibles du prototype pourraient être liés probablement à des facteurs ergonomiques qui doivent être améliorés dans les futurs prototypes.

Mots clés : fauteuil roulant, propulsion manuelle, prototype, personne handicapée, handisport, questionnaire.

Abstract

Objective. A new lever-propelled wheelchair prototype has been designed, which may avoid complications and discomfort related to the hand-rim conventional propulsion. In the present investigation, this new prototype was evaluated subjectively by a questionnaire.

Methods. Seventeen participants were investigating using their personal and the prototype wheelchair. Comfort, adaptability, driving, stability, maneuverability, security, portability and other factors were assessed.

Results. Questionnaire results revealed also that the prototype chair was rated significantly superior concerning comfort, security and global satisfaction but significantly inferior concerning size, adaptability, appearance and getting over obstacles.

Conclusion. It can be concluded that the wheelchair prototype is a highly acceptable, comfortable and may be recommended. Disadvantages may be related to ergonomic factors which can be avoided in future prototypes' conception.

Keywords : wheelchair, manual propulsion, prototype, handicap, questionnaire.

Introduction

Lorsque la marche s'avère impossible suite à un accident ou à une maladie invalidante, le patient doit chercher un mode de déplacement qui va compenser cette fonction conditionnant sa vie. Or, le fauteuil roulant est l'aide technique la plus précieuse pour la plupart de ces sujets [16]. Il assure le déplacement, les transferts ? et même l'activité sportive.

En assurant la mobilité, le fauteuil roulant est extrêmement important pour l'indépendance fonctionnelle des personnes handicapées physiques [18, 19].

Par contre, les utilisateurs d'un fauteuil conventionnel vont avoir des complications plus ou moins sévères, surtout au niveau des membres supérieurs qui subissent des contraintes biomécaniques importantes induites par l'acte de propulsion. Ces manifestations apparaissent fréquemment chez des jeunes sportifs handicapés qui utilisent le fauteuil dans le cadre d'activités intenses [5-6-7-21].

Plusieurs auteurs ont tenté d'analyser l'acte de propulsion conventionnelle dite par « main courante » [17, 26], et ses effets sur les membres supérieurs [14], d'autres ont pratiqué des clichés d'IRM pour les épaules afin d'évaluer les différentes structures anatomiques mises en jeu [4]. Si aucune étude n'a permis de trouver de solution à cette problématique, d'autres ont proposé soit un changement de la stratégie motrice soit un apprentissage supplémentaire de la technique [9].

Des études faites sur des techniques de propulsion alternatives à leviers et à manivelles ont montré que ces techniques sont moins contraignantes pour les membres supérieurs et possède un rendement mécanique supérieur à celui de la technique conventionnelle [3, 8, 11, 12, 25].

Dans la littérature, plusieurs tentatives d'innovation basées sur l'intégration du système de leviers de poussée dans un fauteuil à propulsion manuelle conventionnelle, ont été décrites [2, 15, 20]. Cependant, à notre connaissance, aucune de ces tentatives n'a fait l'objet d'un travail scientifique mettant au point les différents problèmes rencontrés surtout en relation avec la maniabilité²³ et l'interface sujet-prototype.

L'interface fauteuil-utilisateur est le facteur le plus intéressant et le moins explicite dans la conception de n'importe quel fauteuil roulant [1]. L'intégration d'une composante mécanique ainsi qu'une modification de la technique de propulsion peuvent influencer, positivement ou négativement, cette interface. La portabilité, la maintenance, la technique de propulsion et la taille sont autant de facteurs de satisfaction inhérents à un modèle de propulsion manuelle afin de favoriser l'interaction entre l'homme et la machine.

L'objectif de cet article est d'identifier et de quantifier la satisfaction des utilisateurs d'un prototype du fauteuil roulant équipée d'un système alternatif de propulsion manuelle basé sur le système des leviers. L'évaluation de la maniabilité, en relation avec l'interface prototype-utilisateur, est subjectivement évaluée par un questionnaire de satisfaction des différents paramètres. Un recueil des données a été fait après une utilisation du prototype basé sur la propulsion manuelle non-conventionnelle.

Description du prototype

Notre prototype a été conçu à l'aide d'un système de chaînes de bicyclette relié aux deux poignées de poussée. Ces deux poignées de poussée servent comme des leviers à la portée de l'utilisateur qui les prend par ses deux mains. Ces leviers ont été fixés et reliés aux deux axes des roues-arrière principales du fauteuil roulant (Figure 1). Des étriers de frein sont montés sur le châssis derrière la roue arrière et activés par des poignées de frein montées sur les poignées de poussée (Figure 3). Les accessoires et les composantes mécaniques du fauteuil, type Quickie GT®: ultraléger et non-pliable, sont restés les mêmes. Notre prototype a été l'objet d'une étude expérimentale publiée [23].

²³ La maniabilité désigne la plus ou moins bonne aptitude du fauteuil roulant à réagir aux sollicitations de son utilisateur pour effectuer les manœuvres désirées.

Objectifs du questionnaire

- Identifier les points forts et les points faibles du prototype pour les différents terrains et dans les différentes conditions d'utilisation.
- Solliciter la participation des utilisateurs dépendants du fauteuil roulant pour contribuer à l'amélioration du prototype.
- Évaluer la satisfaction globale des utilisateurs après la propulsion du prototype.



Figure 1. Photo du prototype sans le système de frein.

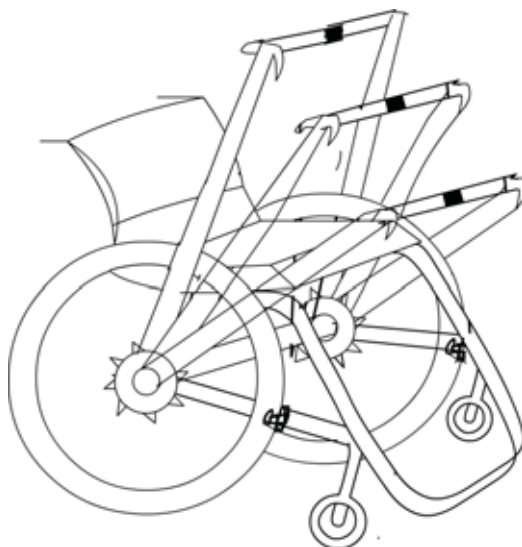


Figure 2. Schéma du prototype avec la technique alternative de propulsion (à leviers)

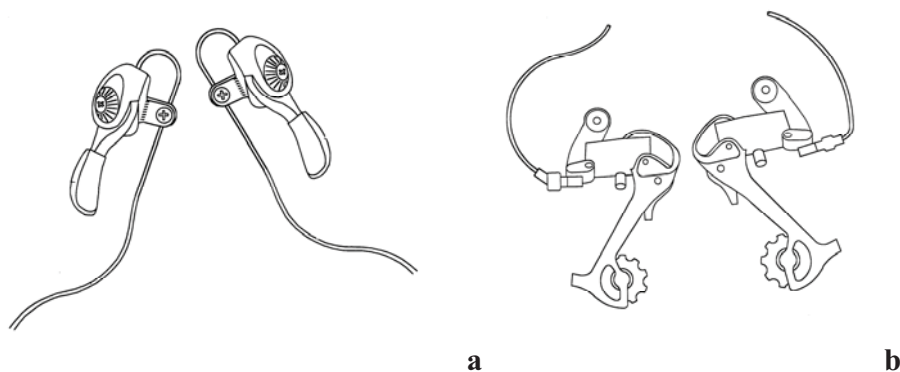


Figure 3. Système de freinage pour le prototype. a. Poignées de frein fixées sur les poignées de bras de poussée. b. Les étriers de frein fixés sur le châssis derrière la roue arrière.

Méthodologie

Population

Dix sept personnes ont participé à cette étude. Onze hommes et six femmes. Les sujets ont été choisis pour leur capacité inaltérée des membres supérieurs et avaient tous au moins deux ans d'expérience de sport en fauteuil roulant. Les sujets sont des personnes paraplégiques d'origine traumatique, poliomyélitiques et amputées de la partie basse de la jambe.

Les sportifs handicapés atteints de maladies neuromusculaires et les amputés de la partie haute de la hanche ont été exclus de l'étude en raison de leur invalidité importante qui pouvait affecter la validité du questionnaire. Nous avons exclu également les sujets présentant des troubles musculo-squelettique (notamment au niveau des membres supérieurs, de la région cervicale, de la région lombaire...), des accidents traumatiques et des troubles psychiatriques depuis une période d'une année.

Le niveau lésionnel supérieur du groupe paraplégique a été fixé à D10 en raison du déficit important des muscles abdominaux chez des sujets ayant un niveau lésionnel plus haut, ce qui pouvait diminuer la fiabilité des résultats. Ce qui limite surtout la portée des résultats à une population particulière.

Les caractéristiques des sujets investigués sont présentées dans le tableau 1.

	Âge (ans)	Poids corporel (kg)	Expérience de sport en fauteuil roulant (ans)	Expérience de propulsion manuelle (ans)
Homme (n=11)				
Blessé médullaire traumatique (paraplégique) (n=6)	35	62.3	9	12
	31	71	6	7
	27	79	3	2
	24	67.4	4	3
	29	69.2	6	4
	26	74.4	5	2
Polio (n=3)	31	59.6	10	4
	29	61.3	5	3
	26	62.3	4	3
Amputé (partie basse de la jambe) (n=2)	37	51.9	3	2
	34	59.2	4	2

Femme (n=6)				
Blessé médullaire traumatique (paraplégique) (n=5)	27	49.5	5	2
	25	51.3	7	4
	29	59.6	4	2
	24	52	6	3
	22	61	3	2
Polio (n=1)	37	48	7	5

Tableau 1: Caractéristiques des sujets participant à l'étude

Evaluation et contenu du questionnaire

Avant de répondre au questionnaire, chaque sujet a fourni des informations sur son expérience en fauteuil roulant à propulsion manuelle et sur son historique médicale. Les paramètres qui ont été utilisés pour déterminer les différents profils des sujets sont les capacités des personnes handicapées, leurs besoins, leur activité sportive, leur expérience dans l'utilisation du fauteuil ainsi que certains paramètres anthropométriques.

Nous avons demandé à chaque sujet de propulser le fauteuil roulant avec le système non-conventionnel plusieurs jours avant de remplir son questionnaire. Ceci devrait permettre aux utilisateurs de s'habituer à l'utilisation du fauteuil roulant non-conventionnel et de répondre aux questions demandées d'une façon plus précise. Tous les sujets ont utilisé le fauteuil roulant 2 jours au minimum. L'utilisation consiste en des activités de la vie quotidienne pratiquées pendant deux heures au minimum par jour.

Le questionnaire comprend des questions sur le confort, la possibilité de réglages des différents accessoires, la conduite, la manœuvrabilité²⁴, le franchissement des obstacles, la sécurité du fauteuil, son poids, sa taille, sa portabilité ainsi que son apparence. Une note de satisfaction globale de la propulsion du prototype a été également demandée (voir annexe).

La note « 0 » signifie « n'est pas du tout satisfait » alors que la note « 10 » exprime la « satisfaction totale du sujet ».

L'étude a duré un an et le champ d'application était le terrain du Basketball de l'Université de Balamand au Liban. Tous les sportifs handicapés étaient des patients suivis dans notre service de physiothérapie à l'Hôpital Rahmé de Réhabilitation et à l'Association des services sociaux à Tripoli-Liban.

Le groupe de thérapeutes qui a fait les entretiens avec les utilisateurs du prototype a été sélectionné pour son expérience dans l'entraînement des personnes handicapées sur fauteuil roulant. Ce groupe a été préparé pour cette étude sans connaître les objectifs spécifiques.

²⁴ La **manœuvrabilité** désigne les qualités intrinsèques du fauteuil roulant permettant de lui faire effectuer certains types de manœuvres.

Analyses statistiques

Nous avons utilisé les logiciels SPSS version 16 et Microsoft Excel 2007 pour l'analyse des résultats.

Pour chaque question, la comparaison des notes obtenues pour le fauteuil roulant conventionnel et celles obtenues pour le prototype, a été effectuée à l'aide du test t de Student parié.

Ce test de deux moyennes est utilisé pour les échantillons qui sont conformes à la loi normale. La signification des tests d'analyse est fixée à $p < 0,05$.

Résultats

Les résultats du questionnaire sont présentés dans le graphe de la Figure 3. Les thèmes des questions ont été mis en abscisse et les notes des utilisateurs en ordonnée.

Confort ressenti par les utilisateurs

La différence des moyennes était de 2.25 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Possibilité de réglage de certains accessoires (bras de poussée pour le prototype)

La différence des moyennes était de 2.625 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$

Conduite des fauteuils

La différence des moyennes était de 3.438 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Manœuvrabilité

La différence des moyennes des notes était de 0.125 en faveur du fauteuil conventionnel. Avec une différence non significative avec $p < 0.802$.

Franchissement des obstacles

La différence des moyennes des notes était de 4.625 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Sécurité

La différence des moyennes des notes était de 1.563 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Poids

La différence des moyennes des notes était de 1.188 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.003$.

Taille

La différence des moyennes des notes était de 0.313 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence n'était pas significative avec $p < 0.367$.

Portabilité du fauteuil

La différence des moyennes des notes était de 3.688 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Apparence (Esthétique)

La différence des moyennes des notes était de 3.375 en faveur du fauteuil conventionnel. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

Satisfaction globale

La différence des moyennes des notes était de -3.813 en faveur du prototype. La différence était significative avec $p < 0.0001$.

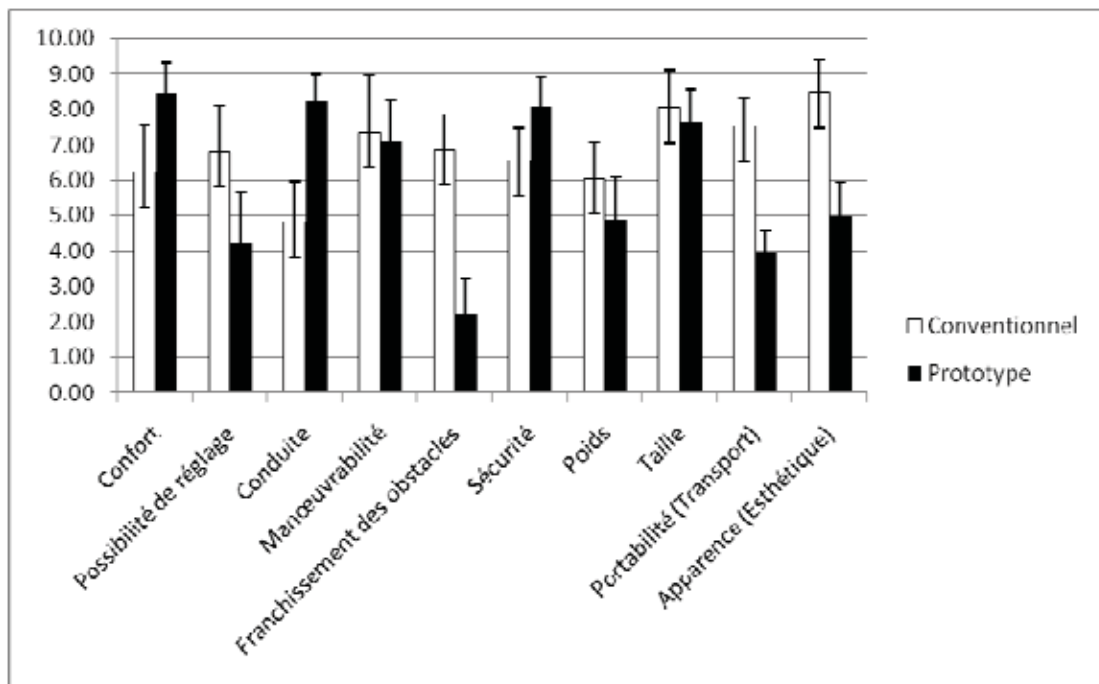


Figure 3. Evaluation subjective du fauteuil roulant (questionnaire). Moyennes et Ecart-Type des variables subjectifs pour le fauteuil conventionnel et le prototype.

Discussion

La méthodologie du questionnaire est basée sur des évaluations subjectives des nouveaux modèles de fauteuil roulant décrites précédemment [10] et sur le questionnaire élaboré par Gaines *et al.* pour valider un nouveau modèle de poignée attaché à la main courante [13].

L'analyse des résultats a montré des problèmes mineurs et majeurs du prototype. Les problèmes soulevés par les utilisateurs concernaient sa portabilité, son poids, sa taille, son adaptabilité à franchir des obstacles ainsi que les réglages de certains accessoires (les bras ajoutés ou bras de poussée).

Par contre, le prototype a prouvé sa supériorité par rapport au fauteuil conventionnel grâce au confort ressenti par les utilisateurs, sa façon de conduite et sa sécurité.

Les notes les plus importantes de la satisfaction globale ont été attribuées au prototype non-conventionnel.

Nous pouvons donc dire que le prototype du fauteuil roulant, basé sur le système de propulsion non-conventionnelle à leviers, est presque identique au fauteuil conventionnel du point de vue mécanique. Les roues, le siège, la hauteur, la taille n'ont pas subi de

modifications. Cependant, toute modification de la technique de propulsion pourrait affecter l'interface fauteuil-utilisateur.

La forte relation entre l'utilisateur et le fauteuil lance un défi très important pour les fabricants et les designers. Le sujet doit être en mesure de contrôler le fauteuil, surtout lors des activités dites extrêmes ou sportives et surtout avec un minimum d'effort physique et cognitif.

Le questionnaire de cette étude visait à présenter le contexte d'évaluation subjective du prototype proposé ainsi que les contraintes et les obstacles que le modèle pouvait affronter. Cependant, nous considérons toujours que le prototype est un modèle expérimental et que les ajustements ergonomiques spécifiques aux bras de propulsion n'ont pas été pris en considération lors de la réalisation de ce travail.

Les difficultés et les contraintes que rencontrent les personnes handicapées sportives lors de l'utilisation de leur fauteuil conventionnel sont principalement physiques et cognitives. Ceci résulte d'une implication trop importante et nocive des articulations des membres supérieurs imposés par les microtraumatismes et les autres surcharges résultants de la plupart des activités de la vie quotidienne (transferts, levers, exercices..) et surtout des gestes sportifs.

Ces contraintes de propulsion manuelle ont été abordées fréquemment dans la littérature surtout lors des questionnaires adressés à des blessés médullaires [22, 24].

A l'opposition des contraintes induites par l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant conventionnel, l'évaluation subjective de notre prototype n'a rapportée aucune contrainte sur les membres supérieurs ni inconfort. De même, les commentaires des utilisateurs, rapportés par les thérapeutes participant à cette étude, confirment la supériorité de ce type de propulsion.

En effet, ces commentaires et ces témoignages ont montré qu'en plus des caractéristiques physiques des utilisateurs, plusieurs éléments, reliés à l'attitude des utilisateurs du fauteuil, à leurs intérêts, à leur évolution cognitive, doivent être pris en considération pour s'assurer de la compatibilité de l'interface sujet-prototype. Le contrôle, la sécurité, le prix éventuel, l'harmonie et la précision, l'adaptabilité et la facilité de conduire, ont été les facteurs les plus discutés.

Sur le plan « *control* », l'utilisateur doit garder le sentiment de maîtrise totale du fauteuil pendant la conduite. Autrement, le sujet peut ressentir une frustration et/ou une passivité.

Le fauteuil ou le prototype doit également offrir à son utilisateur un bon niveau de « *Sécurité* » notamment lors d'un usage extrême ou d'un fonctionnement défectueux.

Pour le « *prix éventuel* », le prototype pourra être disponible sur le marché. Cependant l'intégration de la nouvelle technique de propulsion manuelle sera un travail complexe. Outre les ajustements ergonomiques, il faudra utiliser des matériaux légers au niveau des bras de poussées pour ne pas affecter le poids du fauteuil tout en gardant un prix abordable du produit final.

Au niveau de « *l'harmonie et la précision* », le fauteuil roulant adapté doit offrir à son utilisateur un grand niveau d'habileté, particulièrement dans le domaine de l'Handisport. Il doit éviter tous les problèmes de surcharges induites par le fauteuil conventionnel sans perdre en efficacité. Dans la réalisation des gestes sportifs ou ceux de la vie quotidienne, l'utilisateur et le fauteuil doivent interagir ensemble dans une harmonie bien établie. Habituellement, une surcharge cognitive et physique importante se produit lorsque l'utilisateur essaye d'atteindre un haut niveau de performance dans la réalisation de ses gestes, alors que le fauteuil répond par un niveau très bas.

Sur le plan de « *l'adaptabilité* », l'interface d'un prototype ou d'un fauteuil roulant doit être adaptée aux caractéristiques des utilisateurs tels que la taille et le poids. Il faut également prendre en compte le contexte de l'utilisation du fauteuil et offrir à l'usager, et pour chaque situation des temps de réalisation des gestes adéquats.

Cette étude montre qu'une adaptation de la technique de propulsion manuelle conventionnelle, visant à améliorer les conditions d'utilisation du fauteuil conventionnel, sera largement répandue chez des personnes handicapées sportives. Ces résultats ont été validés sur des personnes paraplégiques, poliomyélitiques et amputées de la partie inférieure de la jambe. Ces types d'invalidité constituent la majorité des utilisateurs du fauteuil surtout en conditions extrêmes d'activité.

Les résultats du questionnaire adressé aux utilisateurs du prototype ont montré que le prototype était acceptable et présentait beaucoup plus d'avantages que des modèles classiques de fauteuils roulants avec la technique conventionnelle de propulsion

manuelle. Le confort et la satisfaction globale du prototype, exprimés par les participants, montrent la corrélation entre l'amélioration des conditions de propulsion et le changement de la technique. La sécurité et la conduite ont été également des facteurs satisfaisants. Cependant, la possibilité de réglage, la manœuvrabilité, le franchissement d'obstacles, le poids, la taille et la portabilité paraissent insatisfaisants pour les utilisateurs. Ces difficultés rencontrées, lors de l'utilisation de ce prototype, peuvent être probablement dues aux problèmes de sa pertinence ergonomique.

Plusieurs limitations inhérentes à l'étude doivent être prises en considération notamment celles liées à la taille de l'échantillon et à la variabilité des invalidités des utilisateurs participant au questionnaire. Il faut noter également que, comparé au temps passé sur son fauteuil conventionnel, celui donné à l'utilisateur pour s'habituer à la propulsion de notre prototype est relativement limité (entre deux et sept jours).

Conclusion

La propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant s'est avérée responsable de la plupart des troubles musculo-squelettique des membres supérieurs et de leur faible rendement.

La proposition des modèles avec un système de propulsion non-conventionnelle comme la technique de propulsion à leviers s'avère indispensable et présente beaucoup d'avantages.

Certains inconvénients liés à la conception mécanique de notre prototype, aux mesures ergonomiques, à certaines habiletés non harmonieuses et à une interface non-harmonieuse dans l'évaluation de certaines habiletés sur le terrain, peuvent être évités dans l'avenir. Certaines adaptations du système mécanique notamment celles des roues, des bras peuvent surmonter ces problèmes.

Notre prototype peut être considéré comme une tentative visant à encourager l'intégration de la technique de propulsion manuelle à leviers dans le domaine de l'handisport où les sportifs paraplégiques et handicapés peuvent en bénéficier pour éviter au maximum les complications induites par la technique conventionnelle. Cette amélioration de la condition de propulsion manuelle en fauteuil roulant, des personnes handicapées sportives, peuvent largement contribuer à l'amélioration de leur qualité de vie.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
<i>Remerciements</i>	3
<i>Travaux de l'auteur</i>	5
<i>Sommaire</i>	7
INTRODUCTION	9
PREMIÈRE PARTIE : REVUE DE LA LITTÉRATURE	12
Chapitre 1. Histoire et modèles des fauteuils roulants	13
1.1 Historique	13
1.2 Types de fauteuil roulant à propulsion manuelle	16
1.2.1 Fauteuil roulant type pour adulte	17
1.2.2 Fauteuil à dossier semi-inclinable	17
1.2.3 Fauteuil à dossier inclinable	17
1.2.4 Fauteuil roulant pour amputé	20
1.2.5 Fauteuil roulant à poids léger	20
1.2.6 Fauteuil roulant inclinable	20
1.2.7 Fauteuil roulant à haute performance	21
1.3 Fauteuils roulants pour activités sportives	22
1.4 Evolution des fauteuils roulants pour des activités sportives et leur retentissement sur la qualité de vie des handicapés	23
Chapitre 2. Analyse de l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant	26
2.1. Rappels anatomo-biomécaniques des articulations du membre supérieur	27
2.2 Cycle de propulsion	33
2.3 Analyse électromyographique	33
2.4 Analyse cinématique et cinétique	38
2.5 Dépense énergétique et rendement mécanique de l'acte de propulsion manuelle en fauteuil roulant.....	46

Chapitre 3. Niveau lésionnel et propulsion du fauteuil roulant	50
3.1 Troubles musculo-squelettique chez les blessés médullaires et niveau lésionnel.....	50
3.2 Modifications physiologiques après blessure médullaire	51
Chapitre 4. Contraintes liées à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant	54
4.1. Types de contraintes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle	54
4.2. Management des problèmes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant	63
Chapitre 5. Techniques de propulsion manuelle alternatives non - conventionnelles en fauteuil roulant	65
5.1 Système de propulsion à leviers	66
5.2 Système de propulsion à manivelle	68
5.3 Système de propulsion à moyeu à manivelle ou « Hub crank »	70
DEUXIÈME PARTIE: CONTRIBUTION PERSONNELLE.....	73
ORIENTATION DU TRAVAIL	74
Etude 1. Conception mécanique de notre prototype de fauteuil roulant	79
1.1 Introduction et objectifs	79
1.2 Propulsion manuelle à leviers et modèles proposés	79
1.3 Objectifs de la conception mécanique du prototype de fauteuil roulant	81
1.4 Conception mécanique et description du prototype	83
1.4.1 Conception mécanique	83
1.4.2 Description du prototype	85
Etude 2. Evaluation subjective du prototype (questionnaire)	92
2.1 Introduction	92
2.2 Objectifs du questionnaire	92

2.3 Méthodologie	92
2.3.1 Population	92
2.3.2 Evaluation et contenu du questionnaire	94
2.3.3 Analyses statistiques	95
2.4 Résultats	95
2.5 Discussion	98
Etude 3. Application du « PROGRAMME D'HABILETÉS EN FAUTEUIL ROULANT[®] ».....	101
3.1 Programme d'habiletés en fauteuil roulant	101
3.2 Méthodologie	101
3.2.1 Population	101
3.2.2 Evaluation du prototype	103
3.2.3 Matériel et équipement	104
3.2.4 Préparation des utilisateurs et du fauteuil roulant	104
3.2.5 Positions de départ	104
3.2.6 Évaluateurs	105
3.2.7 Score des habiletés individuelles	105
3.2.8 Délais d'exécution	106
3.2.9 Calcul des scores	107
3.3 Résultats	107
3.4 Discussion	108
Etude 4. Comparaison du pic de consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque maximale des deux types de propulsion manuelle.	113
4.1 Méthodologie	113
4.1.1 Population	113
4.1.2 Protocole expérimental	115
4.1.3 Mesure des paramètres métaboliques	116
4.2 Analyse Statistique	118
4.3 Résultats	118
4.4 Discussion	120
Etude 5. Comparaison du pic de consommation d'oxygène et de la fréquence cardiaque maximale des deux types de propulsion manuelle après 3 semaines de pratique	124
5.1 Méthodologie	124

5.1.1 Population	124
5.1.2 Protocole expérimental	124
5.1.3 Mesure des paramètres métaboliques	125
5.2 Analyses des résultats	125
5.3 Résultats	125
5.4 Discussion	127
Etude 6. Comparaison de la fréquence cardiaque après épreuve de course en deux types de fauteuil roulant	130
6.1 Méthodologie	130
6.1.1 Population	130
6.1.2 Protocole expérimental	131
6.1.3 Paramètres d'évaluation	131
6.2 Analyses statistiques	131
7.3 Résultats	132
6.4 Discussion	134
CONCLUSION GÉNÉRALE	137
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	144
ANNEXES	167
<i>Table des matières</i>	
<i>Liste des figures</i>	
<i>Liste des Tableaux</i>	

LISTE DES FIGURES

Figure 1. La première représentation de fauteuil roulant

Figure 2. Véhicule à propulsion manuelle inventé par Fontana en 1420.

Figure 3. En 1595, Philippe II d’Espagne inaugure le premier fauteuil roulant de confort.

Figure 4. Premier fauteuil roulant à manivelles mis au point par Stephen Farfler en 1655.

Figure 5. Fauteuil roulant classique à propulsion manuelle

Figure 6. Fauteuil roulant classique : vue de profil

Figure 7. Fauteuil classique semi-inclinable

Figure 8. Fauteuil classique complètement inclinable.

Figure 9. Fauteuil roulant pour amputé d’un ou de deux membres inférieurs.

Figure 10. Fauteuil roulant inclinable.

Figure 11. Fauteuil roulant à haute performance.

Figure 12. Mouvements du complexe de l’épaule autour de trois axes.

Figure 13: Mouvements de rétropulsion (à gauche de la figure) et d’antépulsion (à droite) de l’épaule.

Figure 14: **a.** Mouvements d’adduction (en haut) et d’abduction (en bas) de l’épaule. **b.** Mouvements de rotation interne (en haut) et de rotation externe (en bas).

Figure 15: **a.** Mouvements d’antéposition (à gauche de la figure) et de rétroposition (à droite) du moignon de l’épaule. **b.** Mouvements de flexion horizontale (en haut) et d’extension horizontale (en bas) de l’épaule.

Figure 16: Mouvements combinés de flexion-extension, pronation-supination du coude.

Figure 17: Mouvements de l’articulation du poignet.

Figure 18: (A et B) Deux cycles consécutifs de l’EMG brut pour un sujet représentatif.

Figure 19. Représentation de l’EMG moyen au cours de la phase de retour de la propulsion manuelle en fauteuil roulant.

Figure 20. Forces exercées au niveau de l'articulation de l'épaule versus temps durant la propulsion à 0.9 m/s de vitesse.

Figure 21. Moments de force de l'articulation de l'épaule durant la propulsion à 0.9 m/s.

Figure 22. Mouvement de l'épaule versus temps Durant la propulsion à 0.9 m/s.

Figure 23. Force antérieure/postérieure versus angle de flexion/extension sagittale.

Figure 24. Moments de Flexion/Extension sagittales de l'articulation de l'épaule versus angle d'abduction : une seule course pour un seul sujet propulsant le fauteuil à 1.8 m/s est représentée.

Figure 25. Identification des contraintes sur les membres supérieurs induites par la propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant. **AVQ** = Activité de la vie

Figure 26. Problèmes liés à l'acte de propulsion manuelle conventionnelle en fauteuil roulant. **AVQ** = Activité de la vie quotidienne.

Figure 27. Moments de forces produits par l'épaule pendant une propulsion manuelle en fauteuil roulant.

Figure 28. Amplitude motrice du nerf médian versus amplitude articulaire (Flexion-Extension) du poignet.

Figure 29: Amplitude motrice du nerf ulnaire versus amplitude articulaire (Flexion-Extension) du poignet.

Figure 30. Moyen des valeurs de rendement mécanique chez un groupe de sujets sains propulsant un fauteuil avec un système de propulsion à main courante, à leviers (crank-to-rod) et un prototype avec un système de levier dans différents niveaux de puissance.

Figure 31. Système de crank-to-rod

Figure 32. Tricycle à système de propulsion par leviers

Figure 33. Tricycle à système de propulsion par manivelle

Figure 34. Unité de cyclisme manuel attaché à un fauteuil conventionnel.

Figure 35. Système de Hubcrank avec un fauteuil roulant de sport.

Figure 36. Présentation générale du protocole expérimental

Figure 37 : Modèle du fauteuil roulant avec propulsion à leviers proposé par l'Université de Virginie aux Etats-Unis.

Figure 38 : Accessoire de fauteuil roulant permettant la propulsion à leviers.

Figure 39. Photo du Fauteuil fabriqué sans le système de frein.

Figure 40. Le bras lié au système de chaîne de bicyclette attaché à l'axe des deux roues arrière du fauteuil du sport adapté.

Figure 41. Système de freinage pour le fauteuil du sport adapté.

Figure 42. Ce système a été fixé sur le manchon de la roue arrière du fauteuil..

Figure 43. Photo du système mécanique utilisé pour le prototype afin de permettre sa propulsion par leviers.

Figure 44. Axe liant les deux roues arrière du fauteuil du sport classique.

Figure 45. Axe liant les deux roues arrière du fauteuil du sport adapté avec le système de chaîne. Deux systèmes de chaînes de bicyclette sont attachés également à l'axe de rotation de chacune des deux roues-arrière.

Figure 46. Roulement à butée utilisé pour avancer les roues-arrière du fauteuil.

Figure 37. Système de liaison du bras équipé d'un ressort pour faciliter l'entrée et la sortie des sujets du fauteuil fabriqué non conventionnel.

Figure 48. Bras non relié du fauteuil fabriqué.

Figure 49. Propulsion non-conventionnelle type propulsion à leviers.

Figure 50. Schéma du fauteuil du sport adapté pour l'étude.

Figure 51 : Pivotement a. à droite b. à gauche pratiqués par un sujet paraplégique.

Figure 52 : Evaluation subjective du fauteuil roulant (questionnaire). Moyennes et écarts-type des variables subjectifs pour le fauteuil conventionnel et le prototype.

Figure 53. Exemples d'habiletés évaluées dans le Programme d'Habiletés en Fauteuil Roulant®

Figure 54. Le prototype a été soulevé du sol lors de tests.

Figure 55. Sujet paraplégique propulsant le fauteuil non-conventionnel.

Figure 56. Sujet paraplégique propulsant le fauteuil conventionnel pendant la phase de préparation au rythme.

Figure 57 : Comparaison des moyennes des valeurs de pic de consommation d'oxygène pour les paraplégiques sportifs (8 sujets) avant et après entraînement.

Figure 58 : Comparaison des moyennes des valeurs de Fréquence Cardiaque Maximale pour les paraplégiques sportifs (8 sujets) avant et après entraînement.

Figure 59 : Histogramme montant les valeurs des fréquences cardiaques comparées à la fin de l'épreuve de la course sur deux types de fauteuil : conventionnel et notre prototype.

Figure 60 : Histogramme montant les valeurs du temps du parcours comparées dans l'épreuve de la course sur deux types de fauteuil : conventionnel et notre prototype.

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Angles des mouvements de l'épaule durant la propulsion du fauteuil roulant déterminés par différentes études.

Tableau 2. Pic de moments de force produits par l'épaule et temps relatif de la phase de propulsion (% poussée) pendant deux vitesses de propulsion manuelle conventionnelle différentes.

Tableau 3: Valeurs des forces maximales isométriques pour les grands groupes musculaires des membres supérieurs.

Tableau 4: Valeurs maximales nécessaires pour une propulsion en fauteuil roulant sur une rampe de 2.9°. NFP = niveau de force de propulsion.

Tableau 5. Moments de forces produits par l'épaule et le coude pour 5 types d'activité de la vie quotidienne pour des sujets sains, paraplégiques et tétraplégiques.

Tableau 6. Caractéristiques des différents types de propulsion en fauteuil roulant

Tableau 7. Caractéristiques des sujets inclus dans l'étude 2.

Tableau 8. Caractéristiques des sujets inclus dans l'étude 3.

Tableau 9. Échelle de calcul des scores dans l'évaluation des habiletés en fauteuil roulant®.

Tableau 10. Nombre et type d'habileté en prototype qui ont été passées avec succès.

Tableau 11. Nombre et type d'habileté en prototype qui ont été passées avec échec.

Tableau 12. Caractéristiques du groupe de paraplégiques (P= paraplégique).

Tableau 13: Caractéristiques du groupe de sujets sains (AB= able-bodied = sujet sain).

Tableau 14. Valeurs moyennes des pics de consommation d'oxygène et de fréquence cardiaque maximale pour le groupe des paraplégiques utilisant le fauteuil roulant conventionnel et non conventionnel.

Tableau 15. Valeurs moyennes des pics de consommation d'oxygène et de fréquence cardiaque maximale pour le groupe des sujets sains utilisant le fauteuil roulant conventionnel et non conventionnel.

Tableau 16 : Résultats de l'épreuve de la course sur deux types de fauteuil roulant pour chaque personne paraplégique participant à l'étude.

RÉSUMÉ

Le but de ce travail est de prouver la supériorité d'une technique alternative de propulsion manuelle non-conventionnelle basée sur le système à leviers. La faisabilité d'un prototype intégrant la technique non-conventionnelle ainsi que les avantages et les inconvénients sont également recherchés.

Les évaluations objectives et subjectives en relation avec l'interface sujet-prototype ainsi que les habiletés sur terrain et les paramètres physiologiques ont fait l'objet d'études expérimentales.

Le prototype conçu pourrait constituer une tentative dans le domaine de l'handisport permettant aux sportifs handicapés de recourir à une stratégie de propulsion manuelle non-conventionnelle évitant les complications induites par la technique conventionnelle.

Mots clés. Fauteuil roulant, propulsion manuelle, leviers, consommation d'oxygène, énergétique.

ABSTRACT

Wheelchair propulsion has been reported to be responsible for musculoskeletal pain in the upper extremities. Epidemiological studies have shown a high prevalence of shoulder complaints in paraplegic and quadriplegic spinal cord injured (SCI) people. It has been argued that the high incidence of shoulder complaints in SCI was the result of the weight-bearing or propulsion function of the upper extremity in those subjects.

This work aimed at proposing an alternative wheelchair propulsion technique based on the levers' system. The interface prototype-users, the wheelchair skills evaluation, the oxygen uptake and the cardiac frequency are investigated by an objective and subjective studies.

Our prototype is designed to be an attempt in the field of disabled athletes having some advantages of a non-conventional manual wheelchair propulsion technique, avoiding complications induced by the conventional one.

Keywords: wheelchair, wheelchair manual propulsion, levers, oxygen uptake, energetic.