ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph.D.

PAR
DESROCHES, Guillaume

ÉVALUATION DES CHARGEMENTS À L'ÉPAULE LORS DE LA PROPULSION MANUELLE EN FAUTEUIL ROULANT CHEZ UNE POPULATION ÂGÉE

MONTRÉAL, LE 24 JUILLET 2008

© Guillaume Desroches, 2008

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Rachid Aissaoui, directeur de thèse
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Daniel Bourbonnais, codirecteur de thèse
École de réadaptation à l'Université de Montréal

Mme Sophie Lerouge, présidente du jury
Génie Mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, membre du jury
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Mario Lamontagne, membre du jury
École des sciences de l'activité physique à l'Université d'Ottawa

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 27 JUIN 2008

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Cette thèse est le fruit de trois ans et demi de travail. Elle n'aurait pu être écrite sans le support de plusieurs personnes. Cette thèse n'aurait pu voir le jour sans mon directeur de thèse, Rachid Aissaoui qui a cru en moi, un kinésiologue de l'Université Laval sans trop de connaissances en génie. J'aimerais le remercier pour sa patience, ses idées, son support et saluer tout le temps que nous avons passé à discuter du projet de recherche et de son orientation. J'aimerais également remercier mon codirecteur de thèse, Daniel Bourbonnais, qui était toujours là pour me donner son soutien tant technique que moral. Un gros merci à toute l'équipe du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) pour leur support autant technique qu'amical. J'aimerais également saluer l'École de technologie supérieure qui m'a permis d'obtenir une excellente formation en recherche.

J'aimerais également dire merci à mes parents, ma sœur et Patrick qui m'ont supporté et encouragé dans tous les aspects de cette aventure. Rafaël, Zachary et dernièrement, Paloma qui m'ont fait sourire et remonter le moral en les voyant grandir. Merci à mon bon ami Simon, qui a commencé l'aventure avec moi à Montréal et qui m'a encouragé quand ça allait bien et parfois moins bien. Merci à Nico avec qui les aventures de fin de semaine étaient toujours plus rocambolesques. Merci à Fred, Luc-André et Pat, pour ces merveilleux voyages à Myrtle Beach, ça faisait du bien de se changer les idées et ce, même si les condos et les maisons étaient proches. Un jour, je vaincrai ma peur. Merci à mes coéquipiers de l'Armée Rouge, 21 victoires, 1 défaite, 1 défaite en fusillade et 2 championnats consécutifs, la seule vraie dynastie de l'ÉTS.

Finalement, j'aimerais remercier le programme MENTOR, les Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC), le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR), le Conseil de recherche en sciences naturelles et génie du Canada (CRSNG), le Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM) et l'École de technologie de supérieure pour avoir financé ce projet de recherche.

ÉVALUATION DES CHARGEMENTS À L'ÉPAULE LORS DE LA PROPULSION MANUELLE EN FAUTEUIL ROULANT CHEZ UNE POPULATION ÂGÉE

DESROCHES, Guillaume

RÉSUMÉ

On dénombre plus de 1.6 million d'utilisateurs de fauteuil roulant (FR) aux États-Unis. De ce nombre, au-delà de 50 % sont âgés de 65 ans et plus. Bien qu'un FR aide les individus ayant une mobilité restreinte à se mouvoir, son utilisation est liée au développement de blessures secondaires, particulièrement à l'épaule. Les pathologies à l'épaule découleraient en partie des chargements répétitifs et élevés amenés par la propulsion en FR. Le présent travail avait comme objectif d'évaluer les chargements à l'épaule lors de la propulsion en FR chez une population âgée et de déterminer si des paramètres réduisaient ces chargements. Nous avons émis l'hypothèse que le positionnement dans le FR, l'efficacité de la force à la roue et le patron de propulsion pourraient influencer les chargements à l'épaule. La cinétique et cinématique de la propulsion manuelle en FR de quinze sujets âgés (68.2 ± 5.2 ans) ont été recueillies sur un ergomètre expérimental à une vitesse sous maximale (~ 1 m/s). Les chargements à l'épaule ont été estimés par les forces et moments articulaires obtenus d'un modèle d'inverse dynamique en trois dimensions. Au niveau du positionnement, les résultats démontrent qu'il n'y a pas de modification pour les chargements à l'épaule pour différents angles d'assise tant que la position de l'axe de rotation de la roue est constante par rapport à la morphologie de l'individu. L'analyse de l'impact de l'efficacité de la force à la roue sur les chargements à l'épaule démontre que propulser avec une force tangentielle augmente substantiellement les chargements à l'épaule. Cependant, une faible amélioration dans l'efficacité ne résulte pas en des augmentations significatives. Ceci pourrait augmenter la performance externe des individus sans qu'ils soient plus à risque de développer des pathologies à l'épaule. Une comparaison entre différents patrons de propulsion au niveau des chargements à l'épaule a permis de démontrer que ces chargements sont dépendants du patron de propulsion. Un patron de type pompage était celui où les chargements à l'épaule étaient les plus élevés. Donc, pour des utilisateurs âgés, il ne serait pas recommandé de propulser selon ce patron. Les résultats de cette étude nous fournissent des informations pertinentes quant à la cinétique et la cinématique de la propulsion et pourraient aider à identifier un patron qui serait adéquat pour les utilisateurs de FR au niveau des chargements à l'épaule.

Mots clés : Biomécanique, Chargements, Épaule, Fauteuil roulant, Force, Patron de propulsion, Personnes âgées, Positionnement, Propulsion

EVALUATION OF THE LOAD SUSTAINED BY THE SHOULDER DURING MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION IN OLDER WHEELCHIAR USERS

DESROCHES, Guillaume

ABSTRACT

It is estimated that there is more than 1.6 millions manual wheelchair (MWC) users in the United States. From that number, over half is aged over 65 years old. Even though a MWC helps people with a low level of mobility regain independence, its use as been associated with development of secondary injuries, especially at the shoulder. Those injuries are thought to result, in part, from the repetitive and high loads sustained during MWC propulsion. The goal of this work was to evaluate the load sustained at shoulder level during MWC propulsion among older users and determine parameters that could reduce those loads. We hypothesized that positioning in the MWC, force efficiency and propulsion patterns could have an impact on the load sustained by the shoulder. Propulsion kinetic and kinematics were collected on fifteen older MWC users (68.2 ± 5.2 years old) propelling onto an experimental ergometer at sub maximal speed (~ 1 m/s). Shoulder load were estimated by net shoulder joint forces and moments obtained using a 3D inverse dynamic model. For MWC positioning, our results showed no significant modifications in the shoulder loads for different seating angles as long as the wheel axle position was constant to the subject morphology. The analysis of the impact of the resultant force efficiency on the load sustained by the shoulder demonstrated that propelling with a force close to tangent to the wheel significantly increase the load around the shoulder. However, small increase in force efficiency did not result in higher loads. Thus, it would be possible to increase the performance of the users without being more at risk of shoulder pathologies. Comparison between different propulsion patterns for the load around the shoulder showed that the load sustained by the shoulder is dependent of the propulsion pattern. A pumping like pattern was the one in which shoulder load was highest. Therefore, for older MWC users it would not be recommended to propel a MWC according to this pattern. The results of this work give valuable information about propulsion kinetic and kinematics and could help determine a propulsion pattern that would best suit the users at shoulder level.

Keywords: Biomechanics, Force, Load, Manual wheelchair, Older users, Positioning, Propulsion patterns, Shoulder

TABLE DES MATIÈRES

Page

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE 5
1.1. Données épidémiologiques sur les utilisateurs de FR 5
1.2. Prévalence et incidence des douleurs aux membres supérieurs chez les utilisateurs de FR 6
1.2.1. Prévalence des douleurs et blessures à l'épaule chez les utilisateurs de FR 6
1.3. Étiologie des blessures et douleurs à l'épaule chez l'utilisateur d'un FR 7
1.4. Évaluation biomécanique de la propulsion 10
1.4.1. Notions de base sur la propulsion en FR 10
1.4.2. Dynamique inverse 17
1.4.3. Littérature sur les forces et moments articulaires lors de la propulsion en FR 19
1.4.4. Le positionnement en fauteuil roulant et les paramètres biomécaniques de la propulsion 27
1.4.5. L'efficacité de la force résultante à la roue et les paramètres biomécaniques de la propulsion 30
1.4.6. Les patrons de propulsion et les paramètres biomécaniques de la propulsion 37

CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBLECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE 40
2.1. Problématique 40
2.2. Objectifs et hypothèses de recherche 40

CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE 43
3.1 Population expérimentale 43
3.2 Critères d'inclusion 44
3.3 Caractéristiques du fauteuil roulant 45
3.4 Procédure expérimentale 47
3.5 Mesure de la cinématique et de la cinétique de la propulsion 49
3.6 Traitement des données 50
3.6.1 Filtrage 50
3.6.2 Modèle de dynamique inverse 51
3.6.3 Système référentiel local de l'épaule 55
3.6.4 Détermination du cycle de propulsion 57
3.6.5 Paramètres temporels 58
3.6.6 Fraction mécanique de la force effective 59

3.6.7 Usage mécanique 60
3.7 Analyse et méthode pour répondre au premier objectif 61
3.7.1 Statistiques 61
3.8 Analyse et méthode pour répondre au deuxième objectif 62
3.8.1 Statistiques 62
3.9 Analyse et méthode pour répondre au troisième objectif 62
3.9.1 Statistiques 65
3.10 Analyse et méthode pour répondre au quatrième objectif 65
3.10.1 Statistiques 67

CHAPITRE 4 MISE EN CONTEXTE DES ARTICLES DANS LA THÈSE 68

CHAPITRE 5 ARTICLE 1: THE EFFECT OF SYSTEM TILT AND SEAT TO BACKREST ANGLES ON THE LOAD SUSTAINED BY THE SHOULDER DURING WHEELCHAIR PROPULSION. 71
5.1. Abstract 72
5.2. Key words 72
5.3. Introduction 73
5.4. Methods 74
5.4.1. Participants 75
5.4.2. Experimental design and protocol 76
5.4.3. Kinematic and Kinetic measurements 78
5.4.4. Data processing 79
5.4.5. Temporal characteristics 81
5.4.6. Statistical analysis 82
5.5. Results 83
5.5.1. Shoulder joint moments 83
5.5.2. Mean moments 83
5.5.3. Peak moments 84
5.5.4. Temporal characteristics 85
5.6. Discussion 87
5.7. Conclusion 93
5.8. Acknowledgments 93

CHAPITRE 6 ARTICLE 2: RELATIONSHIP BETWEEN RESULTANT FORCE AT THE PUSHRIM AND THE NET SHOULDER JOINT MOMENTS DURING MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION IN ELDERLY PERSONS 94
6.1. Abstract 95
6.2. Key words 95
6.3. Introduction 96
6.4. Methods 97
6.4.1. Participants 98
6.4.2. Experimental design and data collection 99
6.4.3. Data processing 102

6.4.4. Data analysis 104
6.4.5. Statistical analysis 104
6.5. Results 105
6.5.1. Correlation analyses 106
6.5.2. Net shoulder moments 106
6.6. Discussion 108
6.7. Conclusion 113
6.8. Suppliers 113

CHAPITRE 7 ARTICLE 3 : THE EFFECT OF RESULTANT FORCE AT THE PUSHRIM ON SHOULDER KINETICS DURING MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION: A SIMULATION STUDY 114
7.1. Abstract 115
7.2. Index terms 115
7.3. Introduction 116
7.4. Methods 117
7.4.1. Participants 117
7.4.2. Experimental design 119
7.4.3. Experimental procedure 121
7.4.4. Data processing 121
7.4.5. Statistical analysis 125
7.5. Results 126
7.5.1. Simulation results 126
7.6. Discussion 132
7.7. Acknowledgements 138
7.8. Biographies 138

CHAPITRE 8 ARTICLE 4 : NET SHOULDER JOINT MOMENTS IN WHEELCHAIR PROPULSION FOR DIFFERENT PROPULSION PATTERNS 139
8.1 Abstract 140
8.2 Key words 140
8.3 Introduction 141
8.4 Methods 143
8.4.1 Subjects and experimental procedure 143
8.4.2 Data reduction and analysis 145
8.4.3 Statistics 148
8.5 Results 149
8.5.1 Net shoulder joint moments 151
8.6 Discussion 155
8.7 Conclusion 160
8.8 Acknowledgements 161

CHAPITRE 9 DISCUSSION GÉNÉRALE 162

CONCLUSION 169

ANNEXE I CONTRIBUTION DÉTAILLÉE 171

LISTE DE RÉFÉRENCES 173

LISTE DES TABLEAUX

Page

Tableau 1.1 Tableau récapitulatif des moments articulaires maximaux recensés dans la littérature 25

Tableau 1.2 Tableau récapitulatif des forces articulaires maximales recensées dans la littérature 26

Tableau 1.3 Tableau récapitulatif des valeurs maximales de FEF et MEF dans les différentes études 33

Tableau 3.1 Caractéristiques de la population expérimentale 44

Tableau 3.2 Caractéristiques de la SMART^{Wheel} 46

Tableau 5.1 Population characteristics (N = 14) 76

Tableau 5.2 Means ± (SD) in Nm of the Adduction, Abduction, Internal rotation, External rotation, Flexion, Extension in the sagital and horizontal plane moments for different STA and SBA, (N = 14). 84

Tableau 5.3 Mean peaks ± (SD) in Nm of the Adduction, Abduction, Internal rotation, External rotation, Flexion, Extension in the sagital and horizontal plane moments for different STA and SBA, (N = 14). 85

Tableau 5.4 Average push angle ± (SD) for each STA and SBA configuration, (N = 14). 86

Tableau 5.5 Average push frequency ± (SD) for each STA and SBA configuration, (N = 14). 87

Tableau 5.6 Summary table of peak shoulder moments measured during MWC propulsion in different studies 92

Tableau 6.1 Population characteristics (N = 14) 98

Tableau 6.2 Average and range of the biomechanical parameters at the pushrim (N=14) 105

Tableau 6.3 Average net shoulder joint moments (Nm) for the population (n = 14) 106

Tableau 6.4 Correlation analysis results between MU, MEF and net shoulder joint moments 107

Tableau 6.5 Average net shoulder joint moments (Nm) for subjects under 30 % MU and over 30 % MU 110

Tableau 7.1 Population characteristics, (N = 14). 118

Tableau 7.2 Average (SD) of mean joint forces at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation 127

Tableau 7.3 Average (SD) of peak joint forces at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation 128

Tableau 7.4 Average (SD) of mean joint moments at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation 129

Tableau 7.5 Average (SD) of peak joint moments at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation 130

Tableau 8.1 Mean (SD) body weight for each propulsion pattern class 151

Tableau 8.2 Mean net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the push phase 152

Tableau 8.3 Mean net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the recovery phase 153

Tableau 8.4 Peak net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the push phase 154

Tableau 8.5 Peak net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the recovery phase 155

LISTE DES FIGURES

Page

Figure 1.1 *Représentation graphique des phases de la propulsion en FR.* 11

Figure 1.2 *La roue instrumentée SMART^{Wheel} montée sur un fauteuil roulant.* 12

Figure 1.3 *Orientation des forces à la roue ainsi que la force totale.* 13

Figure 1.4 *Représentation graphique des forces à la roue durant la phase de poussée mesurées par la SMART^{Wheel}* 14

Figure 1.5 *Trajectoires de la main pour les différents patrons de propulsion.* 15

Figure 1.6 *Cinématique des différents patrons de propulsion* 17

Figure 1.7 *Position du siège par rapport à l'axe de la roue.* 29

Figure 1.8 *Rotation des forces agissant sur x et y pour obtenir la composante tangentielle (Ftan) et radiale (Frad).* 31

Figure 1.9 *La relation entre la direction de la force à la roue et le moment généré par le coude.* 35

Figure 3.1 *Ergomètre expérimental ainsi que le fauteuil roulant manuel utilisés.* 47

Figure 3.2 *Représentation des angles de siège-dossier (ASD) et des angles de bascule (ABA).* 48

Figure 3.3 *Diagramme des corps libres et notation des torseurs de la dynamique inverse* 52

Figure 3.4 *Notation générique des segments* 54

Figure 3.5 *Représentation du système référentiel local et des forces et moments articulaires à l'épaule.* 57

Figure 3.6 *Tracé typique du moment de rotation à la roue (Mz) chez un sujet.* 58

Figure 3.7 *Représentation graphique de l'angle de départ (AD), l'angle de fin (AF) et l'angle de poussée (AP).* 59

Figure 3.8 *Représentation des forces à la roue agissant sur l'axe des x (Fx), des y (Fy) et la force résultante (Fres).* 63

Figure 3.9 *Graphique démontrant l'évolution de MEF en fonction de θ.* 64

Figure 3.10 *Calcul de R1 et R2 en fonction de la cinématique de la main lors de la propulsion en FR.* 66

Figure 4.1 *Représentation schématique des articles par rapport à l'objectif principal et aux objectifs spécifiques.* 70

Figure 5.1 *The experimental ergometer is displayed.* 78

Figure 5.2 *The reference system according to (Cooper et al., 1999) is defined.* 80

Figure 5.3 *Temporal characteristics.* 82

Figure 5.4 *Time series shoulder moments' components over the push phase for one subject and one trial (SBA: 95°, STA: 0°).* 83

Figure 6.1 *The experimental ergometer is displayed.* 100

Figure 6.2 *Scatter plots of all subjects data points (n = 135).* 108

Figure 7.1 *Subject propelling on the custom-built wheelchair that was fixed to the experimental ergometer.* 120

Figure 7.2 *Graphical display of the different force components (Fx, Fy, Fres) at the pushrim.* 123

Figure 7.3 *Plot of MEF as a function of θ for one subject.* 124

Figure 7.4 *Time series force components for one subject who had an initially inefficient resultant force direction (MEF = 22 %) at the pushrim.* 131

Figure 7.5 *Time series moment components for one subject who had an initially inefficient resultant force direction (MEF = 22 %) at the pushrim.* 132

Figure 8.1 *Trajectory of the hand center of mass (COM) in the sagittal plane.* 147

Figure 8.2 *(a) Scatter plots of R1 and R2 for each of the 135 propulsion cycles. (b) Classification results of the fuzzy clustering. The propulsion cycles were grouped in four classes.* 149

Figure 8.3 *Typical hand patterns found for C1 (a), C2 (b), C3 (c), and C4 (d).* 150

Figure 8.4 *The non normalized pattern is displayed in (a) whereas in (b), the pattern is normalized so the starting point is at the top dead center.* 156

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ASD	Angle siège-dossier
ABA	Angle de bascule
DLOP	Double boucle
Fax	Force axiale
FEF	Fraction de la force effective
FR	Fauteuil roulant
Frad	Force radiale
Fres	Force résultante
Ftan	Force tangentielle
ME	Efficacité mécanique
MEF	Fraction mécanique de la force effective
MU	Usage mécanique
SC	Semi-circulaire
SLOP	Simple boucle

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Unité d'angle plan

^{o}	degré

Unité de force et de moment d'une force

N	Newton
Nm	Newton-mètre

Unité de longueur

cm	centimètres
m	mètres

Unité de masse

kg	kilogrammes

Unité de temps

Hz	Hertz
min	minutes
s	secondes

Unité de vitesse

m/s	mètre par seconde

INTRODUCTION

Le fauteuil roulant (FR) à propulsion manuelle est un outil important pour les individus à mobilité restreinte. On estime à plus de 1.6 million le nombre d'utilisateurs de FR aux États-Unis (Kaye *et al.*, 2000). De ce nombre, plus de la moitié sont âgés de 65 ans et plus. Bien que le FR aide les individus avec une mobilité réduite à retrouver une certaine indépendance, son utilisation est souvent liée à l'apparition de blessures secondaires. Les blessures à l'articulation de l'épaule (syndrome d'accrochage, lésion à la coiffe des rotateurs, tendinite, etc.) sont les plus fréquemment rapportées chez les usagers de FR (Sie *et al.*, 1992, ; Subbarao *et al.*, 1995). Nichols *et al.* (1979) ont démontré que 40 % des utilisateurs de FR âgés de 65 ans et plus souffraient de pathologies à l'épaule. Ces blessures amènent des limitations physiques majeures pour les usagers et ainsi, diminuent la mobilité déjà restreinte de ces derniers. Les chargements répétitifs et élevés que la propulsion manuelle en FR amène aux articulations du membre supérieur pourraient être une des causes possibles de pathologies. Les chargements subis par une articulation lors d'une tâche peuvent être estimées par les forces et moments articulaires.

Dans la littérature, lors de la propulsion en FR, il est possible de noter des forces articulaires à l'épaule atteignant près de 100 N (Koontz *et al.*, 2002). Au niveau des moments à l'épaule, des amplitudes variant de 20 à 50 Nm furent rapportées (Cooper *et al.*, 1999, ; Koontz *et al.*, 2002, ; Lin *et al.*, 2004). Mercer *et al.* (2006) ont d'ailleurs démontré que les usagers de FR qui propulsaient avec des forces et moments plus élevés à l'épaule étaient plus susceptibles de développer des pathologies à ce niveau. Ces forces et moments articulaires seraient, selon certains auteurs, dépendants de plusieurs facteurs tels que le positionnement de l'usager dans le fauteuil (Mulroy *et al.*, 2005), l'orientation de la force à la roue (efficacité) (Veeger *et al.*, 2002) et le patron de propulsion (Aissaoui et Arabi, 2004; Veeger *et al.*, 2002).

La position verticale et horizontale du siège par rapport à l'axe de la roue s'est montrée un paramètre primordial pour un positionnement optimal en fauteuil roulant (Boninger *et al.*, 2000, ; Brubaker, 1986, ; Gutierrez *et al.*, 2005, ; van der Woude *et al.*, 1989; Masse *et al.*, 1992). Cependant, peu d'études se sont intéressées à la modification de l'angle d'assise sur la biomécanique de la propulsion. Ce paramètre s'est révélé très important au niveau du confort chez une population âgée (Hirota *et al.*, 2002). Aissaoui *et al.* (2002) ont de plus démontré qu'une bascule du siège de 10^{o} par rapport à l'horizontale augmentait de 10 % la proportion de la force qui contribue directement à la propulsion. Toutefois, aucune information n'était disponible quant à l'impact sur les chargements à l'épaule de modifier l'angle d'assise de l'usager. Il serait donc intéressant de déterminer cet effet ce qui permettrait un positionnement encore plus optimal dans le fauteuil roulant.

La proportion de la force résultante à la roue qui contribue directement à la propulsion en FR (i.e. tangentielle) varie entre 50-80 % (van der Woude *et al.*, 2001). Dans le but d'améliorer l'efficacité de la force à la roue, de Groot *et al.* (2002) ont démontré qu'il était possible d'améliorer substantiellement la proportion de la force tangentielle à la roue. Cependant, les usagers qui propulsaient avec une plus grande composante tangentielle avaient un coût énergétique plus élevé. Dans cette étude (de Groot *et al.*, 2002), les auteurs n'ont pu fournir d'information quant aux chargements soutenus par les articulations du membre supérieur face à cette augmentation de la force tangentielle. Veeger (1999) a démontré, par un modèle analytique, que pour produire une force parfaitement tangentielle les muscles de l'épaule devaient être fortement utilisés. Toutefois, aucune étude ne s'est attardée à étudier l'impact sur les structures musculosquelettiques de faibles augmentations dans l'efficacité de la force à la roue. Il serait donc intéressant de déterminer l'effet d'un accroissement de la composante tangentielle de la force résultante à la roue sur les chargements soutenus par l'épaule. Ceci permettrait d'augmenter l'efficacité de la propulsion sans que l'usager soit plus à risque de développer des pathologies à l'épaule. Cependant, améliorer l'efficacité de la force à la roue n'est pas une tâche simple. Un

paramètre plus facile à quantifier et à modifier serait plus attrayant d'un point de vue clinique, le patron de propulsion.

Veeger *et al.* (2002) ainsi qu'Aissaoui et Arabi (2004) ont émis l'hypothèse que le patron de propulsion en FR influencerait la production de force à la roue ainsi que les chargements subies par les articulations. Les études ayant analysé les différents patrons de propulsion n'ont pas trouvé de différence significative quant à l'efficacité de la force à la roue entre ces derniers (Boninger *et al.*, 2002, ; Shimada *et al.*, 1998). Cependant, le classement des différents patrons de propulsion était fait de façon qualitative, ce qui aurait pu amener des erreurs de classement. Une méthode de classification quantitative permettrait donc une comparaison plus robuste entre les différents patrons. Dans une étude récente, Aissaoui et Arabi (2004) ont d'ailleurs démontré à l'aide d'une classification quantitative que le patron de propulsion avait un impact sur l'efficacité de la propulsion. Donc, une classification quantitative permettrait de discriminer entre les individus utilisateur de FR. De plus, aucune étude ne s'est attardée à déterminer les chargements subis par l'épaule pour différents patrons de propulsion. D'un point de vue clinique, des résultats soutenant l'hypothèse que le patron de propulsion influence les chargements à l'épaule permettraient aux spécialistes de la santé d'enseigner aux utilisateurs à propulser selon un patron qui réduirait la charge soutenue par l'épaule.

L'objectif principal de ce projet est d'estimer les chargements soutenus par l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant chez une population âgée et de déterminer si des paramètres peuvent modifier ces chargements. Plus spécifiquement, nous allons tenter de :

1. déterminer l'effet d'une variation de l'angle d'assise tout en maintenant la position verticale et horizontale du siège constante par rapport à la morphologie de l'usager sur les chargements soutenus par l'épaule;

2. déterminer la relation entre l'efficacité de la force résultante à la roue et les chargements à l'épaule;

3. déterminer l'effet de modifier l'efficacité de la force résultante à la roue sur les chargements à l'épaule chez un même utilisateur de FR.

4. déterminer les chargements à l'épaule pour différents patrons de propulsion sachant que les patrons de propulsion influencent la direction de la force résultante à la roue.

Cette thèse sera présentée sous forme d'articles intégrés dans le corps du document. La thèse sera séparée en 9 chapitres. Le premier chapitre présentera une revue de la littérature afin de synthétiser les informations pertinentes sur la biomécanique de la propulsion en FR. La problématique ainsi que les objectifs et hypothèses de recherche seront énoncés au deuxième chapitre. La méthodologie utilisée afin de répondre aux objectifs de recherche sera présentée dans le troisième chapitre. Le quatrième chapitre mettra en contexte les articles qui seront présentés dans la thèse. Les chapitres cinq à huit présenteront les articles qui ont été écrits dans le cadre de ce projet de doctorat. Le neuvième chapitre présentera une discussion générale sur les différents résultats obtenus à travers les quatre articles. Une conclusion et des recommandations seront émises dans la dernière section de la thèse.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1. Données épidémiologiques sur les utilisateurs de FR

Aux États-Unis, en 2000, plus de 6.8 millions de personnes utilisaient une aide technique dans la vie de tous les jours pour assurer leur mobilité (Kaye *et al.*, 2000). De ce nombre, plus de 1.6 million utilisaient un fauteuil roulant (FR) à propulsion manuelle pour se déplacer. Les maladies cérébro-vasculaires, les blessures médullaires et l'amputation des membres inférieurs sont des exemples de causes qui amènent une personne à utiliser un fauteuil roulant. Du 1.6 million mentionné précédemment, 864 000 utilisateurs de FR étaient âgés de plus de 65 ans. Au Québec, selon les informations obtenues sur le site de la RAMQ, 49 % des 29 676 FR que la RAMQ a remboursés en 2005 étaient pour des personnes âgées au-delà de 65 ans (RAMQ, 2006). Les personnes âgées représentent donc la plus grande portion des utilisateurs de FR. De plus, des données projectives publiées en 2004 par le *U.S. Census Bureau* démontrent que la population âgée de plus de 65 ans représentera au-delà de 20 % de la population totale en 2050 comparée à 11 % pour l'an 2000 aux États-Unis (U.S. Census Bureau, 2004). Il est donc possible d'imaginer que la proportion d'utilisateurs de FR de plus de 65 ans ira en augmentant et non en diminuant dans les années futures.

Dans une étude réalisée dans un centre d'hébergement, Simmons *et al.* (1995) ont démontré que seulement 45 % des patients de plus de 65 ans étudiés étaient capables de propulser leur FR par eux même. Les auteurs (Simmons *et al.*, 1995) ont associé ce faible taux de propulsion à la faiblesse musculaire ainsi qu'aux douleurs ressenties aux membres supérieurs lors de la propulsion en FR.

1.2. Prévalence et incidence des douleurs aux membres supérieurs chez les utilisateurs de FR

Pour les utilisateurs de FR, les membres supérieurs sont primordiaux afin de maintenir une certaine autonomie et de se mouvoir. Des limitations causées par des douleurs ou même des blessures aux membres supérieurs nuiraient grandement à la mobilité déjà limitée de ces utilisateurs. Malheureusement, l'utilisation d'un FR est fortement associée, dans la littérature, à des douleurs ainsi que des blessures aux membres supérieurs. Sie *et al.* (1992) ont dénoté que 64 % des sujets paraplégiques recensés souffraient de douleur aux membres supérieurs depuis qu'ils utilisaient un FR. Une étude réalisée par Subbarao *et al.* (1995) sur 451 blessés médullaires a démontré que 72 % des répondants souffraient de douleur aux membres supérieurs. Dalyan *et al.* (1999) ont questionné plus de 170 utilisateurs de FR découlant d'une blessure médullaire. Les résultats démontrent que 58.5 % des répondants souffraient de douleurs aux membres supérieurs. Au niveau des personnes âgées, Nichols *et al.* (1979) ont établi que plus de 40 % souffraient de douleurs à l'épaule. Il est possible de noter qu'au-delà de 40 % des utilisateurs de FR sont à risque ou souffrent déjà de douleurs aux membres supérieurs. Il est difficile d'identifier la zone la plus problématique. Certaines études rapportent que le poignet (Sie *et al.*, 1992) serait le site de douleur le plus fréquent tandis que d'autres s'entendent pour affirmer que l'épaule serait la zone la plus touchée (Dalyan *et al.*, 1999, ; Nichols *et al.*, 1979, ; Subbarao *et al.*, 1995).

1.2.1. Prévalence des douleurs et blessures à l'épaule chez les utilisateurs de FR

Lors de la propulsion en FR, l'épaule est particulièrement soumise à des chargements importants, car ce sont les structures de cette dernière qui assurent les fonctions premières. Bayley *et al.* (1987) ont d'ailleurs rapporté que 31 % des blessés médullaires étudiés (N = 94) souffraient de douleurs considérables à l'épaule depuis qu'ils utilisent un FR pour se mouvoir. Dans une autre étude réalisée sur 103 sujets paraplégiques, Curtis *et al.* (1999) notèrent que 42 % d'entre eux souffraient de douleurs à l'épaule. Finley et Rodgers (2004) ont quant à eux démontré que 61.5 % des utilisateurs (N = 52) de FR étudiés ont rapporté

des douleurs à l'épaule depuis l'utilisation du FR. Dans un questionnaire envoyé à plus de 56 personnes paraplégiques, Samuelsson *et al.* (2004a) rapportent que 37.5 % disent avoir des douleurs à l'épaule, et ce, depuis le moment qu'ils sont en FR.

Les blessures à l'épaule les plus souvent rapportées sont le syndrome d'accrochage, les lésions à la coiffe des rotateurs, les bursites sous-acromiales et la tendinite (Bayley *et al.*, 1987, ; Finley et Rodgers, 2004). Les causes les plus probables de douleurs et blessures à l'épaule seraient, selon les auteurs (Bayley *et al.*, 1987, ; Curtis *et al.*, 1999, ; Finley et Rodgers, 2004, ; Samuelsson *et al.*, 2004a), le temps d'utilisation du FR, les chargements résultant des transferts et de la propulsion en FR.

La propulsion en FR est un mouvement cyclique et, lors de chaque cycle, des chargements considérables sont appliqués aux membres supérieurs (Bayley *et al.*, 1987). Dans le monde de l'ergonomie, les activités cycliques avec chargements importants sont souvent associés à des douleurs et blessures de type dégénératives (Frost *et al.*, 2002, ; Leclerc *et al.*, 2004). L'utilisation d'un FR n'y fait donc pas exception telle que démontrée par la forte prévalence de douleurs et des blessures à l'épaule.

De plus, pour les utilisateurs âgés, le vieillissement amène une diminution de la capacité de régénération cellulaire ce qui implique une augmentation de la prédisposition des personnes âgées aux blessures de surutilisation. Également, la force musculaire tend à diminuer avec l'augmentation de l'âge (Sawka *et al.*, 1981). Tous ces facteurs ne font qu'accentuer les risques d'une personne âgée utilisatrice d'un FR de développer des douleurs ou des blessures à l'épaule.

1.3. Étiologie des blessures et douleurs à l'épaule chez l'utilisateur d'un FR

Tel que mentionné précédemment, l'épaule est une articulation axée sur la mobilité plutôt que la stabilité. De plus, sa forme lui permet de posséder de grandes amplitudes de mouvements. La faible surface de contact entre la tête humérale et la cavité glénoïdale

demande aux moyens d'unions passifs et actifs d'assurer la stabilité de cette articulation. Les ligaments sont certes aptes à en assurer une grande partie, mais, contrairement à la hanche, les muscles doivent fortement contribuer à garder la tête humérale en contact avec la cavité glénoïdale. Donc, une excellente coordination musculaire est primordiale pour maintenir la stabilité de l'épaule (van der Woude *et al.*, 2001).

La plus grande contribution musculaire à la stabilisation de l'épaule provient des muscles de la coiffe des rotateurs. Ces muscles, lorsque activés, permettent de maintenir la tête humérale en place lors de différents mouvements. Par exemple, lors de l'abduction, les muscles de la coiffe des rotateurs induisent une force inférieure, limitant ainsi la translation supérieure de la tête humérale induite par le deltoïde. Cependant, ces muscles sont de petits volumes et plus susceptible à la fatigue lorsque soumis à des tâches répétitives avec chargement telle que la propulsion en FR (Mulroy *et al.*, 1996). Une fatigue prématurée de ces muscles pourrait mener à l'instabilité de l'articulation (Koontz *et al.*, 2002). Dans une étude effectuée sur des sujets ayant subi une blessure à la moelle épinière au niveau cervical, Campbell et Koris (1996) diagnostiquèrent que 13 sujets (N = 24) souffraient de douleur chronique à l'épaule. De ce nombre, huit avaient des problèmes d'instabilité multidirectionnelle de l'épaule. L'instabilité résultant d'une action déficiente des muscles de la coiffe des rotateurs altère la position de la tête humérale lors des mouvements de l'humérus. Yamaguchi *et al.* (2000) démontrèrent qu'une action déficiente des muscles de la coiffe des rotateurs amenait une translation supérieure significative de la tête humérale dans l'espace sous acromial.

L'espace sous acromial est défini par la tête humérale au niveau inférieur et par la partie antérieure de l'acromion en supérieur (Michener *et al.*, 2003). Les structures comprises dans cet espace sont le tendon du supra-épineux, la bourse sous acromiale, le long chef du biceps et la capsule articulaire de l'épaule. L'espace restreint entre l'acromion et la tête humérale combiné à un déplacement supérieur de la tête humérale ou une variation anatomique de l'acromion peuvent amener une pathologie dénommée le syndrome d'accrochage (Solem-Bertoft *et al.*, 1993). Cette pathologie se caractérise par une inflammation et/ou une

dégénérescence des structures contenues dans l'espace sous acromial (Michener *et al.*, 2003). Le syndrome d'accrochage est la pathologie de l'épaule la plus fréquente chez les personnes ayant consulté un médecin pour des douleurs à l'épaule (44-65 %) (van der Windt *et al.*, 1995, ; Vecchio *et al.*, 1995).

Deux mécanismes principaux d'apparition de cette pathologie sont décrits dans la littérature. Le premier fait référence à une dégénération des structures sur une longue période de temps lorsque celles-si sont soumises à des mouvements répétitifs avec chargements (Uhthoff *et al.*, 1988). Le second mécanisme stipule que la dégénération des structures proviendrait d'une compression mécanique externe, par exemple, une mauvaise posture ou bien une malformation de l'acromion (Bigliani et Levine, 1997, ; Neer, 1972). Bayley *et al.* (1987) démontrèrent que 24 % des sujets paraplégiques étudiés souffraient d'un syndrome d'accrochage. Ils associèrent cette prévalence aux chargements élevés subis par les utilisateurs lors de la propulsion en FR.

La proportion des utilisateurs de FR souffrant de douleurs ou de blessures à l'épaule dépasse les 50 % (Bayley *et al.*, 1987, ; Curtis *et al.*, 1999, ; Finley et Rodgers, 2004). Cette prévalence élevée est une bonne indication que les déplacements en FR amènent des chargements considérables à l'épaule pour l'utilisateur. De plus, l'étiologie de différentes pathologies de l'épaule décrite précédemment démontre que l'utilisation d'un FR expose les utilisateurs à des situations à risque de développer des lésions à la coiffe des rotateurs ou bien un syndrome d'accrochage. Afin d'estimer et de quantifier les chargements que peut subir l'articulation de l'épaule lors de la propulsion en FR et ainsi pouvoir mieux comprendre l'apparition des ces problèmes, des analyses biomécanique sont primordiales. Ce type d'analyse est un outil puissant et essentiel pour l'analyse mécanique des systèmes musculosquelettiques (van der Woude *et al.*, 2001).

1.4. Évaluation biomécanique de la propulsion

1.4.1. Notions de base sur la propulsion en FR

La propulsion en FR est un mouvement cyclique et chacun de ces cycles peut se subdiviser en 2 grandes phases : la phase de poussée et la phase de recouvrement (Figure 1.1) (Sanderson et Sommer, 1985).

1.4.1.1. Phase de poussée

La phase de poussée débute lorsque la main fait contact (Figure 1.1; MC) avec la roue et fournit une force à cette dernière. Elle se termine lorsque la main relâche la roue (Figure 1.1; MR) et que plus aucune force n'est appliquée. L'angle de départ (Figure 1.1; AD) correspond à l'angle entre la prise de la roue (MC) et la verticale (0^{o}) tandis que l'angle de fin (Figure 1.1; AF) est calculé entre la fin de la propulsion (MR) et la verticale (Figure 1.1; 0^{o}). La somme de ces deux angles donne l'angle total de la phase de poussée (Figure 1.1; AP). Généralement, la phase de poussée représente entre 30 et 45 % du cycle de propulsion total (Dallmeijer *et al.*, 1998, ; Finley *et al.*, 2004, ; Mulroy *et al.*, 1996, ; Rodgers *et al.*, 2003, ; Sanderson et Sommer, 1985, ; Shimada *et al.*, 1998).

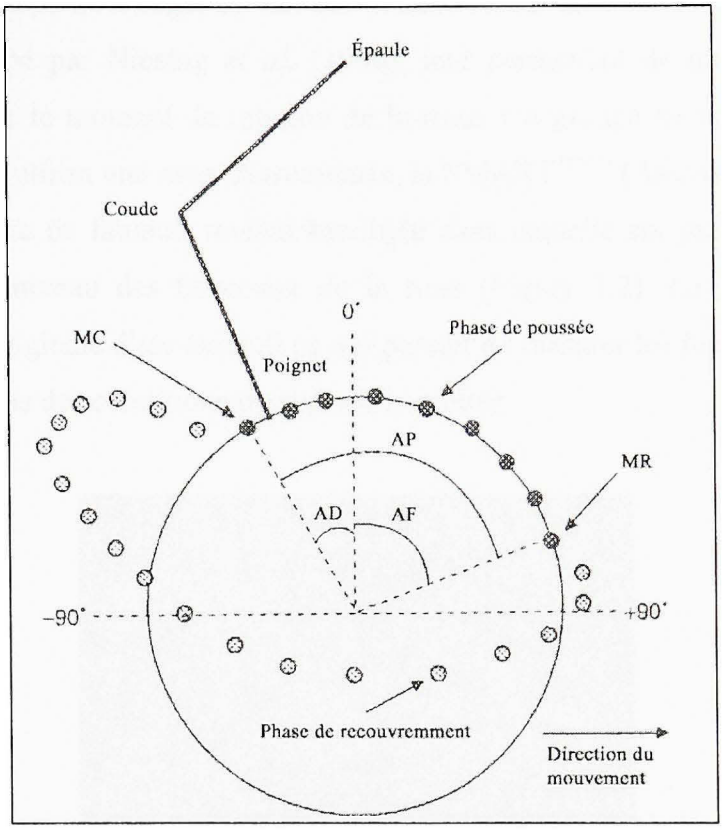


Figure 1.1 ***Représentation graphique des phases de la propulsion en FR.***
Main contact (MC), main relâche (MR), angle de départ (AD), angle de la fin (AF) et angle de poussée (AP).
(Tiré de Vanlandewijck et al. (2001))

Source : Cette figure a été adaptée de l'article de M. Yves Vanlandewijck, M. Daniel Thiesen et M. Dan Daly, *Wheelchair propulsion biomechanics : implications for wheelchair sports*, p. 343, provenant de Sports Medicine, vol. 31, n° 5.

Lors de la phase de poussée, la main courante transmet les forces générées par les membres supérieurs à la roue. Ces forces permettent à l'usager de déplacer le FR.

1.4.1.2. Forces à la roue

Afin de quantifier les forces fournies par la main à la roue lors de la propulsion en FR, de l'équipement spécialisé est nécessaire. Peu de laboratoires dans le monde possèdent ce type

d'équipement. L'équipe de Veeger et van der Woude furent dans les premiers à utiliser un ergomètre, développé par Niesing *et al.* (1990), leur permettant de quantifier les forces appliquées ainsi que le moment de rotation de la roue. Un groupe de recherche mené par Cooper et Boninger utilisa une roue instrumentée, la SMART^{Wheel} (Asato *et al.*, 1993). Cette dernière est une roue de fauteuil roulant modifiée dans laquelle six jauges de contraintes furent ajoutées au niveau des faisceaux de la roue (Figure 1.2). La SMART^{Wheel} peut remplacer la roue originale d'un fauteuil ce qui permet de mesurer les forces et moments en trois dimensions dans des conditions pratiquement réelles.



Figure 1.2 ***La roue instrumentée SMART^{Wheel} montée sur un fauteuil roulant.***

La force fournie par la main à la roue peut être définie selon trois axes : horizontal (*Fx*), vertical (*Fy*) et médio-latéral (*Fz*) (Figure 1.3). Lors de la propulsion, les plus grandes forces sont enregistrées dans la direction horizontale vers l'avant, verticale vers le bas et médiale (Cooper *et al.*, 1995, ; Rodgers *et al.*, 1998, ; Veeger *et al.*, 1991).

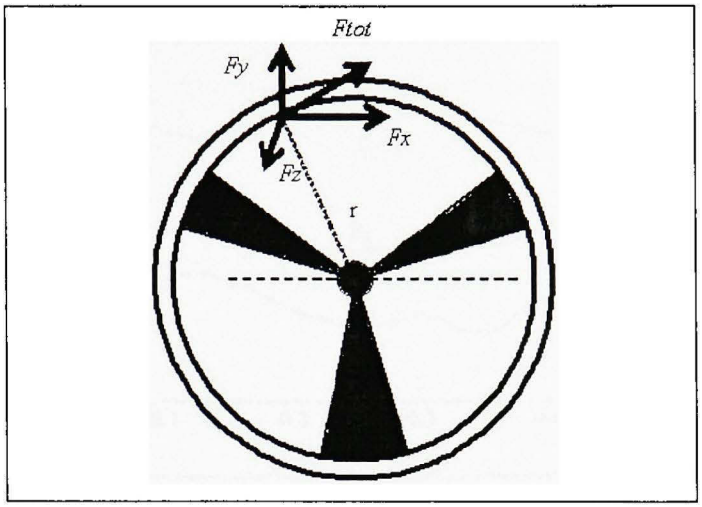


Figure 1.3 ***Orientation des forces à la roue ainsi que la force totale.***

La somme vectorielle des composantes agissantes sur *x*, *y* et *z* donne la force totale (*Ftot*) produite par la main à la roue (équation (1.1)).

$$Ftot = \sqrt{Fx^2 + Fy^2 + Fz^2} \tag{1.1}$$

Typiquement, les forces à la roue augmentent de façon graduelle pour atteindre leur maximum entre 50 et 70 % de la phase de poussée pour ensuite redescendre jusqu'à zéro lorsque la main quitte la roue (Figure 1.4).

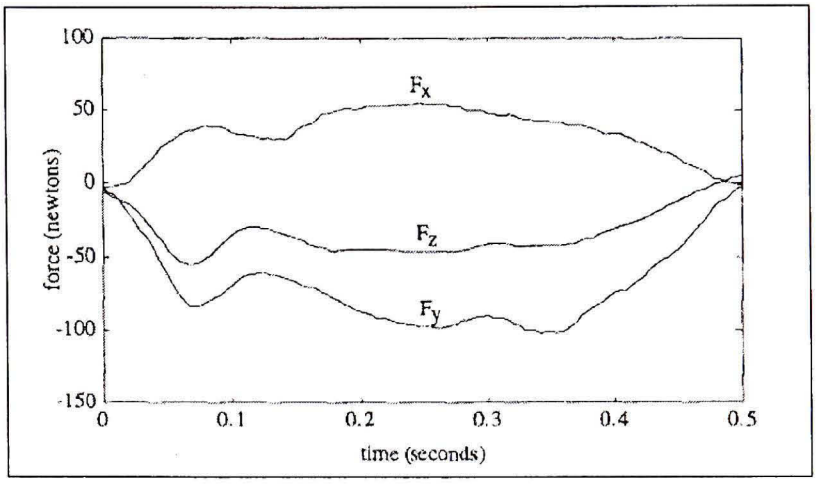


Figure 1.4 ***Représentation graphique des forces à la roue durant la phase de poussée mesurées par la SMART^{Wheel}.***
Fx (+) : horizontal vers l'avant, *Fy* (+) : vertical vers le haut et *Fz* (+) : latéral.
(Tiré de Cooper et al. (1995))

Source : Figure tirée de l'article de M. Rory A. Cooper, M. David P. VanSickle, M. Rick N. Robertson et M. Michael L. Boninger, *A method for analysing center of pressure during manual wheelchair propulsion*, p. 239, provenant de IEEE Transaction on rehabilitation engineering, vol. 3, n° 4.

1.4.1.3. Phase de recouvrement

La phase de recouvrement est la phase où il n'y a plus de force appliquée à la roue et la main retourne à la position pour redémarrer la phase de poussée (Figure 1.1). Contrairement à la phase de poussée, la trajectoire de la main lors de la phase de recouvrement peut emprunter différents chemins, c'est un mouvement en boucle ouverte. Dans la littérature, ces trajectoires sont appelées patrons de propulsion (Boninger *et al.*, 2002, ; de Groot *et al.*, 2004, ; Sanderson et Sommer, 1985, ; Shimada *et al.*, 1998).

1.4.1.4. Patrons de propulsion en FR

Sanderson et Sommer (1985) furent les premiers à investiguer les différents patrons de propulsion. Grâce à des marqueurs apposés sur le poignet, ils en dénotèrent deux différents : circulaire et pompage. Selon leurs observations, le patron de type pompage se caractérisait

par de courtes et abruptes poussées suivies par un retour au-dessus de l'arche de la roue. Quant aux sujets qui utilisaient la méthode circulaire, la trajectoire de la main, lors de la phase de recouvrement, suivait la jante de la roue et passait sous l'axe de la roue.

Shimada *et al.* (1998) ont caractérisé la cinématique de la propulsion en FR chez sept sujets, tous des utilisateurs expérimentés. Les auteurs, à l'aide d'un marqueur posé sur la tête du deuxième métacarpe, ont démontré trois techniques de poussée distinctes : semi-circulaire (SC), simple boucle (SLOP) et double boucles (DLOP). Les sujets qui utilisaient le patron SC (Figure 1.5; a) avaient comme caractéristique une trajectoire de la main, durant la phase de recouvrement, qui passait sous la ligne de propulsion (semblable au patron circulaire décrit par Sanderson et Sommer (1985)), tandis que la main des sujets qui utilisaient la technique SLOP et DLOP passait par-dessus la ligne de propulsion (Figure 1.5; b et c). La différence majeure entre les sujets propulsant selon SLOP et DLOP, est que les sujets avec le patron DLOP avaient un point où les trajectoires se croisaient (Figure 1.5; c). Shimada *et al.* (1998) explique l'absence de la technique de pompage par l'expérience des sujets du groupe expérimental.

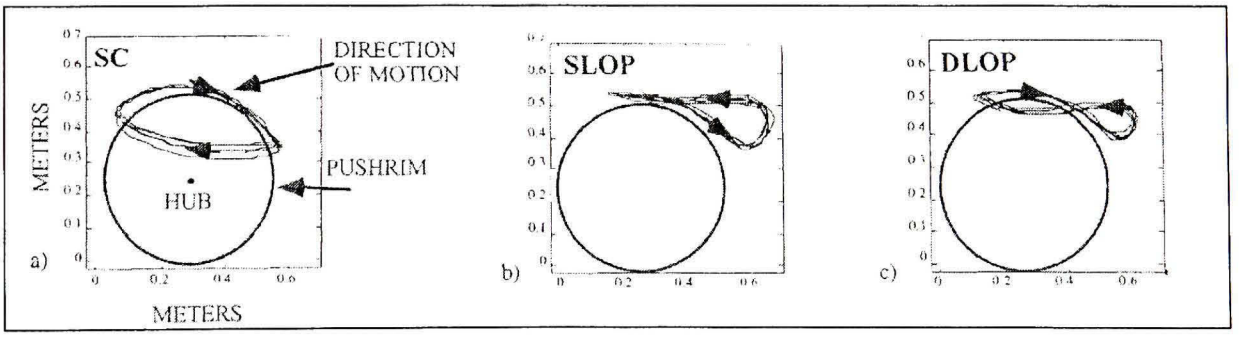


Figure 1.5 ***Trajectoires de la main pour les différents patrons de propulsion.***
a) semi-circulaire (SC), b) simple boucle (SLOP) et c) double boucle (DLOP).
(Tiré de Shimada et al. (1998))

Source : Cette figure a été adaptée de l'article de M. Sean D. Shimada, M. Rick N. Robertson, M. Michael L. Boninger et M. Rory A. Cooper, *Kinematic characterization of wheelchair propulsion*, p. 214 provenant du *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 35, n° 2 (Juin).

Dans une étude un peu plus récente, Boninger *et al.* (2002) ont évalué les différents patrons de propulsion chez trente-huit utilisateurs expérimentés du FR. Les auteurs ont noté quatre patrons de propulsion différents (Figure 1.6) : le semi circulaire (SC), la simple boucle (SLOP), la double boucle (DLOP), et le « arcing ». Les patrons SC, SLOP et DLOP (Figure 1.6; a, b et c) répondent aux mêmes caractéristiques que celles décrites par Shimada *et al.* (1998). Le patron « arcing » (Figure 1.6, d) est semblable à la technique de pompage décrite par Sanderson et Sommer (1985). Les résultats démontrent que le patron de propulsion le plus utilisé fut le SLOP (45 %), information que les deux études précédentes n'ont pu fournir étant donné le nombre restreint d'individus testés. Les auteurs affirment que SLOP serait la façon la plus intuitive de propulser étant donné que la main ne fait qu'être soulevée au-dessus de l'arche. Pour les autres patrons, 25 % de l'échantillon utilisait le patron DLOP, 16% SC et 14 % le « arcing ».

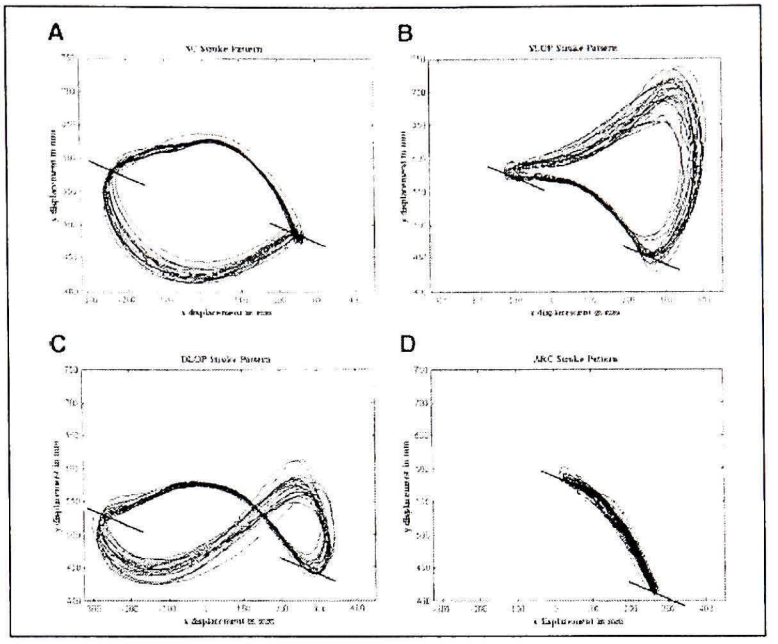


Figure 1.6 ***Cinématique des différents patrons de propulsion.***
A) semi-circulaire (SC), B) simple boucle (SLOP), C) double boucle (DLOP) et D) « arcing ».
(Tiré de Boninger et al. (2002))

Source : Cette figure a été tirée de l'article de M. Michael L. Boninger, M. Aaron L. Souza, M. Rory A. Cooper, Mme Shirley G. Fitzgerald, Mme Alicia M. Koontz et M. Brian T. Fay, *Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion*, p. 720, provenant de *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, n° 5 (Mai).

Le déplacement de la main lors de la phase de recouvrement amène les segments des membres supérieurs à se mouvoir.

1.4.2. Dynamique inverse

Les modèles de dynamique inverse sont des outils intéressants afin d'estimer les chargements subis par les articulations lors d'un mouvement. Le point de départ de la dynamique inverse est le mouvement résultant et les forces externes appliquées. À partir de ce point, le modèle tente d'estimer les forces et moments qui furent fournis par les structures internes afin de réaliser le mouvement et les forces externes. Les forces et moments

articulaires obtenus grâce à ces modèles prédisent bien les chargements mécaniques que peut subir une articulation (Finley *et al.*, 2004, ; Praagman *et al.*, 2000).

Les entrées nécessaires pour les modèles de dynamique inverse sont : les données anthropométriques, la cinématique des membres impliquées et la cinétique.

L'anthropométrie concerne la mesure des particularités dimensionnelles d'un homme ou d'un animal. Elle nous renseigne sur la longueur et la dimension des segments d'une personne. Ces mesures sont utiles pour calculer le centre de masse des segments et ainsi personnaliser le modèle de dynamique inverse à l'individu.

La cinématique comprend la position des segments dans l'espace ainsi que leur vitesse et leur accélération. Elle peut être obtenue en deux dimensions ou en trois dimensions. La propulsion en FR doit se quantifier en trois dimensions étant donné que les mouvements se produisent dans plus d'un plan (Rao *et al.*, 1996). La cinématique des membres est obtenue grâce à des marqueurs placés sur des repères anatomiques, des caméras disposées de façon stratégique et un système d'acquisition (ex. : Vicon, Motion Analysis, etc.).

La cinétique concerne les forces et les moments externes acquis par des jauges de chargements. Lors de la propulsion en FR, les forces et moments externes appliqués par la main sont obtenues par une roue spécialisée tel que décrit à la section 1.4.1.2.

Les modèles de dynamique inverse calculent les forces et moments nets de l'articulation. Les forces nettes articulaires représentent la somme de toutes les forces qui agissent à l'articulation, soit les forces musculaires, de contact et ligamentaires.

Les moments nets correspondent à la somme de chaque force musculaire multipliée par son bras de levier. Ils donnent une bonne idée quant aux forces nettes musculaires nécessaires pour effectuer le mouvement. Cependant, ces valeurs sont nettes et sont la somme de tous les muscles autour de l'articulation. Donc, un moment articulaire de 0 Nm ne signifie pas

nécessairement que les forces musculaires sont nulles, mais qu'il est possible que deux muscles antagonistes produisent la même force multipliée par le même bras de levier. Les moments nets articulaires risquent de sous-estimer légèrement les forces musculaires nécessaires pour le mouvement. Toutefois, les moments articulaires furent fortement corrélés avec les forces de compression ainsi que de contact au niveau de l'épaule (Praagman *et al.*, 2000, ; Veeger *et al.*, 2002). Plusieurs auteurs ont utilisé les modèles de dynamique inverse afin de quantifier les chargements subis par le membre supérieur lors de la propulsion en FR (Cooper *et al.*, 1999, ; Koontz *et al.*, 2002, ; Kulig *et al.*, 1998, ; Lin *et al.*, 2004, ; Rodgers *et al.*, 1998, ; Sabick *et al.*, 2004, ; Veeger *et al.*, 2002). De plus, la dynamique inverse permet une estimation des chargements soutenus par les articulations sans avoir recours à des méthodes effractives (electromyographie avec aiguilles, mesure directe de force musculaire, etc.) qui pourraient biaiser les résultats en modifiant le mouvement désiré.

1.4.3. Littérature sur les forces et moments articulaires lors de la propulsion en FR

Les données des modèles de dynamique inverse révèlent que les forces et moments les plus élevés lors de la propulsion en FR sont mesurés à l'articulation de l'épaule. Veeger *et al.* (1991) rapportent des moments de flexion à l'épaule de plus de 35 Nm chez des non-utilisateurs de FR comparativement à 10 et 9 Nm au coude et au poignet. Robertson *et al.* (1996) ont démontré, chez des non-utilisateurs de FR, un moment de flexion à l'épaule d'environ 17 Nm alors qu'au niveau du coude et du poignet, les moments atteignaient 10 et 0.5 Nm respectivement. Dans la même étude (Robertson *et al.*, 1996), les auteurs ont également évalué des utilisateurs de FR. Les moments les plus élevés sont identiques à ceux retrouvés chez les non-utilisateurs de FR (épaule > coude > poignet). Les résultats démontrent également que les utilisateurs de FR produisaient des moments articulaires moins importants que les non-utilisateurs pour maintenir la même vitesse (0.67 à 0.89 m/s). Robertson *et al.* (1996) associent ces moments plus bas chez les utilisateurs de FR à une modification dans la technique de propulsion afin de limiter les risques de blessures en minimisant les efforts articulaires.

Dans une étude effectuée sur 16 sujets paraplégiques (T6 à L2), Sabick *et al.* (2004) avaient comme objectif d'identifier les groupes musculaires les plus à risque de douleur et de fatigue lors de la propulsion en FR sur une rampe de 2.9°. Les auteurs (Sabick *et al.*, 2004) utilisèrent une méthode leur permettant d'exprimer les moments calculés durant la phase de poussée en fonction de leur moment maximal isométrique. Ils trouvèrent les moments à l'épaule les plus élevés en flexion (39.7 ± 13.9 Nm), en adduction (19.9 ± 16.4 Nm) et en rotation externe (12.4 ± 5.9 Nm). Le ratio le plus élevé entre le moment et le moment maximum isométrique correspondait à celui de flexion à l'épaule où les fléchisseurs atteignirent 66.5 ± 20.3 % de leur maximum. Les auteurs conclurent en mentionnant que la propulsion en FR le long d'une rampe de 2.9° amène des chargements considérables aux muscles de l'épaule et pourrait mener à la fatigue. Il est difficile de comparer les données recueillies dans cette étude avec d'autres en raison de la pente utilisée. Cependant, les données correspondent bien à celles rapportées par Kulig *et al.* (1998) qui ont testé 17 sujets paraplégiques avec une pente de 8° et ont trouvé un moment de flexion à l'épaule de 30.7 Nm. L'étude de Kulig et *al.* (1998) avait pour but de mesurer l'effet d'un changement de pente sur les forces et moments articulaires.

Koontz *et al.* (2002) ont évalué les forces et moments en trois dimensions au niveau de l'épaule chez 27 sujets paraplégiques (niveau de lésion > T1). L'expérimentation consistait à propulser un FR à deux vitesses différentes : 0.9 et 1.8 m/s. Pour la vitesse de 1.8 m/s, les moments les plus élevés furent dénotés en flexion sagittale (36.5 Nm), en rotation interne (31.9 Nm), en adduction (31.1 Nm) et en flexion horizontale (21.0 Nm). Au niveau des forces articulaires, les plus grandes amplitudes furent calculées dans la direction inférieure (108.2 N), antérieure (86.6 N) et médiale (50.4 N). Ces données concordent bien avec celles de Cooper *et al.* (1999) qui évaluèrent les forces et moments maximaux à l'épaule chez six sujets paraplégiques à une vitesse de 1.8 m/s. Les moments les plus élevés se produisaient, dans l'ordre, en flexion sagittale (43 Nm), en flexion horizontale (27 Nm), en abduction (24 Nm) et en rotation interne (23 Nm). Au niveau des forces articulaires, celles plus élevées furent notées dans la direction inférieure (103 N), antérieure (75 N) et médiale (25 N).

Koontz *et al.* (2002) notèrent également que pour les forces et les moments articulaires, l'augmentation de la vitesse (0.9 → 1.8 m/s) amenait un accroissement significatif de ces derniers. Pour les auteurs (Koontz *et al.*, 2002), la force dans la direction inférieure serait la composante qui mettrait les usagers à haut risque étant donné qu'elle est appliquée sur l'axe longitudinal du bras. Ceci favoriserait un déplacement de la tête humérale dans l'articulation et augmenterait la nécessité des muscles de la coiffe des rotateurs à stabiliser l'articulation, accroissant ainsi la demande sur ces derniers.

L'équipe de Veeger *et al.* (2002) avait comme objectif de déterminer la charge mécanique à l'épaule lors de la propulsion sur trois usagers de FR. Les auteurs utilisèrent deux vitesses (0.83 et 1.39 m/s). Le modèle biomécanique utilisé dans cette étude correspond à celui de van der Helm (1994). Les auteurs notèrent des moments à l'épaule en flexion de 15.6 Nm (0.83 m/s) et 16.3 Nm (1.89 m/s). Le moment en adduction atteignit des valeurs de 7.4 Nm (0.83 m/s) et 9.9 Nm (1.89 m/s).

Veeger *et al.* (2002) ont également montré qu'une forte corrélation positive existait entre les forces de contact estimées à partir de leur modèle et les moments articulaires calculés. Donc, les moments articulaires peuvent fournir des informations pertinentes sur la charge soutenue par l'épaule et le potentiel de blessure. En se basant sur les résultats de Curtis *et al.* (1995), les auteurs (Veeger *et al.*, 2002) estiment que les forces de contact et les moments articulaires les plus élevés ne se produiraient pas lors de la propulsion, mais bien dans les autres activités de la vie quotidienne (ex. : transferts). Ces hypothèses furent confirmées plus tard par Van Drongelen *et al.* (2005) qui démontrèrent des moments articulaires ainsi que des forces de contact plus élevées lors de tâches autres que la propulsion (soulagement du poids > transfert > propulsion).

Ce qui est intéressant avec le modèle utilisé par Veeger *et al.* (2002) c'est qu'il permet d'obtenir, en plus des forces et moments articulaires, l'activation musculaire. Le muscle qui produisit le plus de force lors de la phase de poussée fut le subscapulaire (> 150 N), et ce, pour les deux vitesses. Lorsqu'exprimés en fonction de leur maximum, les muscles de la

coiffe des rotateurs étaient les plus activés avec une intensité moyenne de plus de 30 % durant la phase de poussée. Ces résultats sont similaires à ceux rapportés par Mulroy *et al.* (1996) qui ont analysé l'activité électromyographique des muscles de l'épaule chez dix-sept patients paraplégiques. Les résultats de Mulroy *et al.* (1996) démontrent des pourcentages d'activation maximale des muscles de la coiffe des rotateurs à plus de 44 % durant la phase de propulsion. Ce niveau élevé de chargements pour ces muscles peut mener, pour une activité répétée, à la fatigue musculaire et donc à un risque accru de blessures à l'épaule (Mulroy *et al.*, 1996).

Les résultats démontrés par le groupe de Veeger *et al.* (2002) sont fort intéressants. Cependant, quelques limitations sont présentes dans cette étude. Seulement trois jeunes sujets ont participés à l'étude, ce qui rend la généralisation des résultats très difficile. Le modèle utilisé van der Helm (1994) n'était pas adapté aux individus, mais bien basé sur des données cadavériques. La force musculaire relative aux individus aurait pu être sous-estimée. Bien qu'il existe des limitations à cette étude (Veeger *et al.*, 2002), il n'en demeure pas moins qu'elle démontre que les chargements au niveau de l'épaule lors de la propulsion sont élevées.

Lin *et al.* (2004) utilisèrent un modèle musculosquelettique de l'épaule (Lin *et al.*, 2001) afin d'évaluer les forces, les moments ainsi que l'activité musculaire chez cinq sujets non utilisateurs de FR. Les résultats démontrent que les moments les plus importants à l'épaule étaient la flexion (15 Nm), l'adduction (9.5 Nm) et la rotation externe (2.2 Nm). Pour les forces, la composante antérieure (47 N), la médiale (22 N) et la supérieure (12 N) furent les plus élevées par rapport aux autres forces articulaires lors de la phase de poussée. Au niveau des forces musculaires, les muscles de la coiffe des rotateurs furent les plus sollicités lors de la phase de propulsion (11 N/cm^2 à 60 N/cm^2). Lorsque la force musculaire est exprimée en fonction de l'aire du muscle, le supra et l'infra épineux sont encore les muscles qui sont soumis au plus haut stress. Les auteurs associent cette sollicitation élevée des muscles de la coiffe des rotateurs comme potentiellement problématique pour les pathologies de l'épaule. Une augmentation du stress favoriserait l'apparition de la fatigue de ces muscles et donc une

diminution de la fonction de stabilisation de la tête humérale. Un déplacement supérieur de la tête humérale dans l'espace sous acromial pourrait venir coincer les structures contenues dans cette dernière et amener une dégradation (Michener *et al.*, 2003).

Dans une étude menée sur 47 sujets paraplégiques, Finley *et al.* (2004) ont évalué la cinétique à l'épaule chez des sujets n'ayant aucune pathologie à cette articulation (N = 32) versus un groupe ayant une pathologie (N = 15). Les auteurs ont démontré une force dans la direction inférieure de l'épaule plus basse chez les sujets qui souffraient d'une pathologie aux membres supérieurs. Les auteurs concluent que cette modification dans la cinétique résulte d'une adaptation des sujets souffrant de pathologies aux membres supérieurs afin de demeurer indépendants. Les résultats illustrent également des moments articulaires variant de 10 à 50 Nm que les auteurs (Finley *et al.*, 2004) considèrent élevés. Ces derniers (Finley *et al.*, 2004) suggèrent l'utilisation des moments articulaires afin d'estimer les chargements que subit une articulation lors de la propulsion en FR.

Les Tableaux 1.1 et 1.2 résument les différentes études présentées plus haut. Il est possible de remarquer une grande variation entre les résultats des différentes recherches. Ces variations peuvent s'expliquer en partie par les différentes populations étudiées, le modèle de dynamique inverse utilisé, le protocole expérimental, la vitesse de propulsion et l'inclinaison de la surface. Il est donc très difficile de généraliser et de comparer les résultats d'une étude à l'autre. Cependant, l'utilisation de la dynamique inverse permet la comparaison de différentes conditions pour une même population, et l'identification de celles moins exigeantes pour cette population. Aucune étude n'a estimé les chargements soutenus par l'épaule chez la population âgée en général bien que ce groupe représente la majorité des utilisateurs de FR. De plus, la dynamique inverse permet une estimation des chargements subis par les articulations sans avoir recours à des méthodes effractives (électromyographie avec aiguilles, mesure directe de force musculaire, etc.) qui pourraient biaiser les résultats en modifiant le mouvement désiré.

Les résultats des différentes études démontrent bien que la propulsion en FR amène des chargements considérables à l'épaule. Dans une récente étude, Mercer *et al.* (2006) ont établit un lien entre les chargements à l'épaule et les pathologies à cette articulation. Les auteurs (Mercer *et al.*, 2006) ont démontré que les usagers ayant des forces et moments plus élevés lors de la propulsion étaient plus susceptibles de démontrer des pathologies de l'épaule lors d'examens cliniques. Il est donc primordial de déterminer les facteurs qui influencent les chargements au niveau de l'épaule lors de la propulsion en FR afin de réduire le potentiel de blessure. Le positionnement de l'usager dans le fauteuil s'avèrerait un facteur important agissant sur les chargements soutenus par l'épaule (Mulroy *et al.*, 2005). Veeger *et al.* (2002) ont émis l'hypothèse que l'orientation de la force à la roue, ou son efficacité, influencerait les chargements au niveau de l'articulation gléno humérale. Également, la littérature (Aissaoui et Arabi, 2004, ; Veeger *et al.*, 2002) suggère que le patron de propulsion pourrait influencer les chargements.

Tableau 1.1

Tableau récapitulatif des moments articulaires maximaux recensés dans la littérature

Auteurs	Nb de sujets	Population	Vit. (m/s)	Inclinaison	Instrument d'enregistrement	Posture	Friction/ Puissance externe	Rotation interne / externe (Nm)	Adduction / Abduction (Nm)	Flexion / Extension dans le plan sagittal (Nm)	Flexion / Extension dans le plan horizontal (Nm)
Veeger *et al.* (1991)	5	NU	1.11	ND	E.E	ND	0.25 & 0.5 W/kg	ND	12.6/ ND	21.5 / ND	ND
Robertson *et al.* (1996)	4 4	SCI (T4-T10) AB	0.67-0.89	ND	W.D (Quickie) SMART^{Whee,}	ND	NA	ND	ND	19.6 / ND 34.9 / ND	ND
Kulig *et al.* (1998)	17	SCI (T10/L3)	SS	sol	E.E (Quickie) Transducteur de force et jauge de contrainte	SS	NA	5.8 / ND	15.6 / ND	ND / 13.8	ND
Kulig *et al.* (1998)	17	SCI (T10/L3)	SS	8%	E.E (Quickie) Transducteur de force et jauge de contrainte	SS	NA	15.5 / ND	21.3 / ND	ND / 30.7	ND
Cooper *et al.* (1999)	6	SCI (T4+)	1.80	ND	W.D. (FR personnel) SMART^{Wheel}	FR perso	Comparable au sol	23.4 / 8.6	23.7 / 2.3	42.9 / 13.1	25.3 / 16.0
Veeger *et al.* (2002)	3	SCI (T11)*	0.83	ND	E.E	SS	10 à 20 W	8.0 / ND	NA / 7.4	15.6 / ND	ND
Koontz *et al.* (2002)	10 F 17 H	SCI (T1-)	0.90 1.80	ND ND	E.E (FR personnel) SMART^{Wheel}	FR perso	NA NA	21.6 / 2.3 31.9 / 4.6	21.3 / 2.2 31.1 / 5.1	28.6 / 3.9 36.5 / 7.1	10.9 / 6.7 21.0 / 10.5
Finley *et al.* (2004)	10 H 5 F	SCI avec PMS	0.94	ND	E.E (FR personnel)	FR perso	NA	ND	27.3 / 6.0	46.0 / 1.7	ND
Finley *et al.* (2004)	26 H 6 F	SCI sans PMS	0.94	ND	E.E (FR personnel)	FR perso	NA	ND	35.2 / 13.2	52.1 / 1.2	ND
Lin *et al.* (2004)	5 H	NU	ND	ND	Aire de marche (Standard WC) Roue instrumentée de type Wu	ND	NA	0.4 / 2.2	7.0 / 9.5	16.0 / 9.8	ND

(*) Lésion incomplète et joueurs de basket
E.E : Ergomètre expérimental
F, H : Femme, Homme
FR : Fauteuil roulant
ND : Non disponible
NU : Non-utilisateurs
SBA : Angle siège dossier
SCI : Blessure médullaire
SS : Choisie par le sujet lui-même
STA : Angle du système
W : Watt
W.D : Dynamomètre à fauteuil roulant

Tableau 1.2

Tableau récapitulatif des forces articulaires maximales recensées dans la littérature

Auteurs	Nb de sujets	Population	Vit (m/s)	Inclinaison	Instrument d'enregistrement	Posture	Friction/ Puissance externe	Proximale / Distale (N)	Médiale / Latérale (N)	Antérieure / Postérieure (N)
Kulig *et al.* (1998)	17	SCI (T10/L3)	SS	sol	E.E (Quickie) Transducteur de force et jauge de contrainte	SS	ND	14.3 / ND	7.8 / ND	ND / 46.3
Kulig *et al.* (1998)	17	SCI (T10/L3)	SS	8%	E.E (Quickie) Transducteur de force et jauge de contrainte	SS	ND	65.9 / ND	9.8 / ND	ND / 95.8
Cooper *et al.* (1999)	6	SCI (T4+)	1.80	ND	W.D. (FR personnel) SMART^{Wheel}	FR personnel	Comparable au sol	103.0 / 28.7	15.6 / 25.9	42.2 / 75.9
Koontz *et al.* (2002)	10 F 17 H	SCI (T1-)	0.90	ND	E.E (FR personnel) SMART^{Wheel}	FR personnel	ND	ND / 90.0	34.0 / 7.1	59.9 / 17.1
Koontz *et al.* (2002)	10 F 17 H	SCI (T1-)	1.80	ND	E.E (FR personnel) SMART^{Wheel}	FR personnel	ND	ND / 108.2	50.4 / 14.9	86.6 / 36.8
Finley *et al.* (2004)	10 H 5 F	SCI avec PMS	0.94	ND	E.E (FR personnel)	FR personnel	ND	5.1 / 47.1	16.7 / 23.2	53.1 / 5.5
Finley *et al.* (2004)	26 H 6 F	SCI sans PMS	0.94	ND	E.E (FR personnel)	FR personnel	ND	17.9 / 51.9	24.6 / 31.7	58.0 / 6.0
Lin *et al.* (2004)	5 H	NU	ND	ND	Aire de marche (Standard WC) Roue instrumentée de type Wu	ND	ND	12.1 / 43	22.7 / 30.4	47.3/ 30.8

(*) : Lésion incomplète et joueurs de basket
E.E : Ergomètre expérimental
F, H : Femme, Homme
FR : Fauteuil roulant
ND : Non disponible
NU : Non-utilisateurs
SBA : Angle siège dossier
SCI : Blessure médullaire
SS : Choisie par le sujet lui-même
STA : Angle du système
W : Watt
W.D : Dynamomètre à fauteuil roulant

1.4.4. Le positionnement en fauteuil roulant et les paramètres biomécaniques de la propulsion

La performance physique optimale ne peut être atteinte que lorsque la configuration du FR est idéale (diamètre de la jante, position du siège, cambrage de la roue, etc.) (van der Woude *et al.*, 1989). Ceci implique donc que la configuration du fauteuil doit être unique pour chaque individu afin d'atteindre un ratio coût-efficacité maximal. Un des déterminants les plus importants pour la performance en FR est la distribution de la masse par rapport à l'axe de la roue. Ce dernier influence la stabilité, la manœuvrabilité et la résistance au roulement du fauteuil (Brubaker, 1986). Une position plus reculée du centre de masse du couple fauteuil-usager amène une meilleure stabilité de l'usager et un meilleur contrôle du fauteuil par ce dernier (Brubaker, 1986). La position du centre de masse peut être modulée en changeant la position du siège par rapport à l'axe de rotation de la roue.

Dans la littérature, la position verticale et horizontale du siège par rapport à l'axe de rotation a une influence importante sur les paramètres biomécaniques de la propulsion (Boninger *et al.*, 2000, ; Campbell et Koris, 1996, ; Hughes *et al.*, 1992, ; Masse *et al.*, 1992, ; van der Woude *et al.*, 1989). Une position reculée (épaule derrière l'axe de la roue) et basse (~100-120^{o} d'extension du coude) du siège amène une réduction de l'activité électromyographique des muscles propulseurs (Masse *et al.*, 1992), une fréquence de poussée plus basse (Boninger *et al.*, 2000), une augmentation de l'angle de poussé (Boninger *et al.*, 2000), un taux d'augmentation de la force propulsive plus faible (Boninger *et al.*, 2000), une diminution des amplitudes du coude et de l'épaule (Hughes *et al.*, 1992), une plus faible consommation d'oxygène et une augmentation de l'efficacité mécanique de la propulsion (van der Woude *et al.*, 1989). À la lumière de ces résultats, les différents auteurs s'entendent pour affirmer qu'une position basse et reculée semble plus avantageuse. Ces positions de siège permettraient une configuration plus optimale du fauteuil réduisant ainsi les risques de blessures aux membres supérieurs (Boninger *et al.*, 2000, ; Campbell et Koris, 1996, ; Hughes *et al.*, 1992, ; Masse *et al.*, 1992, ; van der Woude *et al.*, 1989).

Dans deux études publiées récemment, Mulroy *et al.* (2005) ainsi que Gutierrez *et al.* (2005) ont étudié l'effet sur la cinétique et l'activité électromyographique à l'épaule de deux positions horizontales du siège chez 13 sujets paraplégiques (T3 à T12). La position antérieure correspondait à l'alignement de l'épaule avec l'axe de la roue tandis que la position postérieure amenait le siège jusqu'à ce que l'épaule soit située à huit centimètres en arrière de l'axe de la roue (Figure 1.7). Les auteurs ont démontré une réduction dans la composante supérieure de la force articulaire ainsi qu'une réduction de l'activité des muscles propulseurs (grand pectoral et deltoïde antérieur) pour la position postérieure. La réduction de la composante supérieure de la force articulaire diminuerait les risques de déplacement de la tête humérale sur les structures de l'espace sous acromial (Mulroy *et al.*, 2005). Au niveau de l'activité musculaire, une réduction de l'intensité des principaux effecteurs diminuerait le potentiel de fatigue musculaire ainsi que de blessures (Gutierrez *et al.*, 2005). Les auteurs (Gutierrez *et al.*, 2005, ; Mulroy *et al.*, 2005) concluent qu'une position de siège postérieure par rapport à l'axe de la roue serait plus optimale pour les utilisateurs paraplégiques. Connaissant la forte prévalence de blessures aux membres supérieurs chez les utilisateurs de FR (section 1.2), il est important de connaître la meilleure configuration possible pour l'usager afin de réduire les risques.

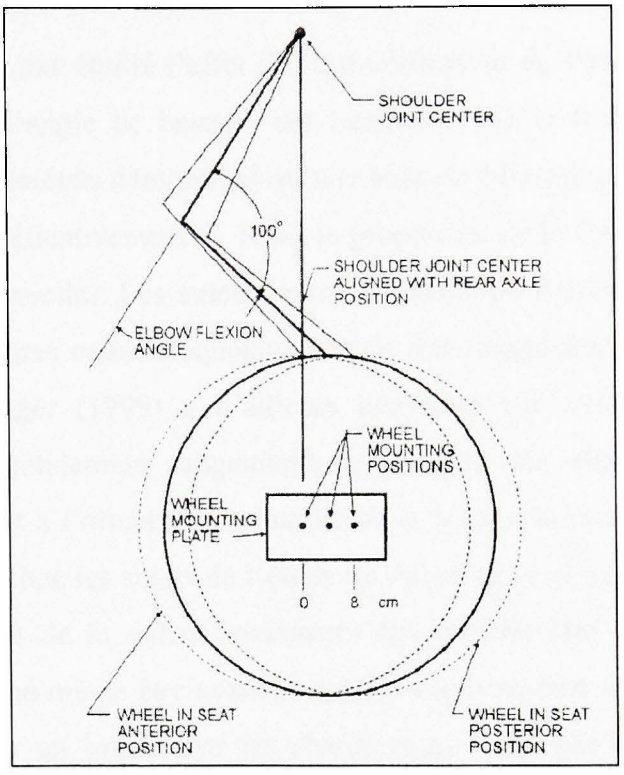


Figure 1.7 ***Position du siège par rapport à l'axe de la roue.***
(Tiré de Gutierrez et al. (2005))

Source : Cette figure a été tirée de l'article de M. Dee D. Gutierrez, Mme Sarah J. Mulroy, M. Craig J. Newsman, Mme Joanne K. Gronley et Mme Jacquelin Perry, *Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion, part 2 : an electromyographic analysis*, p. 224, provenant de *The Journal of Spinal Cord Medicine,* vol. 28, n° 3.

La position verticale et horizontale du siège par rapport à l'axe de la roue semble être un paramètre primordial pour un positionnement optimal en fauteuil roulant. Cependant, peu d'études se sont intéressées à la modification de l'angle d'assise sur la biomécanique de la propulsion. Ce paramètre s'est révélé très important au niveau du confort chez une population âgée (Hirota *et al.*, 2002). Un angle entre le siège et le dossier entre 95 et 111° était beaucoup plus confortable et réduisait la pression au niveau de l'assise, lorsque comparé à un angle de 90° et moins. Cette augmentation du confort peut s'expliquer par un transfert des pressions à l'interface séant-siège vers le dos (Hirota *et al.*, 2002).

Aissaoui *et al.* (2002) ont étudié l'effet de la modification de l'angle entre le siège et le dossier ainsi que de l'angle de bascule sur l'efficacité de la force à la roue chez une population âgée. Les résultats démontrent qu'une bascule du siège par rapport à l'horizontal de 10^{0} augmentait significativement (~ 10%) la proportion de la force totale qui contribuait à la propulsion (tangentielle). Les auteurs n'ont toutefois pu fournir d'information quant à l'impact sur les structures musculosquelettiques de cette augmentation de l'efficacité de la force à la roue. Veeger (1999) a d'ailleurs démontré par modélisation qu'une force appliquée de façon totalement tangentielle augmentait les chargements des muscles propulseurs par rapport à l'orientation naturelle de la force à la roue. Toutefois, l'efficacité de la force résultante chez les sujets de l'étude de Aissaoui *et al.* (2002) ne dépassait guère 50 %, ce qui est loin de la valeur totalement tangentielle (100 %) de Veeger (1999). L'hypothèse peut quand même être avancée qu'une augmentation de 10 % dans l'efficacité de la force peut avoir un impact sur les chargements subis par l'épaule. Donc, il serait intéressant de déterminer dans un premier temps l'effet de modifier l'angle d'assise sur les chargements à l'épaule. Une meilleure connaissance des impacts sur les structures de la ceinture scapulaire de la modification de l'angle d'assise permettrait un positionnement dans le fauteuil beaucoup plus optimal. Dans un deuxième temps, afin de déterminer l'effet de l'angle d'assise et éliminer toutes interactions, il serait important d'étudier la relation entre l'efficacité de la force à la roue et les chargements à l'épaule.

1.4.5. L'efficacité de la force résultante à la roue et les paramètres biomécaniques de la propulsion

La seule composante de la force totale à la roue qui contribue à la propulsion est celle qui est tangentielle (*Ftan*) à la roue (Figure 1.8). Les composantes radiales (*Frad*) et axiales (*Fax*) créent de la friction au niveau de la roue pour que l'usager puisse appliquer une force tangentielle (Vanlandewijck *et al.*, 2001). En connaissant la position du point d'application de la force, il est possible de faire pivoter le système de référence global pour obtenir les

composantes tangentielles (*Ftan* ; équation (1.2)) et radiales (*Frad* ; équation (1.3)) des forces à la roue (Cooper *et al.*, 1997b).

$$Ftan = Fx \cdot \sin(\alpha) - Fy \cdot \cos(\alpha) \tag{1.2}$$

$$Frad = -Fx \cdot \cos(\alpha) - Fy \cdot \sin(\alpha) \tag{1.3}$$

$$Fax = Fz \tag{1.4}$$

Dans les équations (1.2) et (1.3), α représente l'angle formé entre la position du point d'application de la force et l'horizontal (Figure 1.8).

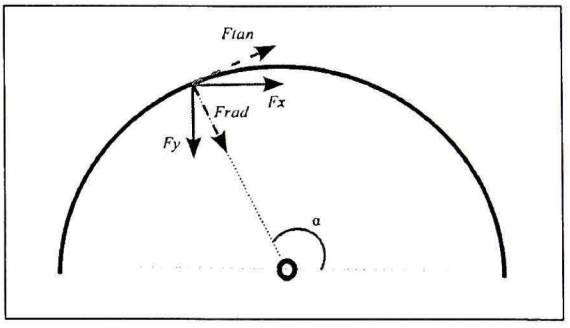


Figure 1.8 ***Rotation des forces agissant sur x et y pour obtenir la composante tangentielle (Ftan) et radiale (Frad).***

Veeger *et al.* (1991) introduisirent le terme fraction de la force effective (FEF) afin de représenter la proportion de la force totale qui contribue à la propulsion (tangentielle). FEF est un ratio entre la composante tangentielle (*Ftan*) des forces à la roue et la force totale (*Ftot*) (équation (1.5)).

$$FEF = Ftan \cdot |Ftot|^{-1} \tag{1.5}$$

Boninger *et al.* (1997b) proposèrent une méthode comparable, mais légèrement différente qu'ils appelèrent fraction mécanique de la force effective (MEF) (équation (1.6)). La seule différence réside dans l'élévation au carré des deux termes de droite. Cette technique permet de normaliser les forces par rapport à l'amplitude de la force totale.

$$MEF = Ftan^2 \cdot Ftot^{-2} \tag{1.6}$$

En général, dans les études publiées utilisant l'un ou l'autre des deux termes, la composante tangentielle varie entre 50 et 80 % de la force totale pour des paraplégiques ou des non-utilisateurs (Boninger *et al.*, 1997b, ; Dallmeijer *et al.*, 1998, ; Robertson *et al.*, 1996, ; Wu *et al.*, 1998). Pour une population âgée, une seule étude a quantifié l'efficacité de la force résultante à la roue. Aissaoui *et al.* (2002) ont dénoté une efficacité d'environ 42 % chez des personnes âgées de 65 ans et plus afin de maintenir une vitesse de 1 m/s.

Le Tableau 1.3 résume les différentes études ayant calculé FEF ou MEF. Wu *et al.* (1998) ainsi que Boninger *et al.* (1997b) voient cette faible proportion de force tangentielle comme résultant d'une force totale à la roue mal orientée. Cependant, pour Veeger (1999), la direction de la force à la roue, donc son efficacité, est la meilleure possible étant donné les chargements imposés par l'interface usager-FR.

Tableau 1.3

Tableau récapitulatif des valeurs maximales de FEF et MEF dans les différentes études

Études	Population	Vitesse	Charge externe (W)	*FEF (%)*	*MEF (%)*
Dallmeijer *et al.* (1998)	Paraplégiques (N = 12)	1.11 m/s	26-45	51	ND
Boninger *et al.* (1997b)	Paraplégiques (N = 6)	1.3 m/s	14	ND	52
Boninger *et al.* (1999)	Paraplégiques (N = 34)	0.9 m/s 1.8 m/s	ND	ND	26 21
Kotajarvi *et al.* (2004)	Paraplégiques (N = 13)	1.5 m/s	ND	55	ND
Robertson *et al.* (1996)	Paraplégiques (N = 4)	0.89 m/s	ND	ND	73
Veeger (1992)	Non-utilisateurs (N = 9)	0.83 m/s	19	71	ND
Aissaoui *et al.* (2002)	Âgées (N = 15)	1 m/s	22	ND	42

* ND = non disponible

La plupart des résultats expérimentaux démontrent que les forces appliquées par les sujets à la roue ne sont pas orientées tangentiellement à la roue (Aissaoui *et al.*, 2002, ; Boninger *et al.*, 1999, ; Boninger *et al.*, 1997b, ; Dallmeijer *et al.*, 1998, ; Kotajarvi *et al.*, 2004, ; Robertson *et al.*, 1996, ; Veeger *et al.*, 1992). Boninger *et al.* (2003) ont émis l'hypothèse qu'une force résultante à la roue avec une plus grande composante radiale serait transmise à l'humérus et pourrait induire un déplacement supérieur de la tête humérale dans la cavité glénoïdale. L'orientation de la force à la roue peut avoir une influence sur les mécanismes de blessure à l'épaule. En conséquence, il est primordial de déterminer si l'orientation de la force est optimale pour l'usager et si elle peut être modifiée. Rozendaal *et al.* (2003) ont tenté d'expliquer expérimentalement la grande proportion de force radiale lors de la propulsion en FR. Les auteurs ont défini un ratio qui exprime la balance entre l'efficacité et le coût de la propulsion au niveau des articulations du coude et de l'épaule. Grâce à ce ratio, il est possible de déterminer une orientation de la force qui serait idéale pour l'usager. Les

résultats démontrent que chez les neuf sujets paraplégiques étudiés, l'orientation de la force expérimentale est en accord avec l'orientation prédite par le ratio pour le milieu et la fin du cycle de poussée. Au début du cycle de poussée, le ratio prédit une force qui serait orientée vers le haut alors qu'expérimentalement, la force est dirigée vers le bas. Les auteurs concluent qu'il faut interpréter la grande proportion de force radiale comme le meilleur compromis possible de la part du système musculosquelettique étant donné les chargements imposés par le FR. Ceci pourrait contribuer au haut coût énergétique et également à l'incidence élevée de blessures à l'épaule (Rozendaal *et al.*, 2003).

Veeger (1999) a démontré à l'aide d'un modèle quasi-statique que pour produire une force tangentielle au sommet de la roue, un conflit au niveau du coude surviendrait (Figure 1.9). Pour une force dirigée tangentielle à la roue, un moment de flexion serait nécessaire au coude pendant que le coude serait en extension. Donc, les fléchisseurs doivent fournir un effort contre un étirement ce qui n'est pas efficace. De plus, une force dirigée tangente à la roue augmentera le bras de levier entre l'épaule et la force résultante à la roue. Le moment généré sera donc plus important au niveau de l'articulation gléno humérale. Le vecteur de la force totale doit donc être contenu dans le segment du bras afin de minimiser les efforts à l'épaule (Aissaoui *et al.*, 2002, ; Veeger, 1999). Une réduction des efforts à l'épaule est importante, car des chargements plus élevés lors de la propulsion ont récemment été liées à la présence de pathologies au niveau de l'épaule (Mercer *et al.*, 2006).

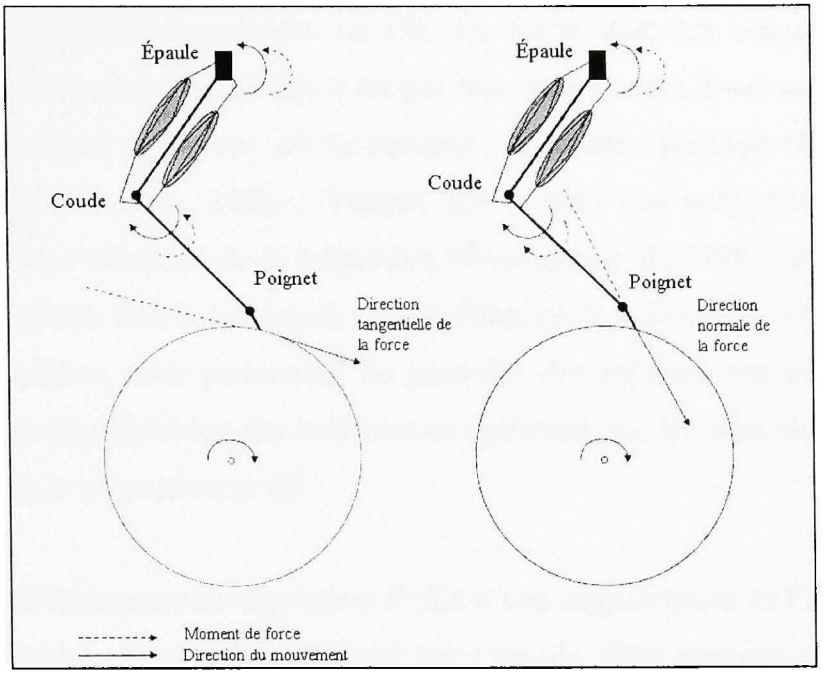


Figure 1.9 ***La relation entre la direction de la force à la roue et le moment généré par le coude.***
(Adapté de Vanlandewijck et al. (2001))

Source : Cette figure a été adaptée de l'article de M. Yves Vanlandewijck, Daniel Theisen et Dan Daly, *Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports,* p. 351, provenant de *Sports Medicine,* vol. 31, n° 5.

Dans une tentative d'entraîner des non-utilisateurs de FR à propulser selon une meilleure efficacité, de Groot *et al.* (2002) ont démontré qu'il était possible d'améliorer substantiellement la FEF. Cependant, les sujets qui propulsaient avec une FEF plus élevée avaient un coût physiologique plus élevé. Les auteurs ne purent fournir d'information quant aux chargements subis par les articulations du membre supérieur face à cette augmentation de la FEF. Ambrosio *et al.* (2005) ont tenté d'établir une corrélation entre l'efficacité de la force à la roue lors de la propulsion et les moments isométriques mesurés avant la propulsion. Les résultats n'ont démontré aucune corrélation entre ces deux paramètres. La limite majeure de cette étude est que les moments n'étaient pas mesurés lors de la propulsion mais bien avant. Ceci ne permet pas la généralisation des résultats à la condition

dynamique de la propulsion manuelle en FR. La façon dont les usagers choisissent d'orienter la force à la roue (efficacité) n'est pas très bien connue. Pour certains auteurs, l'orientation de la force à la roue est le meilleur compromis possible étant donné les contraintes (Rozendaal *et al.*, 2003, ; Veeger, 1999) alors que pour d'autres, il serait possible d'améliorer l'efficacité de la propulsion (Boninger *et al.*, 1998, ; de Groot *et al.*, 2002, ; Wu *et al.*, 1998). Établir la relation entre l'efficacité de la force à la roue et les forces et moments articulaires nous permettrait de posséder des informations supplémentaires quant à la stratégie de propulsion des individus et également sur les possibles mécanismes de blessures lors de la propulsion en FR.

Également, il serait intéressant de déterminer l'effet d'une augmentation de l'efficacité de la force à la roue sur les chargements soutenus par l'épaule. Ceci permettrait d'augmenter l'efficacité de la propulsion sans risque pour l'usager de développer des pathologies à l'épaule. Toutefois, améliorer l'efficacité de la force à la roue n'est pas une tâche évidente. Deux études (de Groot *et al.*, 2002, ; Kotajarvi *et al.*, 2006) ont tenté d'entraîner des individus à augmenter l'efficacité de la force à la roue à l'aide de feedbacks visuels. Le feedback consistait à représenter l'efficacité de la force à la roue par une ligne variant en horizontal sur un écran d'ordinateur. Les résultats démontrent qu'il a été possible d'améliorer substantiellement l'efficacité pour une population non utilisatrice de FR (de Groot *et al.*, 2002). Cependant, pour des sujets paraplégiques, l'entraînement par feedback visuel ne s'est pas avéré efficace (Kotajarvi *et al.*, 2006). Donc, les résultats concernant l'entraînement par feedback visuel sont mitigés. De plus, dans les deux études, aucune information n'était disponible quant à la rétention à long terme de l'entraînement par feedback visuel de la force à la roue. Donc, des paramètres plus faciles à modifier et dont l'influence sur l'orientation de la force à la roue est connue faciliteraient la tâche. Aissaoui et Arabi (2004) ont émis l'hypothèse que les patrons de propulsion en FR influenceraient la production de forces ainsi que les chargements subis par les articulations.

1.4.6. Les patrons de propulsion et les paramètres biomécaniques de la propulsion

Les études ayant analysé les patrons de propulsion chez différentes populations ont tenté de déterminer s'il existait des différences entre les patrons au point de vue physiologique et également mécanique. Sanderson et Sommer (1985) affirment que le patron de pompage ne serait pas idéal étant donné les changements brusques de direction ce qui nécessiterait un contrôle neuromusculaire élevé afin de freiner l'épaule et de recommencer un nouveau cycle. Quant au patron circulaire, il serait plus avantageux étant donné la phase de poussée prolongée ce qui permettrait d'appliquer une force sur une plus grande période de temps.

Shimada *et al.* (1998) ont étudié les amplitudes et accélérations articulaires à l'épaule et au coude, la fraction mécanique de la force effective (MEF) et le temps passé à propulser le FR entre les trois patrons identifiés chez sept sujets paraplégiques. Les auteurs ont noté que le patron SC avait des accélérations angulaires au niveau de l'épaule et du coude plus basses que les autres patrons. De plus, l'amplitude de mouvement était plus grande pour le patron SC. Les auteurs suggèrent que les accélérations plus basses pour le patron SC réduiraient le risque de blessure aux articulations. Les résultats démontrent que le temps de propulsion pour le patron SC était plus élevé que les autres patrons. Il n'y avait cependant pas de différence entre les patrons au niveau de l'efficacité mécanique ; si ce n'est que le patron SC tend à être plus efficace. Shimada *et al.* (1998) concluent que le patron SC serait le plus efficace étant donné la plus basse accélération articulaire et l'augmentation du temps passé à propulser le FR comparativement aux autres patrons.

Boninger *et al.* (2002) ont évalué les variables cinétiques à la roue entre les quatre patrons de propulsion définis plus haut chez les 38 sujets paraplégiques. Aucune différence significative ne fut rapportée concernant l'amplitude des forces à la roue. L'efficacité, définie par MEF, ne différait pas entre les patrons. Cependant, les patrons DLOP et SC avaient la cadence la plus basse comparativement à pompage et SLOP. De plus, les patrons pompage et SC avaient le temps de propulsion le plus élevé comparativement au patron

SLOP et DLOP. Ces observations concordent bien avec les résultats de Shimada *et al.* (1998). Les auteurs expliquent pourquoi ils n'ont pas trouvé de différences entre les patrons au niveau de la cinétique à la roue par le fait que pour tous les patrons de propulsion, la main doit suivre la roue pour fournir l'effort. Donc, il est normal que les forces générées soient semblables. Les auteurs concluent que le patron SC serait le plus avantageux étant donné qu'il n'y a pas de changement brusque de direction, que le temps de poussée est plus élevé, que la cadence est plus basse et qu'il y a moins de contact avec la roue pour maintenir la même vitesse.

Richter *et al.* (2007) ont comparé la vitesse de propulsion, le maximum de l'amplitude de la force résultante à la roue, l'angle de poussée et la fréquence de poussée pour différents patrons de propulsion. Les résultats n'ont démontré aucune différence au niveau des paramètres étudiés entre les patrons pompage, SLOP et DLOP. Les auteurs suggèrent que le fait de ne pas avoir trouvé de différence serait dû aux conditions expérimentales. Dans cette étude, Richter *et al.* (2007) ont évalué les sujets paraplégiques sur un tapis roulant simulant donc une propulsion plus réelle comparativement aux autres études ayant utilisé un ergomètre expérimental.

De Groot *et al.* (2004) ont évalué l'efficacité mécanique (ME) de la propulsion, définie par les échanges gazeux, pour quatre patrons de propulsion différents chez 24 sujets non utilisateur de FR. L'expérimentation consistait à imposer trois patrons de propulsion (semi-circulaire, simple boucle et pompage ou « arcing »), à tour de rôle, aux sujets. Le quatrième patron était choisi librement par le sujet (« libre »). Les résultats démontrent que pour des sujets inexpérimentés, la technique « libre » s'apparentait à celle de pompage chez la majorité des sujets.

Les auteurs (de Groot *et al.*, 2004) démontrent également que le patron pompage est le plus efficace au point de vue énergétique comparativement au semi circulaire qui serait le moins

efficace. Ces données ne viennent pas corroborer les conclusions de (Boninger *et al.*, 2002, ; Shimada *et al.*, 1998) qui affirmaient que le patron semi-circulaire était le plus favorable.

Quelques limitations peuvent être soulevées quant à l'étude de de Groot *et al.* (2004). Premièrement, les patrons étudiés étaient imposés aux sujets. Ceci risque de ne pas représenter entièrement des conditions réelles de propulsion. De plus, les sujets étudiés n'étaient pas des utilisateurs de FR, il est donc difficile de généraliser ces résultats à une population utilisatrice de FR.

Il n'y a présentement pas de consensus sur un patron qui serait « idéal » d'un point vue mécanique (i.e. paramètres cinétiques) et énergétique pour les utilisateurs de FR. Toutefois, en 2005, le *Consortium for Spinal Cord Medicine* (2005) a émis des recommandations cliniques quant au patron de propulsion à utiliser lors de la propulsion manuelle. Le groupe préconise de propulser selon la technique SC. Ces recommandations sont basées sur les résultats des travaux de Boninger *et al.* (2002) et Shimada *et al.* (1998). Tel que mentionné plus haut, le plus grand temps passé à propulser le FR (Boninger *et al.*, 2002) et les accélérations angulaires plus basses à l'épaule (Shimada *et al.*, 1998) seraient avantageux pour l'usager de FR. Des variations dans l'accélération angulaire des segments suggèrent que la cinétique au niveau de l'épaule pourrait être différente entre les patrons étant donné que les équations de dynamique inverse sont dépendantes en partie des accélérations angulaires articulaires. Jusqu'à présent, aucune étude n'a estimé les chargements soutenus par l'épaule pour différents patrons de propulsion. L'épaule est le principal moteur lors de la propulsion et est également l'articulation la plus touchée par les pathologies découlant de l'utilisation d'un FR (voir section 1.2.1). Établir le lien entre les patrons de propulsion et les chargements soutenus par l'épaule fournirait des informations pertinentes quant à la biomécanique de la propulsion en FR. Également, un patron qui permettrait de réduire les chargements à l'épaule pour les mêmes conditions externes serait avantageux pour les utilisateurs de FR.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBLECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE

2.1. Problématique

Dans la recension des écrits, il a été possible de constater qu'un nombre élevé d'utilisateurs de FR est présent dans la population et que la majorité (> 50 %) de ces derniers est âgée de plus de 65 ans. De plus, les utilisateurs de FR sont fortement à risque de développer des pathologies ainsi que des douleurs au niveau du membre supérieur, particulièrement à l'épaule. Ce haut taux de prévalence peut s'expliquer en partie par les chargements répétitifs et élevés produits par la propulsion manuelle en FR. Les personnes restreintes à un FR possèdent déjà une mobilité réduite. Des douleurs ou bien des pathologies aux membres supérieurs affectent grandement l'indépendance que l'utilisation d'un FR leur fournit. Il est donc primordial de déterminer des paramètres qui réduiraient ces chargements et, par le fait même, diminueraient les risques de pathologies à l'épaule pour ces personnes.

2.2. Objectifs et hypothèses de recherche

À la lumière des informations recensées dans la littérature, le présent à travail a comme objectif principal d'estimer les chargements soutenus par l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant chez une population âgée et de déterminer si des paramètres peuvent modifier ces chargements. À partir de cet objectif principal, trois hypothèses de recherche ont été posées :

H1 : Varier l'angle entre le siège et le dossier et l'angle de bascule tout en maintenant la position de l'axe de la roue constante par rapport à la morphologie de l'usager n'augmenteront pas les chargements au niveau de l'épaule estimés par les moments articulaires.

H2 : I l est possible d'augmenter l'efficacité de la force à la roue sans augmenter significativement les chargements à l'épaule estimés par les moments articulaires.

H3 : Les chargements à l'épaule, estimés par les moments articulaires, sont dépendants du patron de propulsion.

Afin d'étudier et de répondre aux hypothèses de recherche mentionnées plus haut, quatre objectifs spécifiques ont été proposés. Premièrement, déterminer l'effet de la variation de l'angle d'assise sur les chargements à l'épaule estimés par les forces et moments articulaires. Cette étude favoriserait un positionnement optimal des usagers dans leur fauteuil.

Deuxièmement, nous allons tenter de déterminer s'il existe une relation entre l'efficacité de la force à la roue et les chargements soutenus par l'épaule lors de la propulsion en FR. Connaître la relation entre l'efficacité de la force à la roue et les chargements à l'épaule nous permettrait de posséder des informations supplémentaires quant à la stratégie de propulsion des individus et également sur les possibles mécanismes de blessures lors de la propulsion en FR.

Troisièmement, nous allons déterminer l'effet de modifier l'efficacité d'une force donnée sur les chargements à l'épaule chez un même utilisateur de FR. Ceci permettrait d'établir s'il est possible d'augmenter l'efficacité de la propulsion. Une plus grande efficacité de la force à la roue permettrait aux usagers de réduire le nombre de poussées pour parcourir la même distance sans augmenter les chargements à l'épaule et par le fait même le potentiel de blessure.

Quatrièmement, sachant que l'efficacité de la force à la roue influence les chargements à l'épaule et que les patrons de propulsion influencent la direction de la force résultante à la

roue, nous voulons déterminer l'effet de différents patrons de propulsion sur les forces et moments articulaires. Cette étude nous fournira des informations pertinentes sur la mécanique de la propulsion. De plus, avec résultats à l'appui, il serait possible de proposer un patron qui serait adéquat pour les usagers au niveau de l'épaule (i.e., réduire les chargements pour les mêmes conditions externes).

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Population expérimentale

Les données utilisées dans le cadre de ce travail proviennent d'une expérience réalisée antérieurement et dont les premiers résultats ont été publiés dans Aissaoui *et al.* (2002). La population expérimentale comptait 15 sujets (Tableau 3.1; 7 femmes (F) et 8 hommes (H)) qui furent recrutés à l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal. Le Tableau 3.1 résume les caractéristiques des participants. La moyenne d'âge était de 68.2 ± 5.2 ans, le poids moyen était de 68.9 ± 15.7 kg et la taille moyenne correspondait à 1.64 ± 0.09 m. Les conditions médicales associées à l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel (FR) étaient diverses à travers la population expérimentale. Les diagnostics étaient : poliomyélite (N = 4), paraplégie (niveau de lésion > T3; N = 2), amputation d'un ou des membres inférieurs (N = 7), paraparésie (N = 1) et sclérose en plaques (N = 1).

Tableau 3.1

Caractéristiques de la population expérimentale

	Âge	Taille (m)	Poids (kg)	Sexe	Diagnostique
S1	68	1.42	54.55	F	Poliomyélite
S2	66	1.80	85.91	H	Paraplégie T12
S3	66	1.63	57.73	H	Amputation tibiale bilatérale
S4	65	1.73	77.27	H	Amputation sous-condylienne droite
S5	60	1.73	75.00	H	Paraplégie T3
S6	70	1.70	64.00	H	Amputation fémorale droite & tibiale gauche
S7	76	1.58	83.18	F	Paraparésie d'origine X
S8	64	1.63	88.64	F	Poliomyélite
S9	66	1.73	90.91	H	Amputation tibiale droite
S10	69	1.68	70.45	H	Poliomyélite
S11	63	1.68	50.00	F	Sclérose en plaques
S12	77	1.68	47.73	H	Amputation fémorale droite
S13	77	1.55	52.27	F	Amputation fémorale droite
S14	69	1.58	79.09	F	Poliomyélite
S15	69	1.55	52.27	F	Amputation fémorale
Moy (ÉT)	68.21 (5.22)	1.64 (0.09)	68.93 (15.86)	8 H, 7F	

3.2 Critères d'inclusion

Afin de participer à l'étude les sujets devaient :

- être capable de propulser un FR sur une base journalière, de façon autonome et avec les deux mains de façon synchrone;
- ne pas avoir un historique de plaies de pression ou d'escarres depuis un an;
- être capable de propulser le FR sur une distance de six mètres en 30 secondes;

- avoir les capacités physiques lui permettant de participer à l'évaluation d'une durée approximative de 1 heure 30 minutes;
- ne pas présenter de douleurs au niveau des articulations des membres supérieurs;
- présenter des fonctions cognitives préservées, afin d'être en mesure de comprendre les consignes leur étant adressées;
- signer le formulaire de consentement avant le début de l'expérimentation.

Tous les sujets qui ne répondaient pas aux critères mentionnés précédemment furent exclus de l'étude.

3.3 Caractéristiques du fauteuil roulant

Le fauteuil utilisé dans cette expérimentation est de type Prima (Orthofab, Québec, Canada) et a été utilisé par tous les sujets dans les différentes conditions expérimentales. Le fauteuil fut modifié de façon à ce que l'axe des roues arrière du fauteuil soit réglable sur l'horizontal et que la hauteur du siège puisse être modifiée. Le dossier ainsi que le siège étaient indépendants l'un de l'autre. Ainsi, il était possible de modifier l'angle entre le siège et le dossier et/ou celui entre le siège et l'horizontal dépendamment de la condition expérimentale.

La roue droite du fauteuil fut remplacée par une roue instrumentée de jauges de contrainte, la SMART^{Wheel} (Three Rivers Holdings LLC, Mesa, AZ). Cette dernière nous permet de mesurer les forces ainsi que les moments en trois dimensions appliqués par la main lors de la propulsion à une fréquence d'échantillonnage de 240 Hz (Asato *et al.*, 1993). La SMART^{Wheel} mesure les forces et les moments à la roue avec une précision de 1.2 N et 0.6 Nm respectivement (Cooper *et al.*, 1997a). La linéarité du système est de 98.9 % et 99.1 % pour les forces et les moments (Cooper *et al.*, 1997a). Les caractéristiques de la SMART^{Wheel} sont données dans le Tableau 3.2.

Tableau 3.2

Caractéristiques de la SMART^{Wheel}
(Adaptée de Cooper *et al.* (1997a))

Propriété	Forces	Moments	Angle de la roue	Fréquence naturelle
Linéarité	98.9 %	99.1 %	ND	ND
Plage de valeurs	± 155 N	± 77 Nm	0 – 360°	ND
Précision	1.2 N	0.6 Nm	0.36°	ND
Résolution	1.7 N	1 Nm	0.36°	ND
Non-linéarité indépendante	1.1 %	0.9 %	ND	ND
Plan sagittal	ND	ND	ND	150 Hz
Plan transverse				100 Hz

ND : Non Disponible

Source : Ce tableau a été adapté de l'article de M. Rory A. Cooper, M. Michael L. Boninger, M. David P. Van Sickle, M. Rick N. Robertson et M. Sean D. Shimada, *Uncertainty analysis for wheelchair propulsion dynamics*, p. 135, provenant de *IEEE Transaction on Rehabilitaion engineering*, vol. 5, n° 2

Le fauteuil fut ensuite installé sur un ergomètre expérimental (Figure 3.1). Les deux roues arrière du fauteuil reposaient sur un système de rouleaux qui permettait d'imposer la friction désirée. Les deux roues avant étaient quant à elles fixées sur une plate-forme afin de maintenir le fauteuil en position stable.

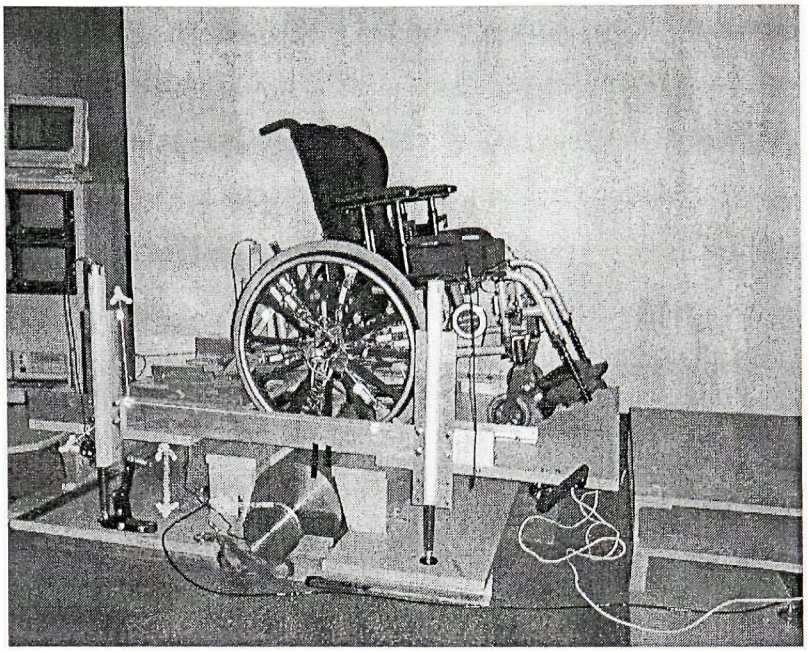


Figure 3.1 ***Ergomètre expérimental ainsi que le fauteuil roulant manuel utilisés.***

3.4 Procédure expérimentale

La longueur, le poids ainsi que la circonférence des membres supérieurs (bras, avant-bras et main) de chacun des sujets étaient pris avant le début de l'expérimentation. Le sujet s'installait dans le fauteuil qui était situé sur l'ergomètre expérimental. Des combinaisons de trois angles de siège-dossier (Figure 3.2; ASD : 95, 100 et 105 degrés) et de trois angles de bascule (Figure 3.2; ABA : 0, 5, 10 degrés) furent utilisées. Neufs configurations furent évaluées (3 ASD x 3 ABA) de façon aléatoire et chacune deux fois. La position horizontale de l'axe de la roue était située 4 cm en avant du marqueur de l'acromion. La hauteur du siège fut déterminée lorsque le sujet posait sa main sur la partie la plus supérieure du cerceau et que l'angle du coude était de 120° (180° représente une extension complète). La position horizontale et verticale de l'axe de la roue était ajustée après que les angles du siège soient ajustés, et ce, pour chaque condition.

Une fois que la configuration désirée fut mise en place, le sujet commença à propulser le fauteuil sur l'ergomètre. Il devait atteindre une vitesse linéaire entre 0.96 et 1.01 m/s afin que l'essai soit valide. Un ergothérapeute s'assurait que la vitesse soit bel et bien maintenue en mesurant la vélocité grâce à un cyclomètre (Bell-8 Cyclometer, Bell Sports, Canada) et en fournissant des retours verbaux lorsque la vitesse n'était pas dans les limites. Par la suite, lorsque le sujet maintenait la vitesse désirée pour une minute, les enregistrements de la cinématique et de la cinétique étaient synchronisés et démarrés pour une durée de 10 secondes. L'essai se terminait après l'enregistrement. Une période de repos de quatre minutes entre chaque essai était appliquée afin d'éliminer la fatigue.

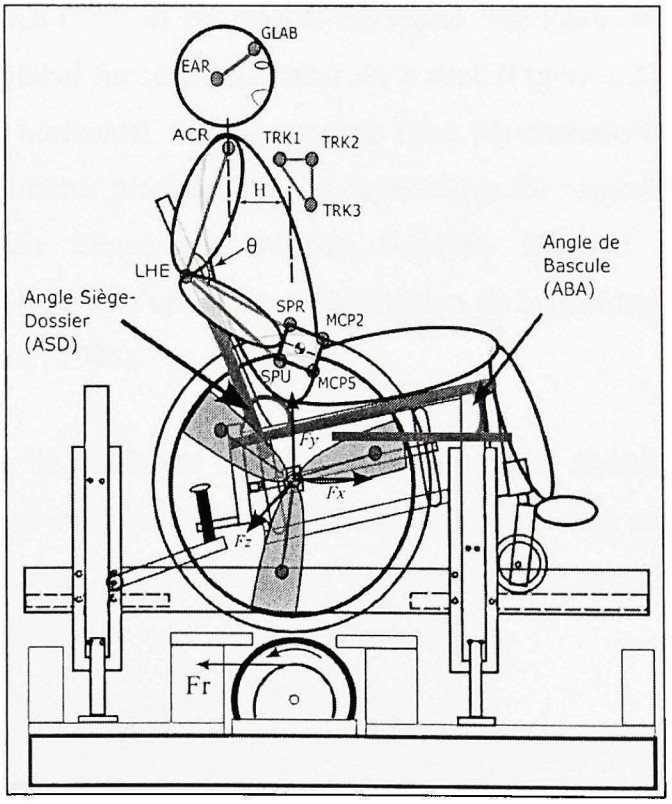


Figure 3.2 ***Représentation des angles de siège-dossier (ASD) et des angles de bascule (ABA).***
La position verticale ($\theta = 120^{o}$) et horizontale (H = 4 cm) de l'axe de la roue est également démontrée. L'emplacement des 15 marqueurs réfléchissants est démontré par les points.

3.5 Mesure de la cinématique et de la cinétique de la propulsion

L'enregistrement de la cinématique s'est effectué à partir de 15 marqueurs réfléchissants qui furent apposés sur des repères anatomiques précis (Figure 3.2). Il y avait un marqueur sur la glabelle de l'os frontal (Figure 3.2; GLAB), un sur l'oreille droite (Figure 3.2; EAR), trois marqueurs disposés sur une structure rigide fixée au tronc (Figure 3.2; TRK1, TRK2 et TRK3), un sur l'acromion droit (Figure 3.2; ACR), un sur l'épicondyle latéral de l'humérus droit (Figure 3.2; LHE), un sur chacun des processus styloïde de l'ulna (Figure 3.2; SPU) et du radius (Figure 3.2; SPR) et chacun un sur la tête du 2ème (Figure 3.2; MCP2) et 5ème métacarpe (Figure 3.2; MCP5) de la main droite. Un marqueur fut placé sur chacun des trois faisceaux de la SMART^{Wheel} et un dernier marqueur sur l'axe de rotation de la roue. L'origine du repère global fut située au centre de la roue (Figure 3.2). L'axe x était orienté vers l'avant sur l'axe horizontal, l'axe y contenait l'axe gravitationnel et était orienté vers le haut et l'axe z était orienté médialement. La cinématique fut recueillie grâce à un système d'acquisition en trois dimensions (Motion Analysis System) avec une fréquence d'échantillonnage de 60 Hz. L'erreur de reconstruction de la position des marqueurs est de 2.5 mm (Aissaoui *et al.*, 1996).

L'enregistrement de la cinétique fut réalisé grâce à la SMART^{Wheel}. Les mesures comprennent les forces ainsi que les moments de réaction à la roue en trois dimensions (*Fx, Fy, Fz, Mx, My* et *Mz*). L'enregistrement de la cinétique s'est fait à une fréquence d'échantillonnage de 240 Hz.

Les moments mesurés par la SMART^{Wheel} sont en fait la somme des moments créés par la main à la jante de la roue et les moments créés par les forces appliquées à la jante de la roue (Cooper *et al.*, 1996). Donc, pour obtenir les moments créés par la main, une transformation des moments obtenus par la SMART^{Wheel} est nécessaire. Les moments créés par la main (Mh_x, Mh_y et Mh_z) sont obtenus par la différence entre les moments mesurés par la SMART^{Wheel} (M_x, M_y et M_z) et les moments créés par les forces appliqués à la jante de la

roue (MF_x, MF_y et MF_z) (Veeger *et al.*, 1991). Voici les équations utilisées pour obtenir les moments créés par la main à la roue :

$$\begin{bmatrix} MF_x \\ MF_y \\ MF_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -F_z & F_y \\ F_z & 0 & -F_x \\ -F_y & F_x & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r \cdot \cos(\alpha) \\ r \cdot \sin(\alpha) \\ 0 \end{bmatrix} \tag{3.1}$$

$$\begin{bmatrix} Mh_x \\ Mh_y \\ Mh_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} MF_x \\ MF_y \\ MF_z \end{bmatrix} \tag{3.2}$$

Dans l'équation (3.1), les variables F représentent les forces (x, y et z) mesurées par la SMART^{Wheel}. La variable r représente le bras de levier dans le plan sagittal entre le centre de la roue (endroit où les forces sont mesurées) et le point d'application de la force tandis que α est l'angle entre le point d'application de la force et l'horizontal. Le bras de levier en z est 0, car nous assumons qu'il n'y en a pas pour la force médio-latérale. Finalement, les données cinématiques et cinétiques furent synchronisées et enregistrées simultanément.

3.6 Traitement des données

3.6.1 Filtrage

Les données cinématiques et cinétiques furent filtrées grâce à un filtre numérique passe-bas Butterworth de deuxième ordre. La fréquence de coupure afin de filtrer chaque marqueur et donnée cinétique fut déterminée de façon automatique. La méthode utilisée pour déterminer les fréquences de coupure est celle proposée par Cappello *et al.* (1996) qui consiste à analyser la fonction d'autocorrélation des résidus (différence entre le signal filtré et original) pour différentes fréquences de coupure. Donc, pour chaque fréquence de coupure allant de 0 à la fréquence d'échantillonnage divisé par 2 (fréquence de Nyquist), la fonction

d'autocorrélation des résidus sera calculée. La fréquence de coupure optimale pour le marqueur ou la donnée cinétique égale à celle pour laquelle la fonction d'autocorrélation des résidus est minimale.

3.6.2 Modèle de dynamique inverse

Le modèle de dynamique inverse utilisé dans cette expérimentation fut celui développé par Dumas *et al.* (2004) qui utilise la formulation des torseurs (Figure 3.3; W_i) et l'algèbre des quaternions. Les entrées nécessaires à ce modèle sont les données anthropométriques, la position des segments dans l'espace (cinématique) et la cinétique mesurée à la jante de la roue. Ce modèle a l'avantage d'éviter le calcul séquentiel des angles articulaires préalable au calcul des forces et moments articulaires. L'utilisation des torseurs permet de calculer les forces et les moments dans une seule étape contrairement aux algorithmes qui calculent d'abord la force articulaire pour ensuite calculer le moment. Le torseur est exprimé à un point et dans un repère défini et est un vecteur six dimensions regroupant les composantes des forces et des moments. La Figure 3.3 présente un diagramme des corps libres ainsi que la notation des torseurs. Les forces et les moments au point proximal ($W_i^{proximal}(P_i)$) du segment (i) sont obtenus par la somme des forces et moments au point distal ($W_i^{distal}(D_i)$), d'une composante dynamique ($W_i^{dynamique}$) et du poids du segment (W_i^{poids}) agissant au centre de masse (C_i). Les forces et les moments au point distal ($W_i^{distal}(D_i)$) sont obtenus, par le principe d'action-réaction, en inversant les forces et les moments au point proximal du segment adjacent ($-W_i^{proximal}(P_{i-1})$).

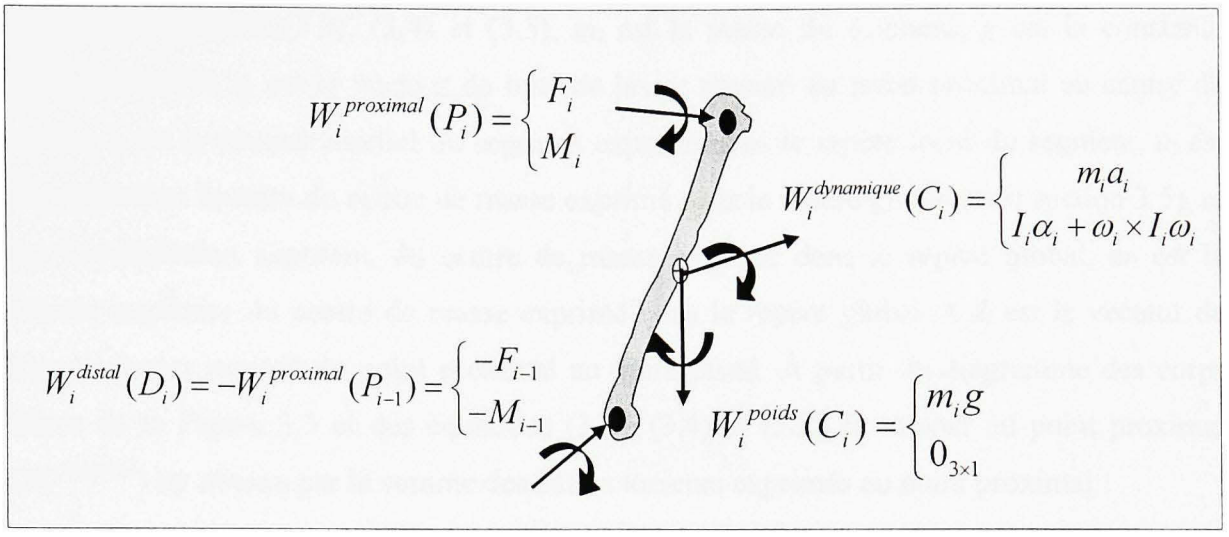


Figure 3.3 ***Diagramme des corps libres et notation des torseurs de la dynamique inverse.***

Pour obtenir les forces et moments au point proximal, les torseurs exprimés en d'autres points doivent être transformés au point proximal. Une des propriétés des torseurs est que lorsqu'il y a ce type de transformation (ex. : transformation du torseur distal en proximal) le produit croisé entre le bras de levier et de la force appliquée au point doit être ajouté à la partie moment du torseur. Voici les transformations des trois torseurs de la Figure 3.3 en proximal (P_i) :

$$W_i^{poids}(P_i) = \begin{cases} m_i g \\ 0_{3\times1} + c_i \times m_i g \end{cases} \tag{3.3}$$

$$W_i^{dynamique}(P_i) = \begin{cases} m_i a_i \\ I_i \alpha_i + \omega_i \times I_i \omega_i + c_i \times m_i a_i \end{cases} \tag{3.4}$$

$$W_i^{distal}(P_i) = \begin{cases} -F_{i-1} \\ -M_{i-1} - d_i \times F_{i-1} \end{cases} \tag{3.5}$$

Dans les équations (3.3), (3.4) et (3.5), m_i est la masse du segment, g est la constante gravitationnelle, c_i est le vecteur de bras de levier mesuré du point proximal au centre de masse, I_i est le tenseur inertiel du segment exprimé dans le repère local du segment, a_i est l'accélération linéaire du centre de masse exprimé dans le repère global (voir section 3.5), α_i est l'accélération angulaire du centre de masse exprimé dans le repère global, ω_i est la vitesse angulaire du centre de masse exprimé dans le repère global et d_i est le vecteur de bras de levier mesuré du point proximal au point distal. À partir du diagramme des corps libres de la Figure 3.3 et des équations (3.3), (3.4) et (3.5), le torseur au point proximal ($W_i^{proximal}$) est obtenu par la somme des autres torseurs exprimés au point proximal :

$$W_i^{proximal}(P_i) = W_i^{poids}(P_i) + W_i^{dynamique}(P_i) + W_i^{distal}(P_i) \tag{3.6}$$

Après transformation, l'équation des forces (F_i) et moments (M_i) au point proximal d'un segment se résume comme suit :

$$\begin{bmatrix} F_i \\ M_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_i E_{3\times3} & 0_{3\times3} \\ m_i c_i & I_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_i - g \\ \alpha_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0_{3\times1} \\ \omega_i \times I_i \omega_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} E_{3\times3} & 0_{3\times3} \\ d_i & E_{3\times3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_{i-1} \\ M_{i-1} \end{bmatrix} \tag{3.7}$$

Dans l'équation (3.7), i représente le numéro du segment, E_{3x3} est la matrice identité trois par trois et 0_{3x3} et 0_{3x1} sont une matrice trois par trois et un vecteur trois par un de valeur zéro. Afin de généraliser cette équation, Dumas *et al.* (2004) ont proposé une notation générique des segments (Figure 3.4).

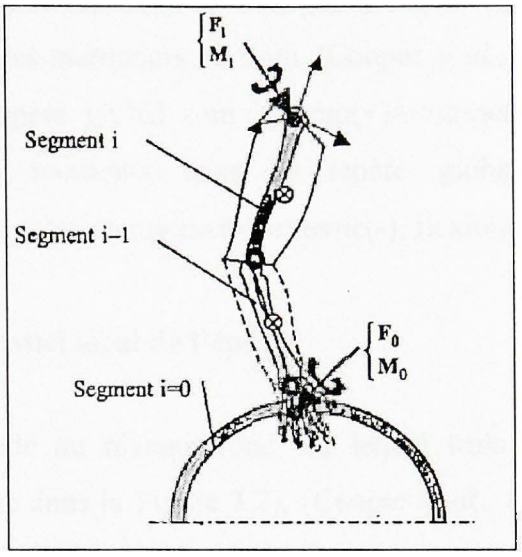


Figure 3.4 ***Notation générique des segments.***
(Tiré de Dumas et al. (2004))

Source : Cette figure a été tirée de l'article de M. Raphaël Dumas, M. Rachid Aissaoui et M. Jacques de Guise, *A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra*, p. 162 provenant de *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 7, n° 3.

Pour la propulsion en fauteuil roulant, le premier segment ($i = 0$) sera la roue. Dans cette formulation, seulement le torseur proximal de chaque segment sera désigné. Nous n'avons pas explicitement besoin du torseur distal étant donné que le principe d'action-réaction est inclus dans l'équation (3.7) (Dumas *et al.*, 2004). Donc, le torseur proximal du segment $i = 0$ sera représenté par les forces et moments mesurés par la roue (F_0, M_0). Les moments agissants à la jante de la roue furent obtenus par la différence entre les moments mesurés par la SMART^{Wheel} et les moments créés par les forces à la jante de la roue (Veeger *et al.*, 1991; voir section 3.5). Le modèle utilise une approche récursive pour estimer la cinétique au poignet, au coude et finalement à l'épaule. Les forces et les moments obtenus au point proximal d'un segment seront donc les forces et les moments distaux du segment suivant.

Les trois segments du membre supérieur (main, avant-bras et bras) furent modélisés comme étant des corps. Les forces et les moments articulaires à l'épaule obtenus à partir du modèle

sont d'abord calculés dans le repère global et, par la suite, exprimés dans un système de référence local défini par les marqueurs au tronc (Cooper *et al.*, 1999). Les forces obtenues par le modèle dans le repère global sont : antéro(+)/postérieur(-), proximo(+)/distale(-), latéro(+)/médial(+). Les moments dans le repère global se décrivent comme : adduction(+)/abduction(-), rotation interne(+)/externe(-), flexion(+)/extension(-).

3.6.3 Système référentiel local de l'épaule

À partir d'un corps rigide au niveau tronc sur lequel trois marqueurs furent apposés (semblable au corps rigide dans la Figure 3.2), (Cooper *et al.*, 1999) ont défini un système référentiel local à l'épaule qui prend en considération les mouvements du tronc. Dans le cadre de notre étude, le système référentiel fut défini grâce aux équations suivantes :

$$\vec{Y}_T = \frac{T\vec{R}K2 - T\vec{R}K3}{\left\| T\vec{R}K2 - T\vec{R}K3 \right\|} \tag{3.8}$$

$$\vec{Z}_T = \vec{Y}_T \times \frac{T\vec{R}K1 - T\vec{R}K2}{\left\| T\vec{R}K1 - T\vec{R}K2 \right\|} \tag{3.9}$$

$$\vec{X}_T = \vec{Y}_T \times \vec{Z}_T \tag{3.10}$$

L'axe X représente la direction antéro-postérieur, Y la direction supério-inférieur et Z médio-latéral. La matrice de rotation du tronc (R_T) est par la suite créée :

$$R_T = \begin{bmatrix} X_{TX} & Y_{TX} & Z_{TX} \\ X_{TY} & Y_{TY} & Z_{TY} \\ X_{TZ} & Y_{TZ} & Z_{TZ} \end{bmatrix} \tag{3.11}$$

Les composantes, dans le repère défini par le tronc, des forces antéro(+)/postérieur(-) et latéro(+)/médial(-) ainsi que les moments articulaires d'adduction(+)/abduction(-), flexion(+)/extension(-) dans le plan sagittal et horizontal sont obtenus en multipliant les forces (F_G) et moments (M_G) obtenus dans le repère global par la matrice de rotation du tronc (R_T).

$$\begin{bmatrix} F_{ANT-POST} \\ F_{TY} \\ F_{MED-LAT} \end{bmatrix} = R_T \cdot \begin{bmatrix} F_{GX} \\ F_{GY} \\ F_{GZ} \end{bmatrix} \tag{3.12}$$

$$\begin{bmatrix} M_{ADD-ABD} \\ M_{FLEX-EXT-HOR} \\ M_{FLEX-EXT-SAG} \end{bmatrix} = R_T \cdot \begin{bmatrix} M_{GX} \\ M_{GY} \\ M_{GZ} \end{bmatrix} \tag{3.13}$$

La force proximo(+)/distale(-) et le moment de rotation interne(+)/externe(-) à l'épaule sont calculés le long de l'axe longitudinal de l'humérus. L'axe longitudinal de l'humérus est obtenu par le vecteur pointant de l'épicondyle latéral de l'humérus droit (LHE) à l'acromion (ACR). La force et le moment sont obtenus en multipliant les forces et moments du repère global (F_G et M_G) par le vecteur unitaire de l'axe de l'humérus (Y_S).

$$\vec{Y}_S = \begin{bmatrix} Y_{SX} & Y_{SY} & Y_{SZ} \end{bmatrix} = \frac{\vec{ACR} - \vec{LHE}}{\left\| \vec{ACR} - \vec{LHE} \right\|} \tag{3.14}$$

$$\begin{bmatrix} F_{PROX-DIST} \end{bmatrix} = \vec{Y}_S \cdot \begin{bmatrix} F_{GX} \\ F_{GY} \\ F_{GZ} \end{bmatrix} \tag{3.15}$$

$$[M_{ROT-INT-EXT}] = \vec{Y}_S \cdot \begin{bmatrix} M_{GX} \\ M_{GY} \\ M_{GZ} \end{bmatrix} \tag{3.16}$$

L'utilisation d'un système référentiel local à l'épaule nous permet de décrire les forces et les moments en terme anatomique et de faciliter la compréhension des termes utilisés (Figure 3.5).

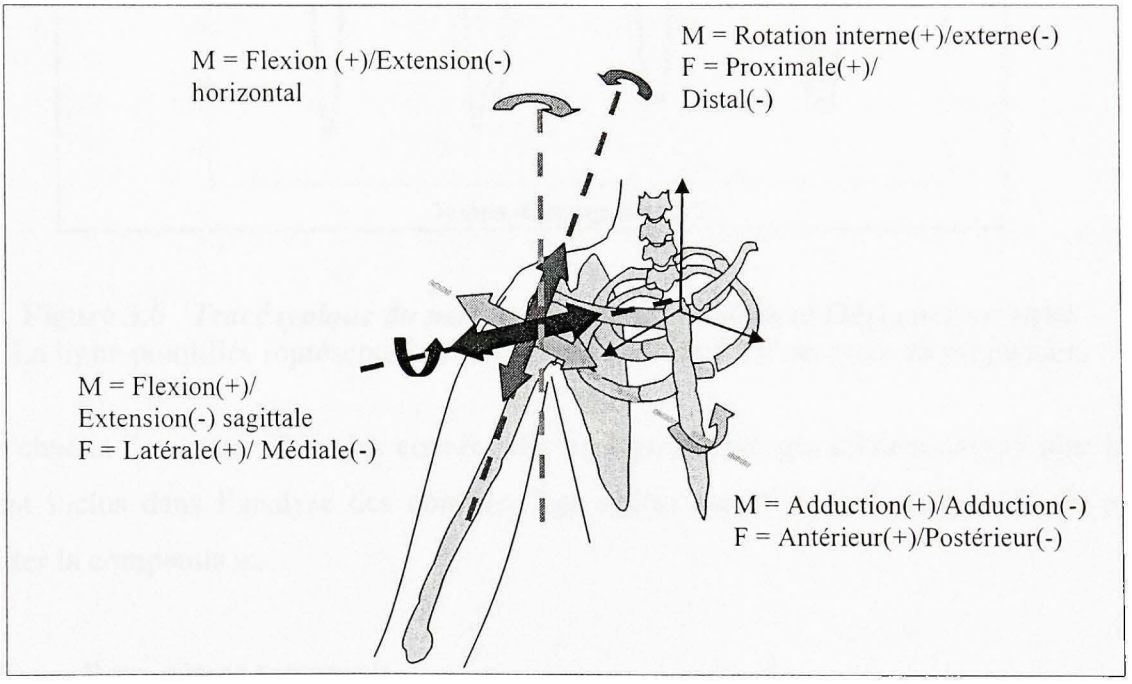


Figure 3.5 ***Représentation du système référentiel local et des forces et moments articulaires à l'épaule.***

3.6.4 Détermination du cycle de propulsion

Le début et la fin du cycle de propulsion sont déterminés à l'aide du moment autour de l'axe *z* (*Mz*) mesuré par la SMART^{Wheel}. Le cycle de propulsion débute lorsque *Mz* dévie de plus de 5 % de la ligne de base et se termine lorsque le signal revient et se maintient en deçà de 5 % de la ligne de base (Figure 3.6).

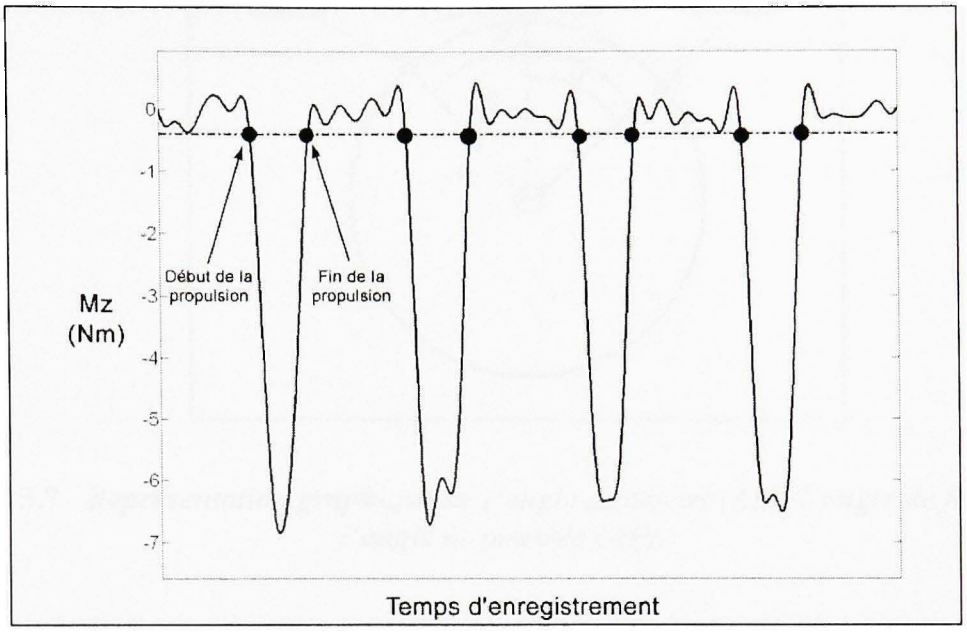


Figure 3.6 ***Tracé typique du moment de rotation à la roue (Mz) chez un sujet.*** La ligne pointillée représente le signal de début et de fin d'un cycle de propulsion.

Pour chacun des essais, 5 cycles consécutifs qui répondaient aux critères décrits plus haut étaient inclus dans l'analyse des données. Les cycles furent normalisés sur 100 % pour faciliter la comparaison.

3.6.5 Paramètres temporels

L'angle de départ correspondait à l'angle entre la position du centre de masse de la main au début de la propulsion ainsi que la verticale (Figure 3.7; AD). L'angle de fin, quant à lui, correspond à l'angle entre la position du centre de masse à la fin de la propulsion et la verticale (Figure 3.7; AF). L'angle de propulsion est obtenu en additionnant les deux angles décrits précédemment (Figure 3.7; AP).

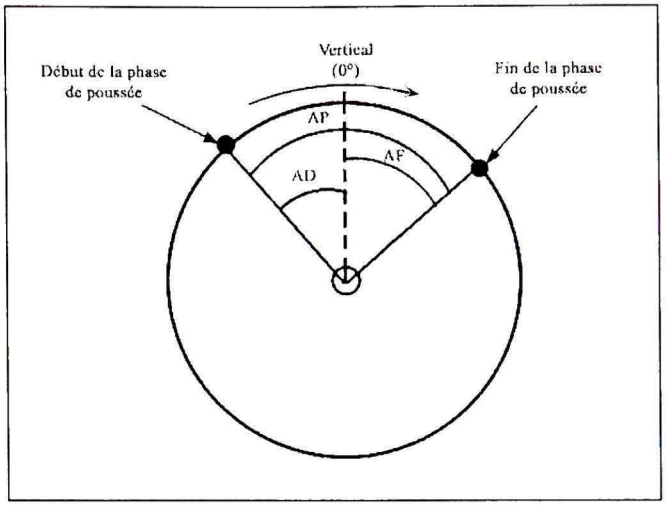


Figure 3.7 ***Représentation graphique de l'angle de départ (AD), l'angle de fin (AF) et l'angle de poussée (AP).***

La fréquence de poussée se décrit comme le nombre de cycle de propulsion par unité de temps (poussée/sec).

3.6.6 Fraction mécanique de la force effective

La fraction mécanique de la force effective (MEF) représente la proportion de la force totale qui contribue à la propulsion. MEF est obtenue par le ratio entre la force tangentielle et la force totale. La force tangentielle (Ftan) est calculée à partir des forces résultantes à la roue et est obtenue par l'équation suivante :

$$Ftan = Fx \cdot \sin(\alpha) - Fy \cdot \cos(\alpha) \tag{3.17}$$

où α représente l'angle entre le point d'application de la force et l'horizontale. Le point d'application de la force fut représenté par le centre de masse et la projection de ce dernier sur la jante de la roue. Le centre de masse fut calculé à partir de la position des quatre marqueurs de la main (Clauser *et al.*, 1969). Le milieu de la distance entre les processus styloïde ulnaire et radial (Figure 3.2; SPU et SPR) ainsi que le milieu de la distance entre le

$2^{ème}$ et $5^{ème}$ métacarpe de la main (Figure 3.2; MCP2 et MCP5) furent calculés. Par la suite, le centre de masse de la main fut situé à 0.506 % de la ligne joignant les deux milieux à partir de la partie proximale (i.e. milieu entre le processus styloïde ulnaire et radial).

La force résultante (Fres) est la somme vectorielle des forces de réaction à la roue (équation (3.18)).

$$Fres = \sqrt{Fx^2 + Fy^2 + Fz^2} \tag{3.18}$$

MEF est donc le ratio entre *Ftan* et *Fres* et est obtenu par l'équation suivante.

$$MEF = Ftan^{2} \cdot Fres^{-2} \tag{3.19}$$

MEF variera de 0 à 1 où 1 signifie que la force totale appliquée à la roue est parfaitement tangentielle à la roue et 0 que la force est appliquée vers le rayon de la roue.

3.6.7 Usage mécanique

L'usage mécanique (MU) correspond au ratio entre la force résultante à la roue lors de la propulsion et la force maximale volontaire (FMV) (équation (3.20)).

$$MU = Fres / FMV \tag{3.20}$$

La FMV fut obtenue avant le premier essai. Le sujet était installé dans le FR qui était élevé d'environ de 5 cm au-dessus de l'ergomètre. Les deux roues étaient bloquées à l'aide de câbles en nylon. Un câble tangent à la roue droite était attaché à une jauge de contrainte (RL20000B-150, Rice Lake Weighing Systems, Rice Lake, Wisconsin). Le sujet avait pour instruction de mettre les deux mains au sommet de chaque roue et de pousser progressivement avec les deux mains pour 5 secondes sans mouvement du tronc jusqu'à ce qu'il atteigne leur maximum. La mesure sur le côté droit fut répétée une seconde fois avec

une pause de deux minutes entre les deux enregistrements. La moyenne des deux enregistrements fut utilisée comme FMV. *Fres* était la moyenne de la force résultante durant la phase de poussée. Le paramètre MU donne des informations quant à l'amplitude de la force résultante à la roue comparée à la capacité physique de l'individu. MU est normalisé et variera entre 0 et 1.

3.7 Analyse et méthode pour répondre au premier objectif

La première hypothèse concerne l'effet de la variation de l'angle d'assise sur les chargements soutenus par le membre supérieur. L'analyse consistait à appliquer le modèle de dynamique inverse à tous les essais (voir section 3.6.2). Pour chaque essai, la moyenne ainsi que le maximum de chaque moment (voir section 3.6.2) furent calculés. Ensuite, nous avons fait la moyenne de la moyenne et du maximum des deux essais par condition donnant une moyenne ainsi qu'un maximum moyen pour la condition expérimentale. L'angle de poussée et la fréquence de poussée furent moyennés sur les deux essais par conditions

3.7.1 Statistiques

Afin de déterminer si le changement dans l'angle siège dossier (Figure 3.2; ASD) et/ou dans l'angle de bascule (Figure 3.2; ABA) avait un effet significatif sur les moments de force ou bien les variables temporelles, une analyse de variance (ANOVA) avec mesures répétées fut effectuée. Les variables indépendantes (facteurs principaux) pour l'analyse furent l'ASD et l'ABA. Les variables dépendantes étaient la moyenne et le maximum moyen de chacun des moments (Adduction, Abduction, Rotation interne et externe, Flexion et Extension dans le plan sagittal et horizontal) ainsi que la moyenne de l'angle de poussée et de la fréquence de poussée. Une différence est significative

lorsque $p < 0.05$. Des analyses de contrastes seront effectuées si un facteur principal ou une interaction entre les facteurs est démontré significatif.

3.8 Analyse et méthode pour répondre au deuxième objectif

Cette étude a pour but de déterminer la relation entre l'efficacité de la force à la roue, définie par MEF, MU et les chargements à l'épaule estimés par les moments articulaires (adduction, abduction, rotation interne et externe, flexion et extension dans le plan sagittal et horizontal). Pour chaque cycle de propulsion, la moyenne de MEF, de MU et de chaque moment sera calculée.

3.8.1 Statistiques

Le coefficient de corrélation de Pearson (r) sera calculé pour toutes les combinaisons de MEF moyen-moment moyen et MU moyen-moment moyen. Une corrélation sera considérée comme statistiquement significative lorsque $p < 0.05$.

3.9 Analyse et méthode pour répondre au troisième objectif

Cette étude a pour but de déterminer si l'orientation de la force à la roue, pour chaque sujet, est la direction optimale. Par le fait même, il sera possible de déterminer s'il y a possibilité d'augmenter l'efficacité de la force à la roue sans que la mise en charge à l'épaule soit considérablement augmentée. L'étude consiste à faire varier l'orientation d'une force donnée à la roue d'inefficace (MEF = 0 %; radiale) à totalement efficace (MEF = 100 %; tangentielle) par incrémentation de 10 %.

La force totale est obtenue par la somme vectorielle des forces agissant à la roue (voir section 1.4.1.2). En connaissant l'amplitude de cette dernière, il est possible de la redistribuer en nouvelles composantes x et y afin de donner une nouvelle orientation de la force à la roue. Lorsque la force est orientée de façon tangentielle à la roue, l'angle (Figure 3.8; θ) entre Fres et le rayon (Figure 3.8; r) est égal à 90° et θ vaut 0° lorsque la force est orientée radialement. L'angle entre la force qui agit sur l'axe des x (Fx) et le rayon (Figure

3.8; γ) peut être connu et ne changera pas pour différentes orientations de Fres. L'angle γ est obtenu en soustrayant α à 180°.

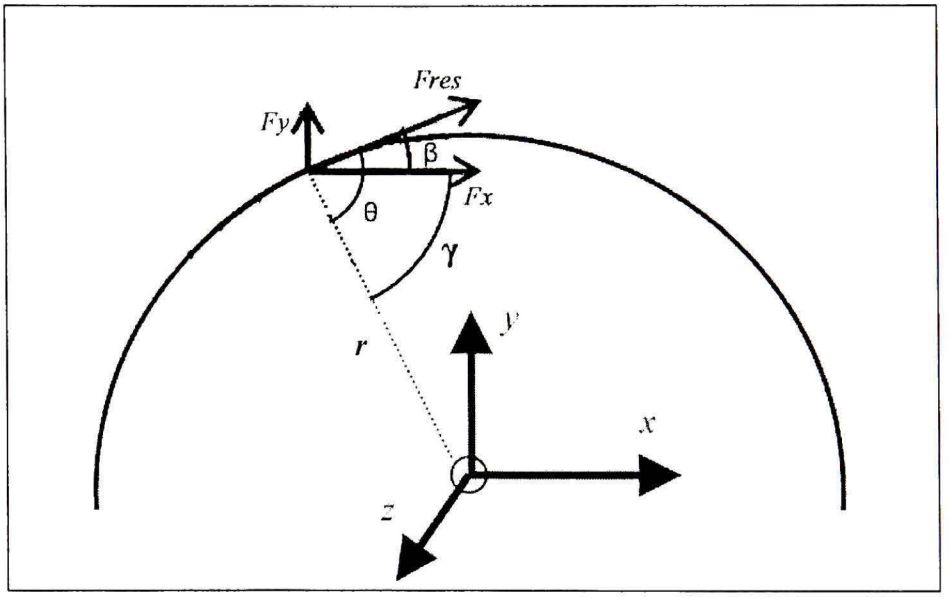


Figure 3.8 ***Représentation des forces à la roue agissant sur l'axe des x (Fx), des y (Fy) et la force résultante (Fres).***

L'angle θ est la somme des angles β et γ et est formé par Fres et le rayon de la roue. Lorsque θ est 90°, la force résultante est tangente à la roue. Donc, il est possible de modifier cet angle pour changer l'efficacité de l'orientation de la force à la roue. L'angle γ est formé par Fx et le rayon, cet angle ne change par pour différentes orientations de Fres. L'angle β est l'angle entre Fres et Fx, il peut être obtenu en soustrayant γ à θ.

L'angle β peut être modulé en imposant différentes valeurs à θ (0 à 90°) et en soustrayant γ à θ. Connaissant l'angle β, il est possible de redistribuer l'amplitude de *Fres* en nouvelles composantes *Fx* et *Fy*. La force agissant sur l'axe *z* fut négligée. Un aperçu de l'algorithme nécessaire est présenté à l'équation (3.21).

$$
\begin{aligned}
&Pour \quad \theta = 0:90 \\
&\qquad Fx = Fres \cdot \cos(\theta - \gamma) \\
&\qquad Fy = Fres \cdot \sin(\theta - \gamma) \\
&\qquad Fres2 = \sqrt{Fx^2 + Fy^2} \\
&\qquad Ftan = Fx \cdot \sin(\alpha) - Fy \cdot \cos(\alpha) \\
&\qquad MEF(\theta) = Ftan^2 \cdot Fres2^{-2} \\
&Fin
\end{aligned}
\tag{3.21}
$$

En affichant la courbe de MEF moyen en fonction de θ, nous obtenons la Figure 3.9. À partir de cette figure, il est possible de déterminer pour le MEF désiré l'angle qui y correspond.

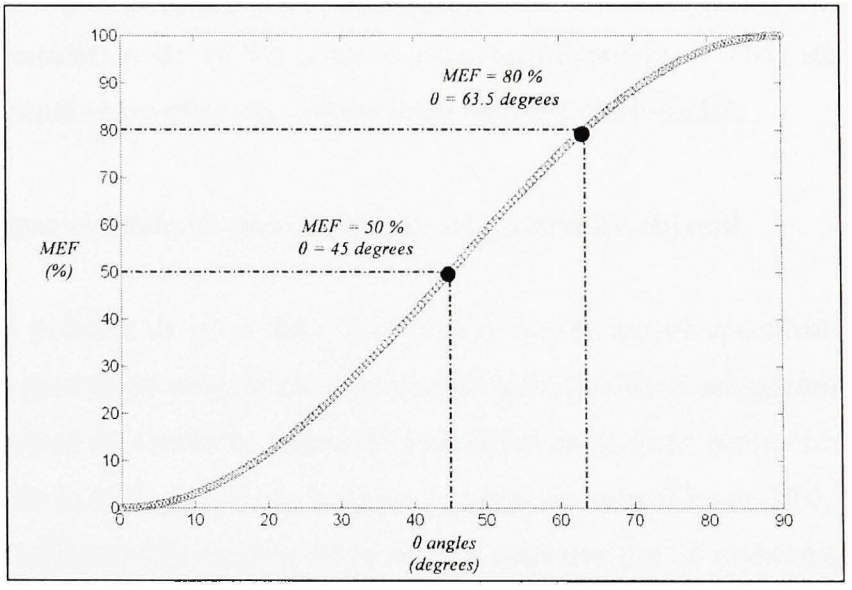


Figure 3.9 ***Graphique démontrant l'évolution de MEF en fonction de θ.***

Par la suite, le θ correspondant servira à redistribuer l'amplitude de *Fres* en nouvelles composantes *Fx* et *Fy* (équation (3.22)).

$$
\begin{aligned}
Fx &= Fres \cdot \cos(\theta - \gamma) \\
Fy &= Fres \cdot \sin(\theta - \gamma)
\end{aligned}
\tag{3.22}
$$

Maintenant, nous avons de nouvelles composantes *Fx* et *Fy* avec le même module que la force totale orientée initialement. Les nouvelles composantes *Fx* et *Fy* serviront d'entrées, avec la cinématique originale, pour le modèle de dynamique inverse. Nous obtiendrons donc des forces et des moments articulaires pour différentes orientations de force à la roue de même amplitude.

3.9.1 Statistiques

Les variables dépendantes pour l'analyse seront la moyenne ainsi que le maximum moyen de chaque force et moment articulaire calculés pour chaque essai. Un test T pour variables dépendantes sera effectué pour déterminer si chaque variation de MEF (0 % MEF à 100 % MEF par incrémentation de 10 %) a eu un effet significatif ($p < 0.05$) sur les variables dépendantes lorsque comparées aux valeurs obtenues pour MEF initial.

3.10 Analyse et méthode pour répondre au quatrième objectif

Comme il a été possible de noter dans la littérature, aucun moyen quantitatif ne fut utilisé pour classer les patrons de propulsion. Aissaoui et Arabi (2004) développèrent une méthode objective permettant de classer le patron de propulsion selon deux paramètres spatiaux (R1 et R2) à partir de la cinématique de la main. Le premier ratio (Figure 3.10; R1) se définit comme le rapport entre l'élongation de la surface couverte par la cinématique de la main (Figure 3.10; S-ConvHull) et l'aire totale parcourue par la main formant un rectangle (Figure 3.10; S-Rect), ce dernier nous renseigne sur l'épaisseur géométrique du patron. Le deuxième ratio (Figure 3.10; R2), quant à lui, est le rapport entre la surface couverte par la cinématique de la main (Figure 3.10; S-Polygon) et l'élongation de cette dernière (Figure 3.10; S-ConvHull). Le paramètre R2 nous renseigne sur la présence d'un croisement lors du mouvement de la main.

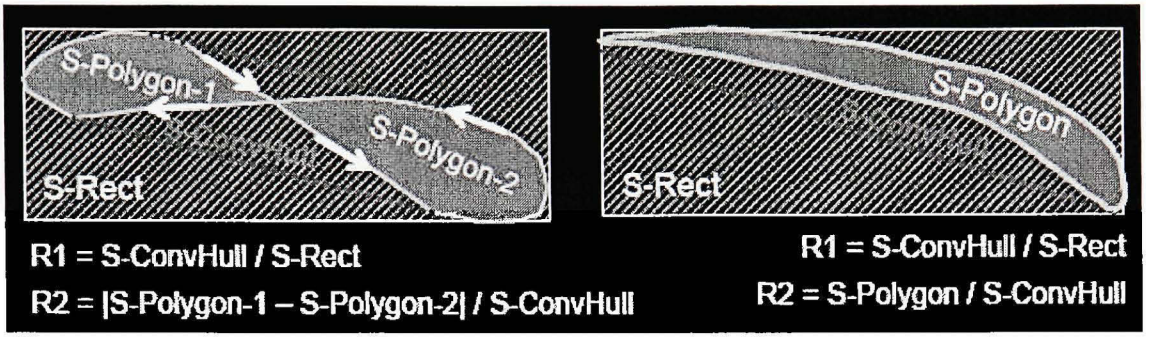


Figure 3.10 ***Calcul de R1 et R2 en fonction de la cinématique de la main lors de la propulsion en FR.***
(Tirée de Aissaoui et Arabi (2004))

Source : Cette figure a été tirée de la présentation de M. Rachid Aissaoui, M. Hossein Arabi, *Fuzzy clustering of handrim trajectory during wheelchair propulsion in the disabled elderly*, dans le cadre du *3rd International congress on restoration of wheeled mobility in sci rehabilitation state of the art III*, Amsterdam, 2004.

Les deux ratios possèdent des valeurs variant de 0 à 1. Pour le premier ratio (R1), plus la valeur tend vers 0, moins l'espace occupé par la trajectoire de la main est grand par rapport à l'aire totale. En se référant aux patrons décrits à la section 1.4.1.4, un patron ayant un R1 tendant vers 0 s'apparente à celui de pompage ou « arcing ». Pour le second ratio (R2), plus la valeur tend vers 1, moins il y a de points d'intersection entre les points de cinématique. Donc, un patron ayant un R2 tendant vers 1 s'apparente au patron simple boucle (section 1.4.1.4).

Étant donné que la géométrie du patron est le centre d'intérêt, chaque patron fut normalisé en le faisant pivoter autour de l'axe *z* afin que son point de départ soit au niveau de la ligne verticale. Donc, tous les patrons qui avaient originalement une géométrie semblable, mais dont R1 et R2 étaient différents dus à une position distincte sur la jante de la roue seront maintenant considérés comme équivalents. Chaque patron est associé à des forces et des moments de force articulaires ainsi que des paramètres biomécaniques.

3.10.1 Statistiques

L'analyse sera effectuée sur chaque cycle individuel indépendamment des sujets. Afin de classer les différents patrons, une méthode par classification floue sera appliquée. Une classification floue a comme avantage, comparativement à une classification robuste, que le patron n'a pas à appartenir entièrement à un groupe, mais bien au groupe qui le représente en plus forte proportion. La méthode utilisée dans ce travail correspond à la classification de Gustafson-Kessel (GK). Cette dernière a comme avantage de s'adapter à la forme métrique des groupes en estimant la matrice de covariance de ces derniers et d'adapter la matrice de distance en conséquence (Babuska *et al.*, 2002, ; Gustafson et Kessel, 1978). La classification permet d'imposer le nombre de groupes désiré. Nous avons choisi de représenter les patrons de propulsion selon quatre groupes.

Après la classification, chaque cycle de propulsion sera associé à un groupe (1 à 4). L'analyse statistique consistera à regrouper tous les éléments de chaque groupe, dépendamment de la variable dépendante choisie (ex. : moments d'adduction, d'abduction, etc.), et à effectuer une analyse de variance (ANOVA). Un test de Kruskal-Wallis sera utilisé si les variables dépendantes ne répondent pas à une distribution normale. Les variables dépendantes choisies pour cette analyse sont la moyenne et le maximum de chacun des moments articulaires. Un effet significatif sera noté lorsque $p < 0.05$. Une analyse de contraste sera effectuée sur une variable dépendante trouvée significative. Un test de Mann-Whitney sera utilisé si la variable dépendante trouvée significative n'est pas normalement distribuée. Un ajustement de Bonferroni sera appliqué pour contrer l'inflation dû à des comparaisons multiples.

CHAPITRE 4

MISE EN CONTEXTE DES ARTICLES DANS LA THÈSE

Les chapitres 5 à 8 présenteront les articles qui ont été rédigés afin de répondre aux hypothèses et objectifs de recherche présentés à la section 2.2. La représentation schématique des quatre articles par rapport à l'objectif principal et aux objectifs spécifiques est présentée dans la Figure 4.1.

Le premier article (**1er objectif spécifique**) présentera les résultats concernant l'effet de la modification de l'angle d'assise sur les chargements soutenus par l'épaule lors de la propulsion en fauteuil roulant (FR). Dans cet article, neuf combinaisons de trois angles siège-dossier (95°, 100° et 105°) et de trois angles d'assise (0°, 5° et 10°) ont été évaluées. Pour chaque combinaison d'angle d'assise, le moment moyen ainsi que le moment maximum lors de la phase de poussée furent comparés.

Maintenant que l'effet du positionnement sur les chargements à l'épaule est déterminé et sachant que le positionnement affecte l'efficacité de la force à la roue, le deuxième article présentera la relation entre l'efficacité de la force résultante à la roue et les chargements à l'épaule estimés par les moments articulaires (**2ème objectif spécifique**). L'article avait pour objectif de déterminer la corrélation entre l'efficacité de la force à la roue, exprimée par la fraction mécanique de la force effective (voir section 3.6.6), et les moments articulaires lors de la phase de poussée pour une seule posture.

Après avoir déterminé la relation entre l'efficacité de la force résultante à la roue et les chargements à l'épaule chez une population âgée, le troisième article s'attardera à établir, chez un même sujet, l'impact d'une modification de l'efficacité de la force à la roue sur les chargements à l'épaule estimés par les forces et moments articulaires (**3ème objectif spécifique**). Une simulation développée au laboratoire permettra de modifier l'efficacité de

la force à la roue d'inefficace (radiale) à efficace (tangentielle) et de déterminer l'effet sur les chargements à l'épaule par rapport à l'orientation initiale.

Le quatrième article vise à répondre au **4ème objectif spécifique** concernant la relation entre le patron de propulsion et les chargements à l'épaule. Dans cet article, une méthode de classification objective des patrons de propulsion sera présentée. Grâce à cette classification, les chargements à l'épaule seront ensuite comparés entre les différents patrons afin de déterminer ce qui augmenterait ou diminuerait les chargements à l'épaule pour les mêmes conditions expérimentales.

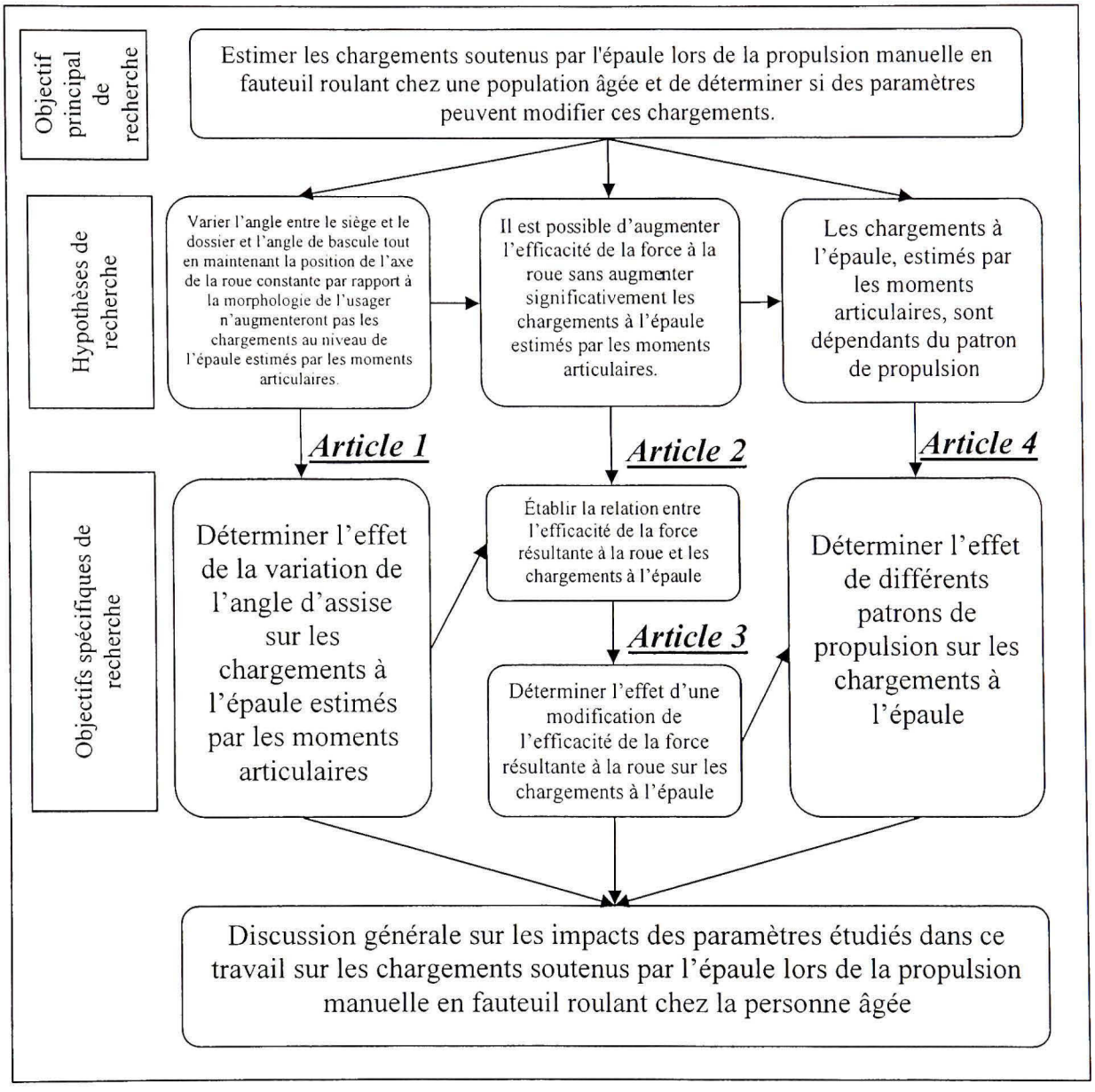


Figure 4.1 ***Représentation schématique des articles par rapport à l'objectif principal et aux objectifs spécifiques.***

CHAPITRE 5

ARTICLE 1: THE EFFECT OF SYSTEM TILT AND SEAT TO BACKREST ANGLES ON THE LOAD SUSTAINED BY THE SHOULDER DURING WHEELCHAIR PROPULSION.

Guillaume Desroches, B.Sc.[1,2,3], Rachid Aissaoui, Ph.D.[1,2,3], Daniel Bourbonnais, Ph.D.[3]

[1] Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), CRCHUM, Hôpital Notre-Dame, Montréal, Québec, Canada
[2] Département de Génie de la Production Automatisée, École de Technologie Supérieure (ÉTS), Montréal, Québec, Canada
[3] Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation de Montréal (CRIR), Site Institut de Réadaptation de Montréal (IRM), Montréal, Québec, Canada

This material is based on work supported by the MENTOR program, a strategic training initiative of the Canadian Institutes of Health Research and the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC).

Remarque: Il est à noter que cet article a été accepté pour publication le 12 juin 2006 dans la revue *Journal of Rehabilitation Research and Development*. L'article a été publié dans le numéro 7 du volume 43 aux pages 871 à 882 de la revue *Journal of Rehabilitation Research and Development*.

5.1. Abstract

The main objective of this study was to determine the effect of changing the system tilt angle (STA) and the seat to back rest angle (SBA) on the load sustained by the shoulder during manual wheelchair propulsion. Fourteen elderly subjects (68.2 ± 5.2 years old) were recruited. A combination of three different STA (0, 5, 10 deg) and three different SBA (95, 100, 105 degrees) were randomly tested. The initial position of the wheel axle was kept constant with respect to the subject's shoulder position in each condition (horizontal: 4cm forward; vertical: 110-120^{o} elbow extension). The load on the shoulder was estimated using the joint moments. The analysis did not reveal any significant differences among any shoulder moments (average and peak) for various STA and SBA combinations. Thus, changing the seating angle and keeping the wheel axle position in the same initial location maintained the shoulder load at the same level. The seating angle can be determined with the aim of user comfort and to modulate pressure at the seat interface to alleviate the problem of pressure ulcers without increasing the risk of overuse shoulder injuries.

5.2. Key words

Injuries, load, manual wheelchair, moments, positioning, propulsion, seat, shoulder.

5.3. Introduction

With the constant evolution in technology, wheelchair configuration and design have evolved over the years. From non-adjustable wheelchairs came customizable chairs that enable clinicians, designers and even users to modify the physical aspect of the wheelchair. Modifying seat position with respect to the wheel axle, cambering of the wheels, varying back seat heights or increasing handrim diameter are just some examples of the possible modifications in wheelchair technology.

As stated by van der Woude *et al.* (1989), optimum physical performance at low energy cost can only be achieved when the wheelchair-user configuration is optimal (seat position, wheel camber, handrim diameter, etc.). This implies that the configuration of the wheelchair has to be unique to each individual to obtain maximal performance-cost ratio. One of the primary determinants of propulsion performance, which influences the stability, rolling resistance and manoeuvrability of the chair, is the distribution of mass with respect to the wheel axle (Brubaker, 1986). A more rearward position of the center of mass in regards to the wheel axle is thought to increase the performance and postural control of the user (Brubaker, 1986) and can be achieved by changing the seat position according to the wheel axle.

It is well documented that the horizontal and vertical positions of the seat in regards to the wheel axle (and therefore the position of the center of mass) have a significant effect on the biomechanics of propulsion. Lower (100 to 120 degrees of elbow extension) and backward seat positions with respect to the wheel axle were associated with lower electromyography activity (Masse *et al.*, 1992), lower push frequency (Boninger *et al.*, 2000), higher push angle (Boninger *et al.*, 2000), lower rate of rise of push force (Boninger *et al.*, 2000), smaller elbow and shoulder motions (Hughes *et al.*, 1992), lower oxygen cost and higher mechanical efficiency (van der Woude *et al.*, 1989). Most studies based on these results agree that lower and backward seat positions seem more advantageous for the user, and that

an optimal wheelchair configuration could help reduce the risk of injuries to the upper extremities (Boninger *et al.*, 2000, ; Hughes *et al.*, 1992, ; Kotajarvi *et al.*, 2004, ; Masse *et al.*, 1992, ; van der Woude *et al.*, 1989). In a recent study, Mulroy *et al.* (2005) showed that a wheel axle placed 8 cm forward of the shoulder yielded a significant decrease in upward force around the shoulder. The authors (Mulroy *et al.*, 2005) stated that reducing upward force could possibly diminish impingement of subacromial structures, and thus a non-optimal configuration of the wheelchair could increase the risk of developing shoulder injuries. Given the high prevalence of upper extremity pain and repetitive strain injury (31-73%) reported by manual wheelchair users, especially around the shoulder (Bayley *et al.*, 1987, ; Boninger et Cooper, 1999, ; Sie *et al.*, 1992), it is important to know the best configuration suitable for the user so that risks can be reduced.

Different seating positions alter the propulsion technique of the user and thus, the biomechanics of propulsion (Masse *et al.*, 1992). Aissaoui *et al.* (2002) showed that tilting the seat by 10 degrees significantly increased the effectiveness (tangential component) of the propulsive force in a group of elderly impaired subjects. According to these results, users were more efficient during the push phase but the authors (Aissaoui *et al.*, 2002) did not estimate the load sustained by the shoulder (i.e. prime mover). Therefore, it would be interesting to see if different seat angles prove to be more or less demanding for users, especially around the shoulder, and could help optimize wheelchair configuration. The objective of this study is to determine the effect of varying the seat to backrest and system tilt angles on the load sustained by the shoulder during manual wheelchair (MWC) propulsion.

5.4. Methods

The data in the current study come from the same subjects and protocol of an earlier study (Aissaoui *et al.*, 2002). A summary of the experimental design and protocol will be presented here.

5.4.1. Participants

Fourteen elderly MWC users were recruited for this experiment (7 women and 7 men). The mean age of the group was 68.2 ± 5.2 years old (a summary of the population characteristics is given in Tableau 5.1). The diagnosis among participants was paraplegia (N=3), tibial/femoral amputation (N=6), acute anterior poliomyelitis (N=4) and multiple sclerosis (N=1). To participate, subjects had to propel their MWC on a daily basis with their two hands; not have a history of pressure ulcer for more than one year; be able to propel the MWC on a distance of six meters under 30 seconds and give informed consent. The participants had a minimum duration of wheelchair use of one year. The experiment was approved by the Lucie Bruneau, Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal and The École de Technologie Supérieure ethical committees.

Tableau 5.1

Population characteristics (N = 14)

	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Gender	Diagnosis
S1	68	142	54.55	F	Poliomyelitis
S2	66	180	85.91	M	Paraplegia T12
S3	66	163	57.73	M	Bilateral tibial amputation
S4	65	173	77.27	M	Right condyle amputation
S5	60	173	75.00	M	Paraplegia T3
S6	76	158	83.18	F	Paraparesis
S7	64	163	88.64	F	Poliomyelitis
S8	66	173	90.91	M	Right tibial amputation
S9	69	168	70.45	M	Poliomyelitis
S10	63	168	50.00	F	Multiple sclerosis
S11	77	168	47.73	M	Right femoral amputation
S12	77	155	52.27	F	Right femoral amputation
S13	69	158	79.09	F	Poliomyelitis
S14	69	155	52.27	F	Femoral amputation
Mean (SD)	68.21 (5.22)	164.07 (9.87)	68.93 (15.86)		

5.4.2. Experimental design and protocol

The experimental design used is displayed in Figure 5.1, it is a friction roller cylinder. The average resistance force (Fr) applied to the roller was about 14 ± 4 N (Figure 5.1) and maximal power output was equal to 22.4 ± 1.1 W. The front wheels were locked onto the platform to ensure no displacement. All subjects were tested in the same custom-built wheelchair. The seat width was constant for all subjects but the seat depth was adjustable so there was two cm spacing between the back of the knee and the seat. The seat and backrest

of the wheelchair can move freely from one another, giving different angle combinations. For the experiment, three different system tilt angles (STA; 0, 5 and 10 degrees) with three different seat to backrest angles (SBA; 95, 100, 105 degrees) were used. Since the objective of the study was to determine whether seating angle has an effect on the biomechanics of propulsion, the horizontal and vertical position of the wheel axle with respect to the subject were kept constant. After setting the desired STA and SBA configuration, the height of the seat was determined when the elbow angle (θ) ranged between 110-120 degrees, while the hand was positioned at the top dead center of the wheel (van der Woude *et al.*, 1989). The horizontal position of the seat (H) was set, in the same position, when the wheel axle reached 4 cm forward of the shoulder marker (Figure 1). Nine configurations (3 STA x 3 SBA) were randomly tested twice. The participant had to reach a linear speed between 0.96 and 1.01 m/s for the trial to be valid. An occupational therapist ensured that the velocity was maintained by giving verbal feedback to the participant. The linear velocity was monitored by a digital cycling computer (Bell-8, Cyclometer, Bell Sports, Canada). Each trial was followed by a four minutes rest period.

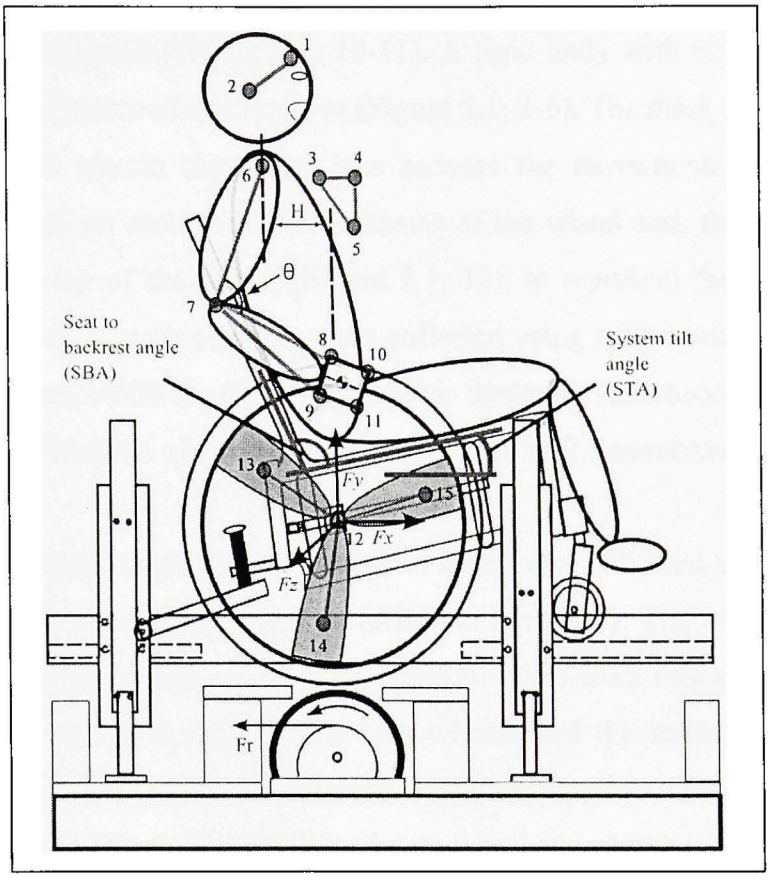


Figure 5.1 ***The experimental ergometer is displayed.***
The mechanism enabled us to obtain various seat to backrest angles (SBA) and system tilt angles (STA). The vertical (θ) and horizontal (H) position of the wheel axle were adjustable and were set at 120° of elbow extension and 4 cm forward of the shoulder respectively. The positions of the markers are shown. The origin of the global coordinate system was place at the center of the wheel axle. A resistance force (Fr) of 14 ± 1 N was applied to the roller to create friction between the cylinder and the wheels.

5.4.3. Kinematic and Kinetic measurements

To measure movements of the upper limbs, reflective markers, mounted on the right side, were placed onto the following anatomical landmarks (Figure 5.1) one on the forehead (Figure 5.1; 1), one on the right ear (Figure 5.1; 2), one on the right acromion (Figure 5.1; 6), one on the lateral epicondyle of the right elbow (Figure 5.1; 7), one on each of the

styloid process of the ulna and the radius (figure 1, 8-9), one on each of the second and fifth metacarpophalangeal joints (Figure 5.1; 10-11). A rigid body with three reflective markers was placed on the sternum of each subject (Figure 5.1; 3-5). The three markers enabled us to define a coordinate system that takes into account the movements of the trunk. Three markers were placed on each of the three beams of the wheel and, finally (Figure 5.1; 13-15), one on the center of the wheel (Figure 5.1; 12), to represent the origin of the global coordinate system. Kinematic markers were collected using a 3D motion analysis system at a sampling frequency of 60 Hz (Motion Analysis System). The absolute error of the three-dimensional reconstruction of our system was found to be 2.5 mm (Aissaoui *et al.*, 1996).

The forces and moments acting at the handrim level were collected using an instrumented wheel (SMART^{Wheel}) at a rate of 240 Hz (Asato *et al.*, 1993). The wheel was mounted on the right side of the wheelchair. A regular wheel of wheelchair was placed on the left side and weights were added to ensure that both wheels had the same inertia characteristic. Kinetic and kinematic data were synchronized. When the subject reached a steady state of manual propulsion (0.96 – 1.01 m/s) for at least one minute, data were then collected for ten seconds.

The origin of the global reference system was located at the center of the SMART^{Wheel} (Figure 5.1). The x axis was oriented in the forward direction horizontally. The y axis contained the gravitational axis and was oriented in an upward direction, and the z axis was obtained by the right hand cross product.

5.4.4. Data processing

The kinematic and kinetic data were filtered using a low-pass second-order Butterworth filter. The cut-off frequency of each kinematic marker and kinetic data was determined by an optimization procedure to minimize an objective function based on the autocorrelation between noise and information signal (Cappello *et al.*, 1996).

The loads on the shoulder were estimated by the joint moments. The inverse dynamic model used here is the one developed by Dumas *et al.* (2004), which uses wrench formulation and quaternion algebra. The inverse dynamic described in Dumas *et al.* (2004) has the advantage of avoiding joint angles sequences calculation in order to determine joint forces and moments. The joint moments obtained are expressed in the reference system as defined by Cooper *et al.* (1999) and were referenced to the trunk. They correspond to adduction, abduction, internal and external rotation, flexion and extension in the sagittal and horizontal planes (Figure 5.2). All the moments were normalized across the push phase for comparison purposes. The push phase or push cycle started when the moment around z axis (Mz) deviated by more than 5 % from the baseline (figure 3) and ended when Mz returned and remained under 5 % from the baseline (Cooper *et al.*, 1999). The numbers of push cycles included in the analysis were five consecutives cycles which met the criteria described above during the 10 seconds recording. The mean and peak of each shoulder moments for the five cycles were first computed and then averaged together to yield the mean and average peak for the trial. The same was repeated for the second trial. The mean and peak of both trials were averaged together.

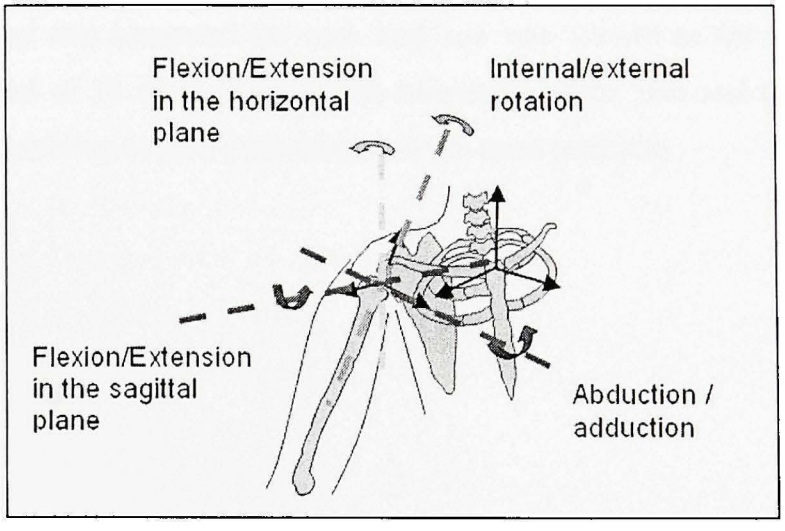


Figure 5.2 ***The reference system according to (Cooper et al., 1999) is defined.***

5.4.5. Temporal characteristics

The push angle was computed using kinematics. The start angle was defined as the angle between the center of mass of the hand at the beginning of the push cycle and the vertical (Figure 5.3). The hand center of mass was computed using the positions of the four markers of the hand and the coefficient given by Dempster (1955). The mid distance between the ulnar and radial styloid process so as between the 5^{th} and 2^{nd} metacarpal joint were computed. After, the center of mass was located 0.506 % of the distance of the line joining the two mid points starting from the proximal part (i.e., mid point between the styloid and ulnar process).

The end angle was obtained with the position of the center of mass of the hand and the vertical at the end of the push phase. The push angle was computed by adding the start angle and the end angle. The push angle was calculated for each five cycles of the trial and averaged together yielding an average push angle for the trial. The same was repeated for the second trial. Both trials were averaged together.

The push frequency was computed for each trial and was defined as the number of push cycles over the trial of 10 seconds. The push frequency of the first and second trial was averaged together yielding a mean push frequency for each condition.

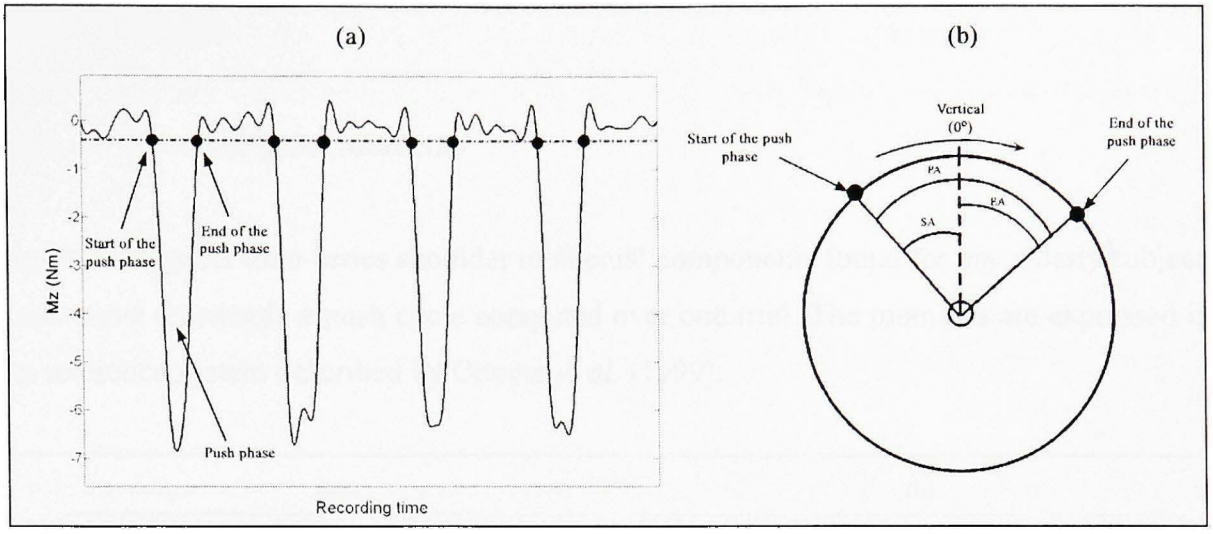


Figure 5.3 ***Temporal characteristics.***
In (a), the moment about the hub (Mz) is depict and the dotted line represent the trigger (5 % of the baseline) to determine the start and end of the push phase. In (b), the start angle (SA), end angle (EA) and the push angle (PA) are shown.

5.4.6. Statistical analysis

A two-way ANOVA with repeated measures was carried out using Statistica software (Stats Soft inc.). The significance level was set at $p < 0.05$. The two trials were averaged together. The two factors used for analysis were STA and SBA. The dependent variables were the means and peaks of the adduction, abduction, internal and external rotation, flexion and extension in the sagittal and horizontal planes moments, the average push angle, as well as the average push frequency of each condition. The analysis was made to determine whether the STA and/or SBA adjustments had a significant effect on the dependent variables. Contrast analyses were performed when significant main factors were found.

5.5. Results

5.5.1. Shoulder joint moments

Figure 5.1 depicts time-series shoulder moments' components found for one elderly subject. Each curve represents a push cycle computed over one trial. The moments are expressed in the reference system described by Cooper *et al.* (1999).

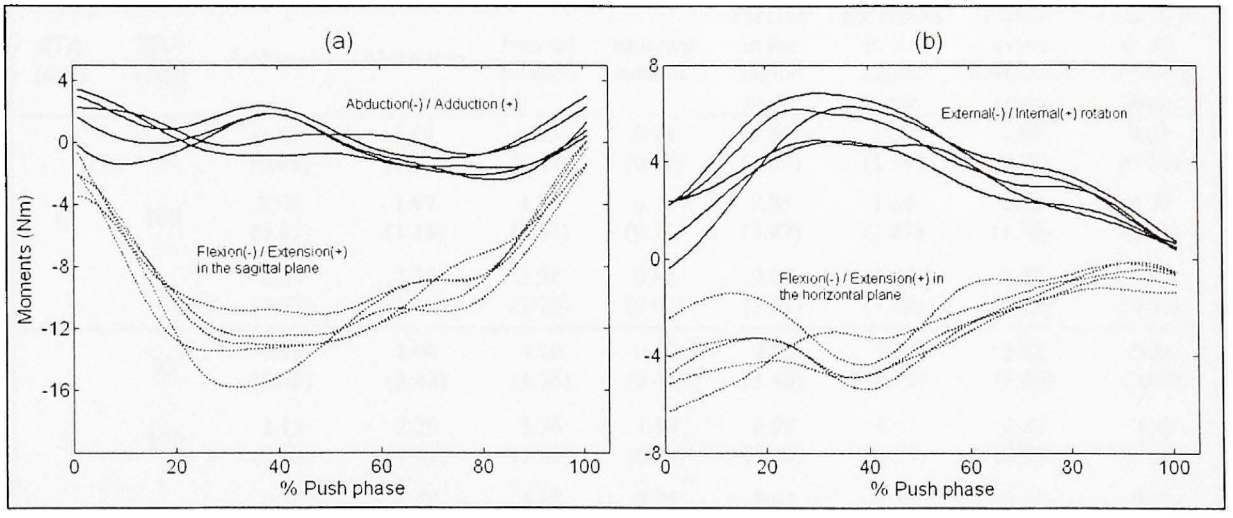


Figure 5.4 ***Time series shoulder moments' components over the push phase for one subject and one trial (SBA: 95°, STA: 0°).***
In (a) the solid line represents the moments of Abduction (-) / Adduction (-) and the doted line represents the Flexion (-) / Extension (+) moment in the sagital plane, while in (b) the solid line depicts the External (-) / Internal (+) rotation moment and the doted line is the Flexion (-) / Extension (+) moment in the horizontal plane.

5.5.2. Mean moments

The mean and standard deviations of each shoulder moment with respect to the seat position are given in Tableau 5.2. The highest average moments were found in flexion in the sagittal plane (9.88 Nm, STA = 5 deg., SBA = 95 deg.), internal rotation (4.75 Nm, STA = 0 deg., SBA – 100 deg.), flexion in the horizontal plane (2.91 Nm, STA = 10 deg., SBA = 100 deg.)

and adduction (2.44 Nm, STA = 5 deg., SBA = 105 deg.). The statistical analysis did not reveal any significant main effect or interactions between factors on any of the average shoulder joint moments.

Tableau 5.2

Means ± (SD) in Nm of the Adduction, Abduction, Internal rotation, External rotation, Flexion, Extension in the sagital and horizontal plane moments for different STA and SBA, (N = 14)

STA (deg)	SBA (deg)	Adduction	Abduction	Internal rotation	External rotation	Flexion in the sagital plane	Extension in the sagital plane	Flexion in the horizontal plane	Extension in the horizontal plane
0	95	2.07 (0.69)	1.99 (1.55)	4.43 (1.84)	0.74 (0.77)	9.86 (3.27)	1.57 (1.14)	2.68 (1.41)	0.65 (0.28)
	100	2.08 (0.65)	1.97 (1.18)	4.75 (2.03)	0.74 (0.72)	9.85 (3.47)	1.64 (1.07)	2.88 (1.16)	0.39 (0.22)
	105	2.24 (0.67)	2.35 (1.60)	3.98 (1.75)	0.82 (0.62)	9.08 (3.57)	1.50 (1.12)	2.55 (1.19)	0.77 (0.52)
5	95	1.95 (0.40)	1.94 (1.43)	4.30 (1.76)	0.69 (0.42)	9.88 (3.48)	1.83 (0.73)	2.82 (1.36)	0.54 (0.40)
	100	2.13 (0.66)	2.20 (1.61)	3.96 (1.69)	1.19 (0.84)	8.98 (3.46)	1.57 (0.99)	2.43 (0.91)	0.93 (0.83)
	105	2.44 (0.87)	1.79 (1.11)	4.18 (1.91)	0.75 (0.46)	8.63 (4.00)	1.33 (0.78)	2.81 (1.32)	0.55 (0.35)
10	95	2.34 (1.33)	1.93 (1.01)	4.39 (1.92)	0.84 (0.53)	9.40 (4.14)	1.59 (0.85)	2.76 (1.38)	0.75 (0.45)
	100	2.18 (0.93)	1.63 (1.17)	3.94 (1.94)	1.17 (1.03)	8.41 (3.93)	1.21 (0.80)	2.91 (1.56)	0.85 (0.61)
	105	2.12 (0.84)	1.95 (1.05)	4.35 (1.84)	1.07 (0.41)	9.49 (3.87)	1.60 (0.65)	2.88 (1.19)	0.67 (0.58)

5.5.3. Peak moments

The average peaks and standard deviations of all shoulder moments with respect to STA and SBA are displayed in Tableau 5.3. The highest peak moment computed were flexion in the sagittal plane (15.85 Nm, STA = 0 deg., SBA = 100 deg.), internal rotation (7.47 Nm, STA = 0 deg., SBA = 100 deg.), flexion in the horizontal plane (4.90 Nm, STA = 10 deg., SBA =

100 deg.) and adduction (4.63 Nm, STA = 5 deg., SBA = 105 deg.). Modifications in the seat angle did not yield any significant main effect or interactions between the factors on any peak shoulder moments.

Tableau 5.3

Mean peaks ± (SD) in Nm of the Adduction, Abduction, Internal rotation, External rotation, Flexion, Extension in the sagital and horizontal plane moments for different STA and SBA, (N = 14)

STA (deg)	SBA (deg)	Adduction	Abduction	Internal rotation	External rotation	Flexion in the sagital plane	Extension in the sagital plane	Flexion in the horizontal plane	Extension in the horizontal plane
0	95	3.97 (1.20)	3.40 (2.60)	6.89 (2.62)	0.86 (0.75)	15.60 (5.51)	1.85 (1.27)	4.43 (1.84)	0.92 (0.51)
	100	3.99 (1.22)	3.46 (2.06)	7.47 (3.12)	0.85 (0.81)	15.85 (6.15)	1.80 (1.06)	4.64 (1.59)	0.56 (0.32)
	105	4.08 (0.89)	3.97 (2.64)	6.16 (2.56)	1.06 (0.96)	14.47 (6.02)	1.76 (1.29)	4.08 (1.60)	1.14 (0.94)
5	95	3.79 (0.67)	3.24 (2.36)	6.77 (2.73)	0.84 (0.60)	15.72 (6.34)	2.14 (0.91)	4.40 (1.92)	0.82 (0.67)
	100	3.98 (0.80)	3.63 (2.39)	6.13 (2.44)	1.66 (1.34)	14.29 (6.19)	1.88 (1.18)	4.09 (1.44)	1.51 (1.48)
	105	4.63 (1.64)	3.02 (1.90)	6.51 (2.85)	0.93 (0.66)	13.44 (6.29)	1.62 (1.08)	4.62 (1.60)	0.83 (0.64)
10	95	4.24 (1.74)	3.41 (1.77)	6.98 (3.07)	1.00 (0.55)	15.02 (7.32)	1.86 (0.96)	4.48 (2.01)	1.23 (0.76)
	100	4.10 (1.56)	2.73 (2.05)	6.21 (3.12)	1.45 (1.31)	13.44 (7.15)	1.37 (0.89)	4.90 (2.61)	1.31 (1.03)
	105	3.82 (1.31)	3.38 (1.83)	6.85 (2.89)	1.33 (0.55)	14.70 (6.22)	1.77 (0.70)	4.58 (1.53)	1.03 (1.03)

5.5.4. Temporal characteristics

The mean push angle was between 38.28 deg. (STA = 10 deg., SBA = 105 deg.) and 43.22 deg. (STA = 0 deg., SBA = 100 deg.). A significant main effect was found in the push angle for the STA ($F(2,26) = 4.91$, $p < 0.02$) and SBA ($F(2,26) = 4.42$, $p < 0.03$). There was no interaction between the two factors (Tableau 5.4). Contrast analysis revealed that when

compare to 10 deg. STA, the 0 and 5 deg. STA increased significantly the total push angle for all SBA combined (Tableau 5.4). According to the analysis, a SBA of 105 deg. had a significantly lower push angle when compared to SBA 100 deg. for all STA combined.

The mean push frequency varied from 1.11 push/sec (STA = 5 deg., SBA = 95 deg.) to 1.17 push/sec (STA = 10 deg., SBA = 100 & 105 deg.). The mean push frequency for all positions was 1.16 push/sec (Hz). The analysis did not reveal any significant main effect or interactions between factors in the push frequency for any combination of STA and SBA (Tableau 5.5).

Tableau 5.4

Average push angle ± (SD) for each STA and SBA configuration, (N = 14)

STA (deg)	SBA (deg)	Push angle (deg)
0	95	41.74 (11.01)
	100	43.22 (11.61)
	105[b]	40.54 (8.19)
5	95	43.21 (10.35)
	100	42.01 (9.26)
	105[b]	39.91 (9.49)
10[a]	95	41.12 (9.42)
	100	40.07 (8.38)
	105[b]	38.28 (10.66)

[a] significant differences ($p < 0.05$) between STA 10 deg and both 0 and 5 deg STA.
[b] significant differences ($p < 0.05$) between SBA 105 deg and SBA 100 deg

Tableau 5.5

Average push frequency ± (SD) for each STA and SBA configuration, (N = 14)

STA (deg)	SBA (deg)	Push frequency (push/sec)
0	95	1.15 (0.46)
	100	1.16 (0.38)
	105	1.12 (0.41)
5	95	1.11 (0.46)
	100	1.16 (0.44)
	105	1.14 (0.42)
10	95	1.16 (0.38)
	100	1.17 (0.40)
	105	1.17 (0.49)

5.6. Discussion

The purpose of this study was to determine whether modifying the wheelchair configuration would affect the load sustained by the shoulder. Our analysis did not reveal any significant changes in either average or peak shoulder moments. This suggests that subjects did not need to adjust their torque production around the shoulder to counter the changes in STA and SBA to maintain the same speed. One of the possible explanations why no significant differences were found in the shoulder moments for various seat angles could be that the initial horizontal and vertical positions of the wheel axle were kept constant with respect to the shoulder position in each condition. In the current experiment, the height was set so that elbow extension was about 120 degrees which gives the highest mechanical efficiency (van

der Woude *et al.*, 1989) and reduces shoulder torque (in the sagittal plane) (Richter, 2001) when compared to a higher seat position. In our study, the horizontal position of the wheel axle was located about 4 cm forward to the shoulder. This distance was chosen based on the biomechanical advantages reported in the literature of a forward axle position with respect to the shoulder (Boninger *et al.*, 2000, ; Brubaker, 1986). In addition, Gutierrez *et al.* (2005) recently showed that a horizontal wheel axle position of 8 cm forward to the shoulder yielded significant lower peak activity of the propulsive muscles (i.e.: pectorialis major, anterior deltoid) and could reduce risks of shoulder muscles fatigue and injuries.

The results of the aforementioned studies (Boninger *et al.*, 2000, ; Brubaker, 1986, ; Gutierrez *et al.*, 2005, ; Richter, 2001, ; van der Woude *et al.*, 1989) suggest that the most important parameter in wheelchair positioning would be the location of the wheel axle in regards to the subject's morphology. Our results concur with these findings in (Boninger *et al.*, 2000, ; Brubaker, 1986, ; Gutierrez *et al.*, 2005, ; Richter, 2001, ; van der Woude *et al.*, 1989), since the shoulder joint moments were not influenced by STA and SBA modifications. Therefore, one can modify the seat angle without compromising the musculoskeletal structures of the shoulder, nor increase the load sustained by the shoulder if the initial position of the wheel axle is kept constant to subject's morphology. Moreover, we believe that as long as the horizontal position of the wheel axle is located in front of the shoulder (i.e., 4 cm, 8 cm, etc.) and the height is between 110 to 120 deg. of elbow extension, the shoulder load would be minimized. Future studies are needed to test this hypothesis in which different axle positions should be evaluated.

Changing the STA and/or SBA can be done with the aim of increasing the comfort of the user. Hirota *et al.* (2002) have shown that for an elderly population, the comfort is significantly higher for seat to back angle between 95 to 111° when compared to angles less than 94°. Those findings were also reported by Lacoste *et al.* (2003) who studied the use of power tilt/recline systems among 40 wheelchair users. The results showed that 97 % of the users surveyed utilized this system on a daily basis. The main reasons the users modified

their seating angle were to increase comfort and modulate the pressure at the seat interface. Tilting the seat backward would enable clinicians and users to modify pressure distribution at the seat interface by shifting the weight toward the back which would then reduce the pressure under the buttocks (Aissaoui *et al.*, 2001). Reduction of the pressure under the buttocks by modification of the seating angle could be helpful, along with other means (i.e., pressure relief cushions), in pressure ulcers prevention (Brienza *et al.*, 2001, ; Edlich *et al.*, 2004). Pressure ulcers are frequent among wheelchair users, especially in the elderly population (Chen *et al.*, 2005).

Aissaoui *et al.* (2002) stated that tilting the seat backward increases the fraction of effective force during the propulsion. The authors suggested (Aissaoui *et al.*, 2002) that as long as the direction line of the resulting force intersects the segment defined by the shoulder and elbow, the stress at the shoulder joint should be minimized. Our results support the aforementioned idea of Aissaoui *et al.* (2002) since the shoulder moments were not significantly increased when tilting the seat backward. This would suggest that tilting the seat enables the user to propel with a more efficient resulting force at the handrim without being more demanding for the shoulder. Higher propulsion efficiency without significantly increasing the shoulder load could imply a more optimal wheelchair configuration for the subjects studied here.

Our analysis revealed that tilting the system by 10 deg. significantly decreased the push angle. However, the differences found here are small (~ 2 deg.) and could have been caused by measurement errors. To determine uncertainties on our angle measurements, a simple sensitivity analysis was performed. The Motion Analysis System used to determine the markers position has a reconstruction error of 2.5 mm (Aissaoui *et al.*, 1996). The analysis revealed an uncertainty of ± 0.5 deg. Our uncertainty, computed by kinematics, is lower than the one of the same angle when computed by kinetic measurements which could reach 16 deg (Cooper *et al.*, 1997a). The significant differences found, in our study, in the push angle (~ 2 deg.) are four fold larger than the uncertainty of ± 0.5 mm. Therefore, the

sensitivity analysis made, suggest that the significant differences found in our push angle are consistent but small. These differences of about 2 degrees could be explained by less hand excursion near the end of the push phase yielded by a more recline position.

Our analysis did not show significant changes for the push frequency. Samuelsson *et al.* (2004b) tested 12 paraplegics and found a significant decrease in push frequency when tilting the system from 5 to 12 deg. for a speed of 0.8 m/s. However, their seat angles were accompanied by different vertical and horizontal axle positions, which have shown to affect the push frequency (Boninger *et al.*, 2000). The results of Samuelsson *et al.* (2004b) combine with those of our study suggest that the push frequency is affected more by variations in the position of the wheel axle than by STA or SBA angle.

The main limitation in the current study is the use of the experimental ergometer and custom-built wheelchair as opposed to subject's own wheelchair. The seat width was not adjustable to the subjects which could have influence the propulsion style. However, the seat was large enough so each subject could fit and no major complaints about discomfort were reported. Therefore, we are confident that the experimental wheelchair represented as close as possible the actual subjects' chair given the constraints of our experimental procedure (i.e., axle position). Moreover, the custom wheelchair was used to test different seating angle which would have been difficult to accomplish with the user's own wheelchair. Since the wheels were fixed to the ergometer, subjects could not have experienced the possible instability yielded by changes in the seating angle. Even thought limitations arise from the experimental ergometer, it is still a useful and valid tool to evaluate a population with disabilities using MWC for locomotion (Martin *et al.*, 2002).

The population studied in the current work consisted of MWC users over 65 years of age. This population was focused on because they represent the majority of the MWC population (Kaye *et al.*, 2000). The heterogeneity of the group was based on the fact that the diagnoses among the elderly MWC population vary widely and none is predominant (Kaye *et al.*,

2000). Thus, the non-homogeneity of the group, in our view, is more representative of the population of wheelchair users over 65 years old. Moreover, studies have shown that only 45 % of elderly MWC users in a nursing home were able to propel by themselves and the percentage of time they were observed propelling was low (~ 4 %) (Simmons *et al.*, 1995). This low propulsion rate was associated with muscle weakness and pain felt during the propulsion (Simmons *et al.*, 1995). Nichols *et al.* (1979) showed that more than 40 % of elderly MWC users complained of pain around the shoulder. Therefore, biomechanical studies of elderly MWC users are important to help maintain their independence level and prevent possible injuries.

To our knowledge, no other study has measured shoulder joint moments in an elderly MWC group, however loads have been computed in other populations (spinal cord injury, athletes, and able bodied). A summary of these studies is presented in Tableau 5.6. Across all studies reviewed, the peak flexion and extension moments ranged from 3.9 (Koontz *et al.*, 2002) to 43 Nm (Cooper *et al.*, 1999), the peak adduction and abduction moments from 2.3 (Cooper *et al.*, 1999) to 31.1 (Koontz *et al.*, 2002) Nm, and the peak internal and external rotation moments from 0.4 (Lin *et al.*, 2004) to 31.9 (Koontz *et al.*, 2002) Nm. A closer look at Tableau 5.6 reveals a high variability among the different studies for the shoulder joint moments. This could be attributed to different velocities of propulsion, slopes, populations, friction, recording devices used (experimental ergometer, own wheelchair, pushrim force recording) and propulsion techniques. Our results are close to those of Veeger *et al.* (2002) who have used approximately the same speed (0.83 m/s) and power output (10 to 20 W). This suggests that shoulder moments would be more dependent upon the experimental procedure and design since both populations were different. Therefore, the various experimental settings, summarized in Tableau 5.6, make comparisons difficult between studies and limit the interpretation of the results to the specific experimental design and protocol used as suggested by Martin *et al.* (2002).

Tableau 5.6

Summary table of peak shoulder moments measured during MWC propulsion in different studies

Authors	Sample size	Population	Speed (m/s)	Slope	Recording devices	Posture	Friction/ Power Output	Internal / External rotation (Nm)	Adduction / Abduction (Nm)	Flexion / Extension in the sagital plane (Nm)	Flexion / Extension in the horizontal plane (Nm)
Veeger *et al.* (1991)	5	AB	1.11	NA	E.E	NA	0.25 & 0.5 W/kg	NA	12.6/ NA	21.5 / NA	NA
Robertson *et al.* (1996)	4 4	SCI (T4-T10) AB	0.67-0.89	NA	W.D (Quickie) SMART$^{Whee.}$	NA	NA	NA	NA	19.6 / NA 34.9 / NA	NA
Kulig *et al.* (1998)	17	SCI (T10/L3)	SS	ground	E.E (Quickie) Strain gauge force transducer	SS	NA	5.8 / NA	15.6 / NA	NA / 13.8	NA
Kulig *et al.* (1998)	17	SCI (T10/L3)	SS	8% incline	E.E (Quickie) Strain gauge force transducer	SS	NA	15.5 / NA	21.3 / NA	NA / 30.7	NA
Cooper *et al.* (1999)	6	SCI (T4+)	1.80	NA	W.D. (Own WC) SMART^{Wheel}	Personnal MWC	Similar to floor	23.4 / 8.6	23.7 / 2.3	42.9 / 13.1	25.3 / 16.0
Veeger *et al.* (2002)	3	SCI (T11)*	0.83	NA	E.E	SS	10 to 20 W	8.0 / NA	NA / 7.4	15.6 / NA	NA
Koontz *et al.* (2002)	10 F 17 M	SCI (T1-)	0.90	NA	E.E (Own WC) SMART^{Wheel}	Personnal MWC	NA	21.6 / 2.3	21.3 / 2.2	28.6 / 3.9	10.9 / 6.7
Koontz *et al.* (2002)	10 F 17 M	SCI (T1-)	1.80	NA	E.E (Own WC) SMART^{Wheel}	Personnal MWC	NA	31.9 / 4.6	31.1 / 5.1	36.5 / 7.1	21.0 / 10.5
Lin *et al.* (2004)	5 M	AB	NA	NA	Walkway (Standard WC) Wu-type instrumented wheel	NA	NA	0.4 / 2.2	7.0 / 9.5	16.0 / 9.8	NA
Current study (2005)	7 F 7 M	Elderly MWU	0.96-1.01	0 %	E.E (Custom WC) SMART^{Wheel}	STA: 0, 5, 10 deg. SBA: 95, 100, 110 deg.	14 ± 4 N 22.4 ± 1.1 W	7.5/1.7	4.6/3.9	15.9/2.1	4.9/1.5

(*): Incomplete lesion and basketball players
AB: Able-bodied
E.E: Experimental ergometer
F, M: Female, Male
MWC: Manual Wheelchair
MWU: Manual Wheelchair User
NA: Not Available
SBA: Seat to Back Angle
SCI: Spinal Cord Injury
SS: Self Selected
STA: System Tilt angle
W: Watt
W.D: Wheelchair dynamometer

Nevertheless, shoulder joint moments give insight into the load sustained by muscles during a specific movement and have been correlated with compressive and contact forces around the shoulder joint (Praagman *et al.*, 2000, ; Veeger *et al.*, 2002). Thus, shoulder joint moments can provide information on the relative demands of different situations or configurations on the shoulder. In this study, no significant changes in shoulder moments were noted for different wheelchair configurations. Although not studied here, the propulsion technique could have varied for different wheelchair configurations as suggested by Masse *et al.* (1992) and influenced the shoulder torque. Future work will try to establish the relationship between the propulsion pattern and the shoulder moments.

5.7. Conclusion

Results from this study show that modifying the STA and SBA and keeping the wheel axle constant to the subject shoulder did not significantly increase shoulder joint moments in an elderly MWC group. Therefore, the wheelchair positioning can be determined according to user comfort in the wheelchair and to modulate the pressure at the seat interface without increasing the risk of developing shoulder injuries. The clinical application of our findings are somewhat limited since keeping the wheel axle constant to the subject requires specific tools which are not always easily accessible to clinicians. However, the results reported here provide good bases for future work since we showed that keeping an axle position constant to the subject's shoulder gives a certain manoeuvrability to modify the seating of the user without increasing the shoulder load. This could lead to other research and would help optimize wheelchair positioning.

5.8. Acknowledgments

This work was supported by the MENTOR program (CHIR) and NSERC. The authors would also like to thank Patrice Huot for assistance in revising the text.

CHAPITRE 6

ARTICLE 2: RELATIONSHIP BETWEEN RESULTANT FORCE AT THE PUSHRIM AND THE NET SHOULDER JOINT MOMENTS DURING MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION IN ELDERLY PERSONS

Guillaume Desroches, BSc, Rachid Aissaoui, PhD, Daniel Bourbonnais, PhD

From the Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), CRCHUM, Hôpital Notre-Dame, Montréal, Québec, Canada, (Desroches, Aissaoui); Département de Génie de la Production Automatisée, École de Technologie Supérieure, Montréal, Québec, Canada (Desroches, Aissaoui), and Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation de Montréal (CRIR), Site Institut de Réadaptation de Montréal (IRM), Montréal, Québec, Canada (Desroches, Aissaoui, Bourbonnais)

Reprint requests to G. Desroches, BSc, LIO, École de technologie supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3, e-mail: *guillaume.desroches.1@ens.etsmtl.ca*. This material is based on work supported by the MENTOR program, a strategic training initiative of the Canadian Institutes of Health Research (CIHR), REPAR and the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC). Part of this work was presented at the 10th annual conference of the International Functional Electrical Stimulation Society July 2005 in Montreal, Canada.

Remarque: Il est à noter que cet article a été accepté pour publication le 24 octobre 2007 dans la revue *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Cet article a été publié dans le numéro 6 du volume 89 aux pages 1155 à 1161.

6.1. Abstract

Objective: To determine the relationship between the resultant force at the pushrim and the net shoulder joint moments during manual wheelchair (MWC) propulsion in elderly persons

Design: Convenience sample

Setting: A motion analysis laboratory

Participants: Fourteen older MWC users (68.2 ± 5.2 years old) were tested.

Interventions: Kinematic and kinetic data were collected during MWC propulsion at a speed between 0.96–1.01 m/s for 10 s and at a power output around 22.4 W on a wheelchair ergometer.

Main Outcome Measures: Net shoulder joint moments were computed with an inverse dynamic model. The mechanical use (MU) of the forces at the pushrim and the mechanical fraction of effective force (MEF) were measured during propulsion.

Results: MU and MEF had a positive and significant correlation with the net internal ($p < 0.05$) and external ($p < 0.001$) shoulder rotation moment, the net flexion ($p < 0.05$) and extension ($p < 0.001$) moment in the sagittal plane, and the net flexion ($p < 0.001$) moment in the horizontal plane.

Conclusions: The results suggest that as the resultant force at the pushrim has a greater tangential component and a greater proportion of the maximal voluntary force, the majority of the net moments around the shoulder is higher. Thus the optimal way of propelling, from a mechanical point of view (i.e., tangential), may not be advantageous for MWC users.

6.2. Key words

Effectiveness; forces; injuries; kinetics; load; propulsion; shoulder; wheelchair

6.3. Introduction

As reported in 2000 by the Disability Statistics Center of the United States, more than 850,000 wheelchair users were over 65 years of age and used a manual wheelchair (MWC) as their prime mover (Kaye *et al.*, 2000). Simmons *et al.* (1995) showed that only 45% of elderly MWC users in a nursing home were able to propel their wheelchair by themselves. This low level of mobility was related to muscle weakness and pain around the upper limb. MWC propulsion has been associated with a high prevalence of pain and an increased risk (31–73%) of developing injuries in the upper extremities (Bayley *et al.*, 1987, ; Sie *et al.*, 1992). This elevated prevalence could partially be explained by both repetitive and high loads imparted by MWC propulsion to the upper limbs. Using a musculoskeletal model, Veeger *et al.* (2002) showed that the rotator cuff muscles could reach up to 30% of their maximal isometric strength during the propulsive phase. The high solicitation of the rotator cuff muscles found in Veeger *et al.* (2002) were in accordance with Mulroy *et al.* (1996) who tested 17 subjects with dynamic electromyography and found that the supraspinatus had a mean intensity of around 27% of its maximal voluntary activity. The authors (Mulroy *et al.*, 1996) also stated that the rotator cuff muscles were more susceptible to fatigue and injury due to their smaller volume when compared with other propulsive muscles (i.e., pectorialis major, deltoid, etc.). Moreover, a resultant force at the pushrim applied with a large radial component could increase the impingement of the subacromial structures of the shoulder (Boninger *et al.*, 2003). It could then be suggested that the direction of the forces at the pushrim may influence the injury mechanism around the shoulder.

The tangent component (Ftan) is the only one which contributes directly to the forward motion of the wheelchair. The ratio of the tangent force and the resultant force (Fres) at the pushrim is called the fraction of effective force (FEF). The latter parameter gives an indication of the resultant force effectiveness at the pushrim, and generally does not exceed 80% among MWC users (van der Woude *et al.*, 2001). For an elderly population, Aissaoui *et al.* (2002) showed, with an adapted version of FEF ($Ftan^2/Fres^2$) (Boninger *et al.*, 1997b),

that the ratio does not exceed 50%.

Rozendaal *et al.* (2003) interpreted low force effectiveness during MWC propulsion as the best solution the body can come up with when confronted with the requirements imposed by the hand-wheel interface. With the objective of increasing the resultant force effectiveness, de Groot *et al.* (2002) showed greater biological cost in 10 able-bodied trained for higher FEF (90–97%) for the same external power output compared to 10 control subjects. Due to their experimental setup, de Groot *et al.* (2002) could not give information on the load sustained by the joints for the increased FEF. Veeger (1999) demonstrated with an inverse dynamic model that, when only an effective force vector (tangential) was used as input, the shoulder prime movers had to be heavily used when compared to the actual force vector (tangent and radial forces) used as input. However, a resultant force perfectly tangential to the pushrim can barely be seen as a possible situation for MWC users. As shown earlier, the tangent component hardly exceeds 80% of the resultant force at the pushrim, even in wheelchair athletes. Van der Woude *et al.* (2001) Nonetheless, the results of de Groot *et al.* (2002), Rozendaal *et al.* (2003), and Veeger (1999), suggest that users propelling a MWC with a more effective resultant force direction at the pushrim would have greater demand on the shoulder musculoskeletal structures. The results of the aforementioned studies were mostly based on young able-bodied or wheelchair users. No study has yet established the relationship between resultant force effectiveness and the load sustained by the shoulder in older wheelchair users altough they represent the majority of wheelchairs users (Kaye *et al.*, 2000). The purpose of this study is to determine the relationship between the resultant force at the pushrim and the mechanical load sustained by the shoulder during MWC propulsion estimated by the net moments around the shoulder among older wheelchair users.

6.4. Methods

The data used in this work are derived from the subjects and protocol of an earlier study (Aissaoui *et al.*, 2002). A brief description of the experimental procedure is presented here.

6.4.1. Participants

For this experiment, a sample of 14 older wheelchair users (68.2 ± 5.2 years) was recruited. A full description of the participants and the group characteristics are given in Tableau 6.1. The diagnoses among the participants were paraplegia (N=2), tibial/femoral amputation (N=6), acute anterior poliomyelitis (N=4), paraparesis (N = 1) and multiple sclerosis (N=1). To take part in the experiment, participants had to (1) be able to propel a MWC on a daily basis with their two hands; (2) not have a history of pressure sores for more than one year; (3) be able to propel the MWC for a distance of six meters under 30 s; and (4) give informed consent. All of the experiments were performed following the approval of the Lucie Bruneau, Institut de Gériatrie de Montréal, and The École de Technologie Supérieure ethical committees.

Tableau 6.1

Population characteristics (N = 14)

Age (y)	**68.2 ±5.2**
Height (m)	**1.64 ± 0.10**
Weight (kg)	**68.9 ± 15.9**
Gender	**7 Females, 7 Males**
Diagnosis	**Poliomyelitis (N = 4), Lower limb amputation (N = 6), Paraplegia (N = 2, T3 & T12), Paraparesis (N = 1), Multiple Sclerosis (N = 1)**

6.4.2. Experimental design and data collection

All subjects were tested in a custom built wheelchair (Figure 6.1). The seat width of the wheelchair was constant for all subjects whereas the depth was adjusted such that there was a 2 cm space between the back of the knee and the seat. The leg rests were adjustable to the participants' morphology so they were in the same position as in their own wheelchair. The chair was built such that the seat height and horizontal position of the wheel axle could be adjusted. In a static position with the hand at top dead center of the wheel, the seat height (Figure 6.1; θ) was determined when the elbow angle of the participant attained a value between 110–120° (180° represents full extension). In the same static position, the horizontal position of the seat (Figure 6.1; H) was set when the wheel axle reached 4 cm forward of the shoulder. The seat to backrest angle was 95° and the system tilt was 5° (Figure 6.1). The custom chair was mounted and fixed onto an experimental ergometer (Figure 6.1). The designed ergometer was a friction roller cylinder. An instrumented wheel ($SMART^{Wheel}$) was mounted on the right side of the wheelchair to measure the forces and moments applied by the hand to the pushrim in three dimensions during propulsion (Cooper *et al.*, 1997b). The left wheel was a regular wheel on which weights were added so that both wheels had the same inertial characteristics. The forces and moments were recorded at a rate of 240 Hz with a precision of 0.6 N for the forces and 0.6 Nm for the moments (Boninger *et al.*, 1997b).

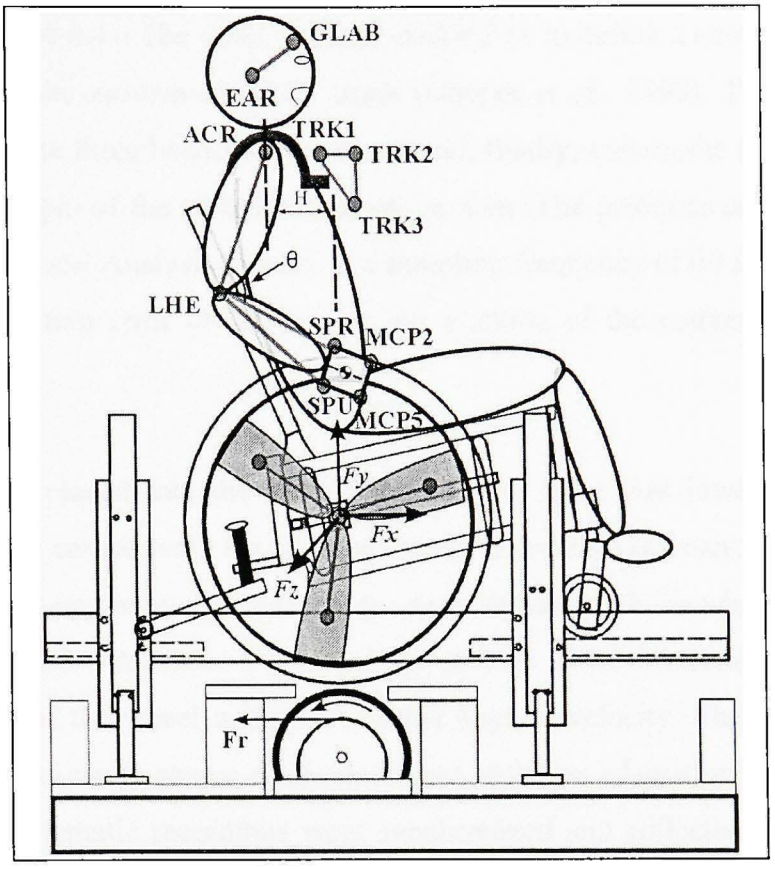


Figure 6.1 ***The experimental ergometer is displayed.***
The vertical (θ) and horizontal (H) positions of the wheel axle were adjustable and were set at 120° of elbow extension and 4 cm forward of the shoulder, respectively. The positions of the markers are shown. The origin of the global coordinate system was placed at the center of the wheel axle. A resistance force (Fr) of 14 ± 1 N was applied to the roller to create friction between the cylinder and the wheels.

To measure the movements of the upper limb, reflective markers were placed onto the following anatomical landmarks (Figure 6.1): one on the forehead (glabella; Figure 6.1; GLAB), one on the right ear (Figure 6.1; EAR), one on the right acromion (Figure 6.1; ACR), one on the lateral epicondyle of the right elbow (Figure 6.1; LHE), one on each of the styloid process of the ulna (Figure 6.1; SPU) and the radius (Figure 6.1; SPR), one on each of the second and fifth metacarpophalangeal joint (Figure 6.1; MCP2 & MCP5). A rigid body, with three reflective markers (Figure 6.1; TRK1, TRK2 & TRK3), was placed at

sternum level of the participants. The rigid body was fixed to the subjects by cuffs around the shoulders (Figure 6.1). The three markers enabled us to define a coordinate system that takes into account the movement of the trunk (Cooper *et al.*, 1999). Three markers were placed on each of the three beams of the wheel and, finally, one on the center of the wheel representing the origin of the global coordinate system. The positions of the markers were recorded by the Motion Analysis System at a sampling frequency of 60 Hz. The system had a spatial reconstruction error of 2.5 mm on the position of the markers (Aissaoui *et al.*, 1996).

The subjects were placed into the wheelchair and the latter was lowered until the back wheels barely made contact with the cylinder. Then, an average resistance force of 14 ± 1 N (Figure 6.1; Fr) was applied to the cylinder to create friction with the wheels. The resistance force applied yielded a maximal power output of 22.4 ± 1.1 W defined as the moment around the z-axis of the wheel multiplied by the angular velocity. The front wheels were locked onto the platform to ensure no displacement. After an adaptation period, tests began. The kinetic and kinematic recordings were synchronized and collected for 10 s when the participants reached a linear speed between 0.96 m/s and 1.01 m/s and maintained that velocity for one minute. An occupational therapist recorded the velocity on a cyclometer and gave verbal feedback if the speed was out of range. The measures were repeated a second time. A mandatory rest period of 4 min was given between each trial to prevent fatigue.

The origin of the global reference system was located at the center of the SMART^{Wheel} (Figure 6.1). The x-axis was oriented in the forward direction horizontally. The y-axis contained the gravitational axis and was oriented in an upward direction, and the z-axis pointed outward laterally.

6.4.3. Data processing

The kinematic and kinetic data were filtered using a low-pass second order Butterworth filter. The cut-off frequency of each kinematic marker and kinetic data was determined by an optimization procedure to minimize an objective function based on the autocorrelation between the noise and the information signal (Cappello *et al.*, 1996).

6.4.3.1. Pushrim force measurements

The SMART^{Wheel} system enabled the authors to measure forces and moments acting at the pushrim in three dimensions (Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz).(Cooper *et al.*, 1997b) From the force vectors obtained, different components could be computed. The resultant force (Fres) at the wheel is the vector sum of the forces acting on the x (Fx), y (Fy) and z (Fz) axes. The tangent component (Ftan) of the forces around the wheel can be obtained by rotating the forces in the global frame into the wheel plane (eq. (6.1)) (Cooper *et al.*, 1997b).

$$Ftan = Fx \cdot \sin(\alpha) - Fy \cdot \cos(\alpha) \cdot \cos(\beta) + Fz \cdot \cos(\alpha) \cdot \sin(\beta) \qquad (6.1)$$

In eq. (6.1), α is the angle between the point of force application (PFA) on the pushrim and the horizontal, and β is the camber angle of the wheel which is 0 in the current experiment. The PFA was computed by the hand center of mass that corresponds to the coordinates of the pushrim. The hand center of mass was determined by the position of the four markers on the hand and the coefficient given by Clauser *et al.* (1969). The mid distances between the ulnar and radial styloid process and between the fifth and second metacarpal joints were computed. The center of mass was located at 0.506% of the distance of the line joining the two mid points starting from the proximal part (i.e., mid point between the styloid and ulnar process).

The mechanical fraction of effective force (MEF) gives an indication of the proportion of resultant force at the pushrim that directly contributes to propel the wheelchair and is obtained by:

$$MEF = Ftan^2 / Fres^2 \times 100 \quad (6.2)$$

The maximal voluntary force (MVF) was recorded before the first trial. The subject was in the wheelchair and elevated 5 cm above the ergometer and the wheels were blocked with nylon straps. A cable tangent to the right wheel was linked to a strain-gauge transducer.[a] The subjects were asked to put his or her right hand at top dead center of the wheel and push forward progressively without any movement of the trunk for 5 s until they reached their maximum strength. The MVF measurements were repeated a second time with a two minutes rest between trials. The mechanical use (MU) is defined as this ratio:

$$MU = Fres / MVF \times 100 \quad (6.3)$$

MU gives an indication of the magnitude of the resultant force at the pushrim when compared to the physical capacity of the subjects. MU is normalized between 0 and 100.

6.4.3.2. Inverse dynamic model

The model used to compute shoulder joint moments was the one developed by Dumas *et al.* (2004) which uses wrench notation and quaternion algebra. The three upper limb segments were modeled as rigid bodies with the ball and socket joint linking them. The inverse dynamic model uses a recursive approach to estimate wrist, elbow, and then shoulder joint kinetics. The inputs for the model were the forces and moments acting at the pushrim, the kinematics of the right upper limb and the anthropometric measurements taken before the experiment. The moments acting at the pushrim (global, x-,y-,z-) were obtained from the

difference between the moments measured by the SMART^{Wheel} and the moments created by the forces applied on the pushrim (Veeger *et al.*, 1991). The shoulder joint moments were first obtained in the global coordinate system and then expressed in the coordinate system described by Cooper *et al.* (1999) and referenced to the trunk. The adduction/abduction moment was around the x-axis of the trunk coordinate system. The internal/external moment was around the longitudinal axis of the humerus. The flexion/extension in the sagittal plane moment was around the z-axis of the trunk reference system while the flexion/extension moment in the horizontal plane was around the vertical axis of the trunk.

6.4.4. Data analysis

The analyses were made only on the pushing part of the propulsion cycle. The push phase started when the torque around the wheel (Mz) deflected by more than 5% from the baseline and ended when Mz returned and stayed 5% from the baseline. Each push phase during the propulsion cycle has its own MEF, MU, and net shoulder joint moment's components. Thus, five consecutive push phases in each trial were taken for analyses. This procedure enabled the authors to analyse 135 push phases (5 push phases per trials x 2 trials per subjects x 14 subjects; kinetic of one trial of one subject was missing). For each of the 135 push phases, the averages of MEF, MU, and net shoulder joint moments were computed.

6.4.5. Statistical analysis

All statistical analyses were carried out using Statistica Software.[b] The Pearson product moment correlation (r) was computed to observe the relationship between the average pushrim parameters (i.e., MU and MEF) and the average of each of the net shoulder joint moments over the push phase. The correlation coefficients were computed on the absolute mean values of each net shoulder joint moments. Thus when the coefficient was positive, it meant that the net shoulder moment was increasing as a function of MEF or MU. The interpretation of the coefficients was through significance testing at $p < 0.05$.

6.5. Results

Tableau 6.2 displays the average MU, MEF, and MVF for the population studied. The average MU was 17.8 ± 12.5% and MEF was 55.4 ± 18.3%. The average MVF for the population was 162.5 ± 77.1 N.

Tableau 6.2

Average and range of the biomechanical parameters at the pushrim (N=14)

	Average ± SD	Range (min-max)
MU (%)	17,8 ± 12.5	5 – 61
MEF (%)	55.4 ± 18.3	19 – 85
MVF (N)	162.5 ± 77.1	59 - 322

The average values of net shoulder joint moments are shown in Tableau 6.3. The highest average shoulder joint moments were flexion in the sagittal plane (5.2 ± 2.1 Nm), flexion in the horizontal plane (2.7 ± 1.3 Nm), adduction (2.0 ± 0.5 Nm), and internal rotation (1.8 ± 0.9 Nm).

Tableau 6.3

Average net shoulder joint moments (Nm) for the population (n = 14)

	Average ± SD
Abduction	**1.7 ± 1.1**
Adduction	**2.0 ± 0.5**
Internal rotation	**1.8 ± 0.9**
External rotation	**0.8 ± 0.5**
Extension in the sagittal plane	**1.7 ± 1.2**
Flexion in the sagittal plane	**5.2 ± 2.1**
Extension in the horizontal plane	**0.4 ± 0.4**
Flexion in the horizontal plane	**2.7 ± 1.3**

6.5.1. Correlation analyses

The correlation analysis performed between MEF and MU revealed a small but significant positive relation between both parameters ($r = 0.269$, $p < 0.05$).

6.5.2. Net shoulder moments

The results of the correlation analysis between MU, MEF and the net shoulder moments are displayed in Tableau 6.4. Significant positive correlations were found between the mean MU and the mean adduction ($r = 0.304$, $p < 0.001$), external rotation ($r = 0.512$, $p < 0.001$), internal rotation ($r = 0.199$, $p < 0.05$), extension in the sagittal plane ($r = 0.645$, $p < 0.001$), flexion in the sagittal plane ($r = 0.177$, $p < 0.05$), and flexion in the horizontal plane ($r = 0.329$, $p < 0.001$) moments. The mean abduction ($r = 0.085$, $p = 0.329$) and extension in the

horizontal plane (r = -0.041, p = 0.810) moments were not significantly correlated with mean MU.

Tableau 6.4

Correlation analysis results between MU, MEF and net shoulder joint moments

	MU (n = 14)		MEF (n = 14)	
	r- values	p-values	*r*-values	p-values
Abduction	0.085	0.329	0.036	0.682
Adduction	0.304*	< 0.001	-0.109	0.237
External rotation	0.512*	< 0.001	0.239*	< 0.001
Internal rotation	0.199*	< 0.05	0.342*	< 0.05
Extension in the sagittal plane	0.645*	< 0.001	0.438*	< 0.001
Flexion in the sagittal plane	0.177*	< 0.05	0.518*	< 0.001
Extension in the horizontal plane	-0.041	0.810	-0.285	0.08
Flexion in the horizontal plane	0.329*	< 0.001	0.675*	< 0.001

NOTE * significant correlation

The analysis between MEF and the net shoulder joint moments revealed significant positive correlations with the average external rotation (r = 0.239, p < 0.001), internal rotation (r = 0.342, p < 0.05), extension in the sagittal plane (r = 0.438, p < 0.001), flexion in the sagittal plane (r = 0.518, p < 0.001), and flexion in the horizontal plane (r = 0.675, p < 0.001) moments. The abduction (r = 0.036, p = 0.682), adduction (r = -0.109, p = 0.237), and extension in the horizontal plane (r = -0.285, p = 0.08) moments did not significantly correlate with average MEF. As an example of the results, the relation between MEF and flexion in the sagittal plane moments and internal rotation moments are displayed as scatter plots in Figure 6.2.

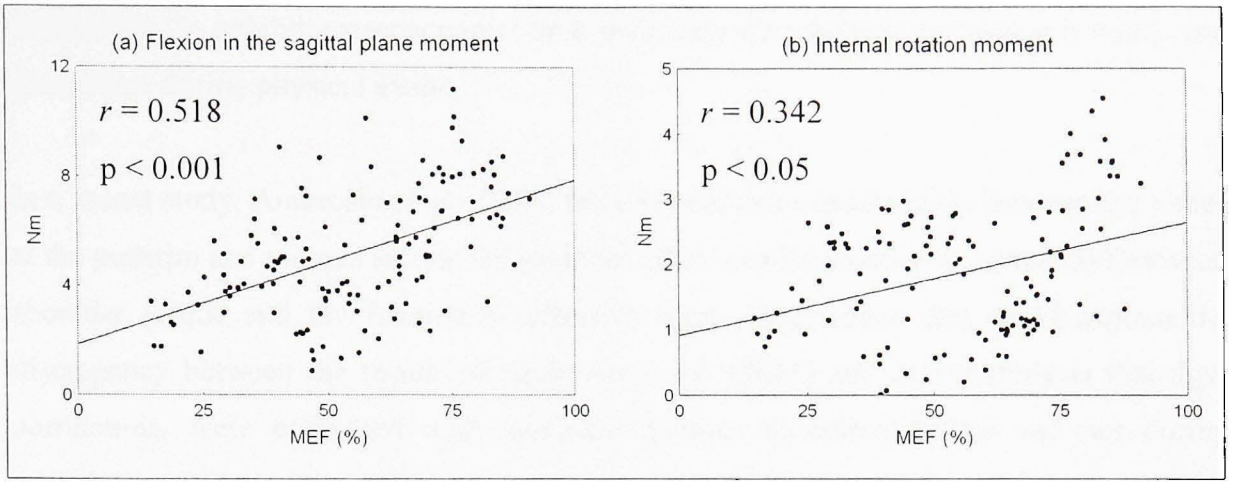


Figure 6.2 ***Scatter plots of all subjects data points (n = 135).***
(a) flexion in the sagittal plane moment and (b) the internal rotation moment versus MEF. The linear fitting lines are displayed in both figures.

6.6. Discussion

The purpose of this study was to determine the relationship between the resultant force at the pushrim and the mechanical load sustained by the shoulder during the push phase of MWC propulsion. The results showed that the push phases with greater mechanical fraction of effective force (MEF) at the pushrim so as greater mechanical use (MU) had higher net shoulder joint moments for the same speed and power output. It has been shown in the ergonomic domain that workers with repetitive tasks having greater force requirement are more at risk of shoulder injuries due to overuse (Frost *et al.*, 2002, ; Leclerc *et al.*, 2004). Increasing the load sustained by the shoulder for the same external conditions could accelerate the apparition of muscle fatigue and lead to possible injuries (Koontz *et al.*, 2002). Therefore, one could suspect that for an extended duration, propelling with a force direction close to mechanically optimal could be damaging for the musculoskeletal structures of the users. Moreover, a recent study (Mercer *et al.*, 2006) established a relationship between high shoulder loads and shoulder pathologies. In this study, the authors (Mercer *et al.*, 2006) demonstrated that subjects who had higher shoulder moments were

more likely to exhibit coracoacromial arch pathology on magnetic resonance imagery and discomfort during physical exam.

In a recent study, Ambrosio *et al.* (2005) tried to establish a relationship between the forces at the pushrim and torques around the shoulder. Their results showed no correlation between shoulder torque and the fraction of effective force. One reason that could explain the discrepancy between the results of Ambrosio *et al.* (2005) and in our study is that their correlations were computed with isokinetic torques measured before and not during propulsion whereas in our study, the correlations were made with net shoulder moments measured during propulsion.

In order to prevent fatigue, Arabi *et al.* (1999) recommended continuous use of a force under 30% of the maximal voluntary force (MVF). The mechanical use (MU) defined by the ratio of the resultant force and MVF, was on average, 17.8% in the current study. Thus, the elderly population studied here were propelling with a force at the pushrim that was lower than that recommended by Arabi *et al.* (1999) However, the correlation analysis revealed that the push phases with greater MU had higher net shoulder joint moments. Tableau 6.5 displays the average of net shoulder joint moments for subjects who propel with MU lower and higher than 30%. Even though only two subjects propelled with a MU greater than 30%, their average net joint moments around the shoulder are mostly higher when compared to subjects propelling with MU under 30% for the same speed and external power output. These results cope well with the suggestion of Arabi *et al.* (1999) since higher mechanical load sustained by joints for the same external condition could accelerate the onset of fatigue. Because only two subjects propelled with MU > 30%, no statistical analyses between both groups for subjects' characteristics could be performed. The only two users who propelled with MU > 30% were older (76.5 years old), weighted less (65.5 kg), were smaller (1.63 m), and had lower MVF (78.3 N) compared to those who propelled with MU < 30% (66.8 years old, 69.5 kg, 1.64 m, 176.6 N). The diagnoses for both subjects propelling with MU > 30% were paraparesis and lower limb amputation. The low MVF

could in part explain higher MU for both subjects who propelled with MU > 30% because they still have to apply a certain amount of force to move the wheelchair. However, this interpretation or any other interpretation between MU and subjects' characteristics has to be verified on a larger number of subjects before any firm conclusion can be drawn.

Tableau 6.5

Average net shoulder joint moments (Nm) for subjects under 30 % MU and over 30 % MU

	MU < 30% (n = 12)	MU ≥ 30 % (n = 2)
Abduction	1.6	2.5
Adduction	2.0	2.3
Internal rotation	1.8	2.7
External rotation	0.8	1.6
Extension in the sagittal plane	1.6	4.0
Flexion in the sagittal plane	5.1	6.2
Extension in the horizontal plane	0.6	0.4
Flexion in the horizontal plane	2.6	3.8

The correlation analyses made between MEF and MU revealed a correlation coefficient of 0.269. The low correlation does not give valuable information and does not enable us to predict one parameter from the other. Thus, MEF and MU give distinct information and should be computed when evaluating wheelchair propulsion performance. MU gives an indication on the magnitude of the resultant force at the pushrim compared to the physical capacity of the user whereas MEF gives information on the effectiveness of the resultant force at the pushrim.

The average mechanical fraction of effective force (MEF) was 55.4% for the population studied here. It is difficult to compare the MEF results in the current study with others because of the formulation used. First, the tangential component was obtained by rotating

the force vectors from the global plane into the wheel plane according to Cooper *et al.* (1997b) This formulation takes into account the wrist moment and yields, in the view of the authors, a better estimate of the tangent force than the formulation with the moment around the hub. Second, the MEF parameter was computed by the ratio of the tangent force and the resultant force at the pushrim squared. This definition was used because it is normalized with respect to the amplitude of the resultant force (Aissaoui *et al.*, 2002). The elderly population in this study displayed greater effectiveness at the pushrim when compared to the spinal cord injured (SCI) population studied by Boninger *et al.* (1999) for the same speed (~ 1 m/s; MEF = 26%) and is almost equivalent to the one reported by Boninger *et al.* (1997a) on six wheelchair athletes (~ 52%). Thus the elderly population studied here displayed a good efficiency when compared to younger MWC users, suggesting a good independence and activity level.

As it can be seen, almost half of the propulsive forces generated by the users does not contribute to the forward motion of the wheel. According to some authors, this low force effectiveness would be optimal given the constraints of the task (Rozendaal *et al.*, 2003, ; Veeger *et al.*, 1992, ; Veeger, 1999). However, de Groot *et al.* (2002) showed that it is possible to improve the effectiveness of propulsion by visual feedback of the forces at the pushrim. Still, they noted that as the subjects propelled with greater tangent component, the biological energy furnished (defined by gas expenditure) increased, reducing the gross mechanical efficiency. De Groot *et al.* (2002) suggested that the reduction of the gross mechanical efficiency could be in part due to the increased torque needed around the shoulder to maintain an effective force direction. The correlation analyses made in this study revealed a significant positive relationship with some net shoulder joint moments. The increase in the net shoulder moments in the sagittal plane is understandable since a force directed more tangentially to the pushrim increases the lever arm between the shoulder and the resultant force applied as suggested by Veeger *et al.* (1992) What is interesting about the results in this study is the increase found in the moments acting to rotate and also flex the shoulder horizontally for a resultant force with a greater tangent component. This suggests

that to maintain a high force effectiveness throughout the push phase, the shoulder has to sustain a considerable amount of load in many directions which could be damaging in the long run. Our results tend to confirm de Groot *et al.* (2002) suggestion that higher moments around the shoulder are needed to maintain an effective force direction. The shoulder moments estimated by the current model are net moments which are the sum of muscular and reaction moments. However, net shoulder joint moments have been shown to be good predictors of contact forces at the joint level (Praagman *et al.*, 2000, ; Veeger *et al.*, 2002). Thus, one could suppose that augmentation in net shoulder moments would result in higher contact forces. The increase found in the moments at the shoulder also suggests an increase in muscular activity. The shoulder rotation moments may be harmful since these movements are accomplished by smaller muscles (i.e., rotator cuff) (Mulroy *et al.*, 1996). In this study, the strongest correlation for the rotation moments was found with the internal one. Propelling with higher internal rotation moments could induce an imbalance between the different muscles acting to rotate the arm both externally and internally. This imbalance could induce impingement of the shoulder (McMaster *et al.*, 1991).

The limitations of the current study are mainly three fold: the experimental ergometer and custom chair used, the population studied, and MVF recordings. First, to record propulsion kinematics and kinetic in a controlled environment, an ergometer and custom chair had to be used instead of the subjects' wheelchair. Even though the seat width was not adjustable, all the subjects could fit in and no complaints about discomfort were reported. Moreover, the use of experimental ergometer has proven to be a useful and valid tool to study people with disability (Martin *et al.*, 2002). Secondly, the population studied here was composed of older wheelchair users and therefore the application of the results is limited to this population. Older MWC users were focused on because they represent more than half of all MWC users (Kaye *et al.*, 2000). Moreover, few studies characterized propulsion mechanics for older MWC users even though they have the same risk of developing shoulder problems as younger MWC users (Nichols *et al.*, 1979). Finally, top dead center of the wheel was selected to record the maximal voluntary force (MVF) to standardize test position between

subjects. MVF was recorded by a strain gauge rather than by the SMART^{Wheel}. A strain gauge was used to measure MVF because of the limitation imposed by the maximum recording capabilities of the SMART^{Wheel} (±155 N). Thus, MVF is measured as a peak tangential force and could underestimate the actual MVF. Another limitation in this study is that the comparisons and analyses were made between different subjects and not across the subjects themselves. Therefore, it is impossible to determine, for a specific user, the actual impact of the load sustained by the joints during propulsion for different force effectiveness at the pushrim. Studies designed like the one by de Groot *et al.* (2002) and (Kotajarvi *et al.* (2006) could be useful to determine the shoulder load for different force directions on the same subject.

6.7. Conclusion

This study established a relationship between the effectiveness of the resultant force at the pushrim and the mechanical load as expressed by the net shoulder moments during MWC propulsion among older users. Although the population studied here is limited, the results in this study are in line with the view that the most optimal way of propulsion, from a mechanical point of view (i.e., tangent), may not be advantageous for the users, since net shoulder moments are augmented when propelling with a more efficient force at the pushrim.

6.8. Suppliers

a. RL20000B-150, Rice Lake Weighing Systems, Rice Lake, Wisconsin
b. StatSoft, Inc. (2001). STATISTICA (data analysis software system), version 6. www.statsoft.com.

CHAPITRE 7

ARTICLE 3 : THE EFFECT OF RESULTANT FORCE AT THE PUSHRIM ON SHOULDER KINETICS DURING MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION: A SIMULATION STUDY

Guillaume Desroches [1,2,3], Rachid Aissaoui [1,2,3], Daniel Bourbonnais [3]

[1] Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), CRCHUM, Hôpital Notre-Dame, Montréal, Québec, Canada
[2] Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure, Montréal, Québec, Canada
[3] Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), Site de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM), Montréal, Québec, Canada

This work was supported in part by MENTOR (Canadian Institutes of Health Research (CIHR) strategic training program), the Reseau Provincial de recherche en Adaptation-Readaptation (REPAR) and the Natural Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC).

Remarque : Il est à noter que cet article a été accepté pour publication le 29 septembre 2007 dans la revue *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. Cet article a été publié dans le numéro 4 du volume 55 aux pages 1423 à 1431.

7.1. Abstract

The aim of this study was to determine, by simulation on real data, the effect of modifying the direction or effectiveness of a given force amplitude on the load sustained by the shoulder estimated by joint forces and moments. Kinematics and kinetics data were recorded on fourteen manual wheelchair users (68.2 ± 5.2 years) for ten seconds at sub-maximal speed (0.96-1.01 m/s). The simulation consisted in modifying force effectiveness (MEF) at the pushrim while maintaining the same initial force amplitude. Shoulder kinetics were computed for simulated resultant forces from radial to tangent directions and also for initial force effectiveness. The results show that as the force was simulated tangent to the wheel, there was a significant increase in the average proximal and anterior shoulder joint forces. Also, significant increases in average internal rotation, flexion in the sagittal and horizontal plane moments were reported. Higher shoulder kinetics could accelerate the onset of fatigue and increase the risk of injury. A single-case analysis revealed an improvement window for force effectiveness (~ 10 %) in which shoulder kinetics were not substantially increased. Our results provide useful information on what would happen to shoulder kinetics if we were able to teach MWC users to modify their force pattern at the pushrim. The results suggest that for an elderly population, it is not wise to aim at producing a mechanically optimal resultant force at the pushrim (i.e., tangent). Smaller increases of the initial force effectiveness would be preferable.

7.2. Index terms

Effectiveness, Injury, Manual wheelchair, Propulsion, Shoulder kinetics, Simulation.

7.3. Introduction

Shoulder pathologies are the most common problems reported by manual wheelchair (MWC) users; they lead to major functional limitations (Sie *et al.*, 1992, ; Subbarao *et al.*, 1995). The repetitive and high loads sustained during MWC propulsion are thought to be one of the possible causes of injury and pain to the shoulder. Sabick *et al.* (2004) developed a ratio to assess demand at the joint during propulsion relative to its capacity to produce a moment. They noted that, at the shoulder level, the flexor and external rotator muscles had to produce the highest moment relative to their maximal capacity, which makes them more susceptible to fatigue. Muscle fatigue could increase the risk of shoulder injury (Koontz *et al.*, 2002). Indeed, Mercer *et al.* (2006) reported a relationship between high shoulder kinetics during propulsion and shoulder pathologies. Individuals who propelled with higher shoulder forces and moments were more likely to have coracoacromial arch pathologies (Mercer *et al.*, 2006). Boninger *et al.* (2003) hypothesized that the direction or the effectiveness of the resultant force at the pushrim could influence shoulder load. Thus, establishing the relationship between the resultant force at the pushrim and the load sustained by the shoulder could give insight into injury mechanism around the shoulder.

The forces exerted by the hand at the pushrim during MWC propulsion can be described into radial, axial and tangential components. The radial and axial components create friction between the hand and the pushrim so a tangent force can be applied (Vanlandewijck *et al.*, 2001). The tangent force is the only component that contributes directly to the forward motion of the wheel. The ratio of tangent force and the resultant force at the pushrim gives an indication of the effectiveness of propulsion from a mechanical point of view. This ratio varies among the MWC population. For a young spinal cord injured population and wheelchair athletes, the tangent component represents between 50 and 80% of the resultant force (van der Woude *et al.*, 2001), whereas for an elderly population, it does not exceed 50% (Aissaoui *et al.*, 2002).

The low force effectiveness found in MWC propulsion would be the best compromise given the constraints imposed by the user-wheelchair configuration (Rozendaal *et al.*, 2003, ; Veeger *et al.*, 1991). During the push phase, the hands of the users have to follow the circular path of the pushrim. The forces exerted by the hands do not influence the trajectory of the hands, which makes possible the application of non tangent forces at the pushrim and thus, it results in low task efficiency (Veeger, 1999). A greater tangent component for a same force magnitude would increase the moment around the hub, and would theoretically decrease the work needed for the same external power output. On the other hand, higher force effectiveness at the pushrim has been associated with higher physiological cost (de Groot *et al.*, 2002) and also higher shoulder loads (Desroches *et al.*, 2005). The results in de Groot *et al.* (2002) and Desroches *et al.* (2005) suggest that the force direction observed would be a balance between the biomechanical cost of propulsion and also the efficiency of the latter. However, they were based on comparisons between different subjects and not within subjects. It would be interesting to determine the impact on the load sustained by the shoulder if the subject had higher force effectiveness for the same external conditions (i.e., power output, speed) and resultant force magnitudes. Since it is almost impossible to achieve this kind of analysis in a standardized protocol, it is more appropriate to use a simulation study. The objective of this study was to perform simulation on real data, to determine the effect of modifying the effectiveness of a given force amplitude on the load sustained by the shoulder estimated by joint forces and moments.

7.4. Methods

7.4.1. Participants

Fourteen elderly subjects (68.2 ± 5.2 years) who used manual wheelchairs (MWC) as their prime means of locomotion for at least one year volunteered for this experiment. A full description of the subject's characteristics is given in Tableau 7.1. The diagnoses among the participants were paraplegia (N=3), tibial/femoral amputation (N=6), acute anterior

poliomyelitis (N=4) and multiple sclerosis (N=1). To be accepted into the experiment, participants had to (1) be able to propel a MWC on a daily basis with their two hands; (2) not have a history of pressure sores for more than one year; (3) be able to propel the MWC on a distance of six meters under 30 seconds and (4) give informed consent. All of the experiments were made following the approval of the ethical committees of the Centre de réadaptation Lucie Bruneau, the Institut de gériatrie de Montréal and the École de technologie supérieure.

Tableau 7.1

Population characteristics, (N = 14)

	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Gender	Diagnosis
S1	68	142	54.6	F	Poliomyelitis
S2	66	180	85.9	M	Paraplegia T12
S3	66	163	57.7	M	Bilateral tibial amputation
S4	65	173	77.3	M	Right condyle amputation
S5	60	173	75.0	M	Paraplegia T3
S6	76	158	83.2	F	Paraparesis
S7	64	163	88.6	F	Poliomyelitis
S8	66	173	90.9	M	Right tibial amputation
S9	69	168	70.5	M	Poliomyelitis
S10	63	168	50.0	F	Multiple sclerosis
S11	77	168	47.7	M	Right femoral amputation
S12	77	155	52.3	F	Right femoral amputation
S13	69	158	79.1	F	Poliomyelitis
S14	69	155	52.3	F	Femoral amputation
Mean (SD)	68.2 (5.2)	164.1 (9.9)	68.9 (15.9)	7 F, 7 M	

7.4.2. Experimental design

A full description of the experimental design can be found in Aissaoui *et al.* (2002). A brief description will be given here. The experimental ergometer used was a custom-built friction roller cylinder rather than a motor driven one (Figure 7.1). A modified wheelchair was installed on the ergometer and each subject was tested in that wheelchair. The seat width of the wheelchair was constant for all subjects. The depth was adjusted so that there was a 2 cm space between the back of the knee and the seat. The leg rests were adjusted to the same position as the ones on the participants' wheelchair. The vertical position of the wheel axle was set at 120° of elbow extension when the subject's hand was at top dead center of the wheel in a static position (van der Woude *et al.*, 1989). The horizontal position of the wheel axle was set to 4 cm in front of the shoulder. The seat to backrest angle was 95° and the system tilt angle was 5°.

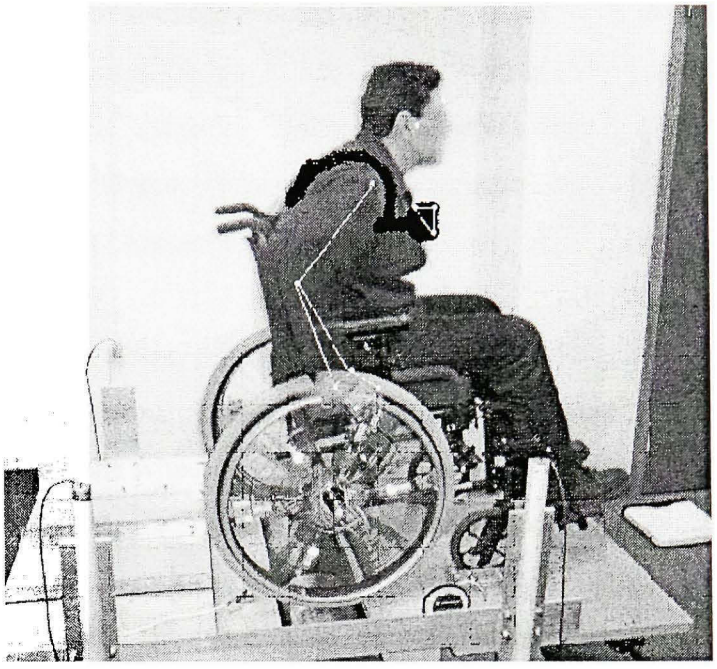


Figure 7.1 ***Subject propelling on the custom-built wheelchair that was fixed to the experimental ergometer.***
The white dots represent the markers' position.

An instrumented wheel (SMART^{Wheel}, Three Rivers Holdings LLC, Mesa, AZ) was mounted on the right side to measure the three-dimensional reaction forces and moments at the pushrim at a sample rate of 240 Hz (Asato *et al.*, 1993). The left wheel was a regular wheel on which weights were added so that both wheels had the same inertia characteristics.

Reflective markers were placed on the right upper limb onto the following anatomical landmarks (Figure 7.1): one on the forehead (glabella), one on the right ear, one on the right acromion, one on the lateral epicondyle of the right elbow, one on the styloid process of the ulna and of the radius, one on the second and fifth metacarpophalangeal joint. A rigid body with three reflective markers was placed on the sternum of the participants. The three markers enabled us to define a coordinate system that takes into account movement of the trunk (Cooper *et al.*, 1999). Three markers were placed on each of the three beams of the wheel and, finally, one on the center of the wheel, to represent the origin of the global

coordinate system. The positions of the markers were recorded with the Motion Analysis System at a sampling frequency of 60 Hz. Four cameras were used and dispose on an arc of 170° on the right side of the subjects. The camera had a minimal distance from the experimental apparatus of 2 meters. The system had a spatial reconstruction error on the position of markers of 2.5 mm (Aissaoui *et al.*, 1996).

7.4.3. Experimental procedure

The subjects transferred into the wheelchair and the latter was lowered until the back wheels barely made contact with the roller. Then, a resistance force of about 14 ± 1 N was applied to the cylinder, which yielded a maximal power output around 22.4 ± 1.1 W. The front wheels were locked to the platform to prevent any displacement. After an adaptation period, the test began. Subjects were asked to propel the wheelchair at a linear velocity between 0.96 and 1.01 m/s. An occupational therapist recorded the velocity on a cyclometer (Bell-8 Cyclometer, Bell Sports, Canada) and gave verbal feedback if the speed was out of range. When that speed was maintained for one minute, kinematic and kinetic recordings were synchronized and collected for ten seconds. The test was repeated a second time with a four minute rest period between both trials.

7.4.4. Data processing

The kinematic and kinetic data were filtered using a low-pass second order Butterworth filter. The cut-off frequencies of each kinematic marker and kinetic data were determined by an optimization procedure to minimize an objective function based on the autocorrelation between the noise and the information signal (Cappello *et al.*, 1996).

7.4.4.1. Simulation

The simulation consisted of changing the resultant force direction at the pushrim while maintaining its same magnitude, in computing the shoulder joint moments and forces. The resultant force (*Fres*) at the pushrim is the vector sum of the forces acting on the *x*, *y* and *z* axis. The tangent component (*Ftan*) of the forces at the pushrim is given by:

$$Ftan = Fx \cdot sin(\alpha) - Fy \cdot cos(\alpha) \cdot cos(\varepsilon) - Fz \cdot \cos(\alpha) \cdot sin(\varepsilon) \qquad (7.1)$$

where α is the angle formed by the point of force application (PFA) and ε the camber angle of the wheel, which is zero in the current experiment. The PFA was computed by the hand center of mass that corresponds to the coordinates onto the pushrim. The hand center of mass was determined with the position of the four markers on the hand and the coefficient given by (Clauser *et al.*, 1969). The midpoints between ulnar and radial styloid processes and between 5^{th} and 2^{nd} metacarpal joints were computed. Then, the center of mass was located 0.506 % of the distance of the line joining the two midpoints starting from the proximal part (i.e., midpoint between the styloid and ulnar process). The mechanical effective force (MEF) is given as the ratio between *Ftan* and *Fres* squared (Boninger *et al.*, 1997a).

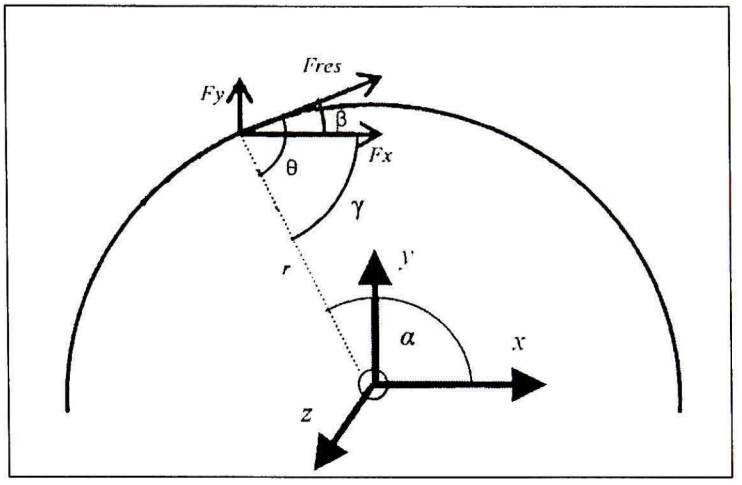


Figure 7.2 ***Graphical display of the different force components (Fx, Fy, Fres) at the pushrim.***
θ is the angle between the resultant force and the radius; it is the one that we modify to obtain new *x* and *y* force component. γ is the angle between the x force and the radius; it remains constant for different resultant force direction. β is the angle form between *Fres* and the radius, it is obtained by subtracting γ to θ.

When a resultant force is applied tangent to the pushrim, the angle between the force vector and the radius is 90° (Figure 7.2; θ). When the resultant force is directed toward the radius this same angle would equal 0°. Thus, modifying the θ angle can yield different MEF with the same initial force modulus (eq. (7.2)).

$$\begin{aligned} NFx &= Fres \cdot \cos(\theta - \gamma) \\ NFy &= Fres \cdot \sin(\theta - \gamma) \end{aligned} \tag{7.2}$$

In equation 7.2, γ is the angle formed by the force acting on the *x* axis and the radius (Figure 7.2); it does not change for different *Fres* directions and is obtained by subtracting α to 180°. Thus, by varying θ values from 90° to 0° we obtained different MEF values (Figure 7.3). The simulation was made for MEF values starting with 0 % (radial) to 100 % (tangent) MEF and incremented by steps of 10 %. The θ angle that corresponded to simulated MEF

was calculated (Figure 7.3) and inputted into equation 6.2. Each frame of the resulting force vector was multiplied by the θ angle to obtain the corresponding force vectors (*NFx & NFy*, the force acting on the *z-axis* was neglected). The new *x* and *y* force vectors obtained for each simulation (eq. (7.2)) were inserted, along with the initial upper limb kinematics, moments at the pushrim and anthropometric data, into an inverse dynamic model to compute shoulder kinetics.

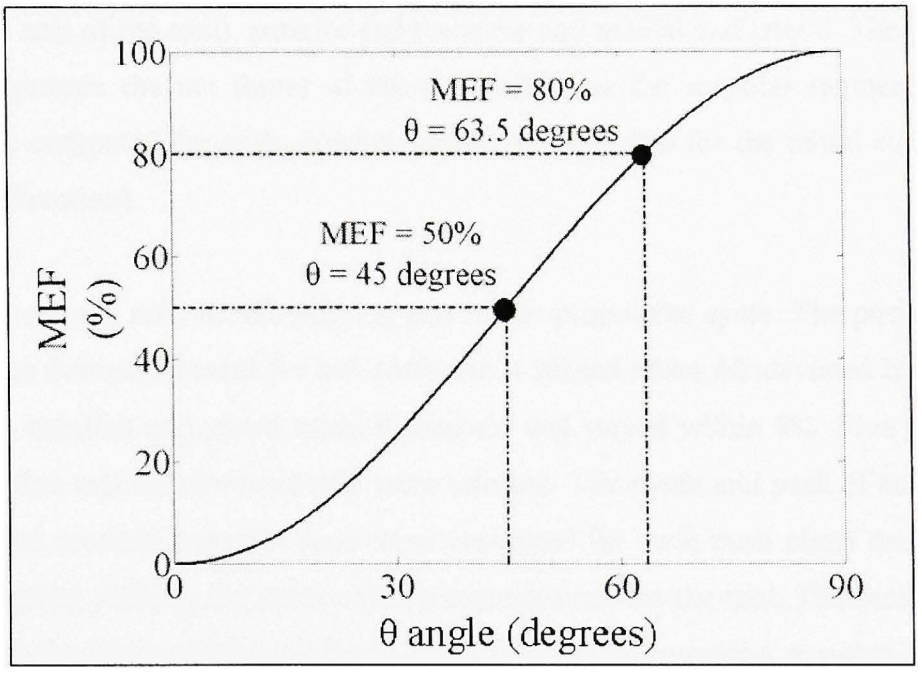


Figure 7.3 ***Plot of MEF as a function of θ for one subject.***
For the desired MEF, the angle θ is found and then inputted into the equations to obtain the new *x* and *y* force components (*NFx* and *NFy*). For example, if we wanted to simulate a MEF of 50 % θ would have to equal 45 degrees; for 80 % MEF, θ would be 63.5 degrees.

7.4.4.2. Inverse dynamic model

The model used to compute shoulder joint forces and moments was the one developed by Dumas *et al.* (2004), which uses wrench notation and quaternion algebra. The inputs for the model were the forces and moments acting at the pushrim, the kinematics of the upper

limbs, and anthropometric measurements taken before the experiment. The moments acting at the pushrim (global, *x*-,*y*-,*z*-) were obtained from the difference between the moments measured by the SMART^{Wheel} and the moments created by the forces applied on the pushrim (Veeger *et al.*, 1991). The shoulder joint moments were expressed in the coordinate system described by Cooper *et al.* (1999) and referenced to the trunk. They were: adduction and abduction, internal and external rotation, flexion and extension in the sagittal and horizontal plane. The forces were also referenced to the trunk and described as: proximal and distal (longitudinal axis of the arm), anterior and posterior and medial and lateral. The joint forces computed represent the net forces of the arm acting on the scapular segment. Shoulder kinetics were computed for each simulation (n = 11) and also for the initial condition (i.e. initial force direction).

Analyses were made only on the pushing part of the propulsive cycle. The push phase was defined by the moment around the hub (*Mz*) and it started when *Mz* deviated by more than 5% from the baseline and ended when it returned and stayed within 5%. Five consecutive push phases that met the above criteria were selected. The mean and peak of each shoulder joint force and moment over the push were computed for each push phase and were then averaged together yielding the mean and the average peak for the trial. The same procedure was repeated for the second trial. Then, both trials were averaged together. The above procedure was made for each simulation and the initial condition.

7.4.5. Statistical analysis

All analyses were done with Statistica software (Stat Soft Inc., Tulsa, OK). Student T-tests for dependent samples were carried out to determine whether significant differences ($p < 0.05$) could be found in the mean and average peaks for shoulder joint forces and moments between the initial condition and each simulation. The Wilcoxon signed test with an alpha level at .05 was used if the sample was not normally distributed (Shapiro-Wilk; $p < 0.05$).

7.5. Results

The average initial MEF for the population was 55.3% with a standard deviation of 18.3%. The initial MEF data range from 19 to 85%.

7.5.1. Simulation results

7.5.1.1. Shoulder joint forces

The results of the analysis for mean shoulder joint forces are displayed in Tableau 7.2. Significant increases for the average proximal and anterior force components were found for simulated forces tangent to the wheel when compared to the forces for the initial condition. In general, resultant forces simulated between 50 and 80% MEF did not yield significant differences from the initial average joint forces.

When the resultant force was simulated to be 100% MEF, the peak medial and anterior shoulder forces were found to be significantly higher than the initial condition (Tableau 7.3). For the proximal force component, forces simulated between 40 and 70% MEF yielded lower peak forces when compared to the initial force direction. Resultant force simulated between 40 and 70% MEF did not show significant differences compared to initial MEF in shoulder lateral, medial and anterior force components.

Tableau 7.2

Average (SD) of mean joint forces at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation

	Proximal*	Lateral*	Medial*	Anterior*
Initial	**19.7 (8.6)**	**2.3 (1.6)**	**5.8 (2.4)**	**23.8 (8.9)**
0% MEF	12.7 (4.9) †	2.3 (0.9)	5.9 (2.4)	8.7 (3.2) †
10% MEF	12.9 (5.3) †	2.4 (1.2)	6.1 (2.0)	11.4 (3.7) †
20% MEF	13.6 (5.5)	2.5 (1.2)	6.2 (2.0)	13.5 (4.3) †
30% MEF	14.5 (5.8)	2.6 (1.3)	6.3 (2.0)	15.5 (4.7) †
40% MEF	15.5 (5.9)	2.7 (1.3)	6.3 (2.0)	17.7 (4.9) †
50% MEF	16.6 (6.2)	2.8 (1.4)	6.3 (2.1)	19.9 (5.0)
60% MEF	17.9 (6.6)	2.9 (1.4)	6.4 (2.2)	22.2 (5.2)
70% MEF	19.4 (6.9)	2.9 (1.5)	6.4 (2.3)	24.5 (5.5)
80% MEF	21.3 (7.2)	3.0 (1.6)	6.5 (2.5)	26.0 (5.9)
90% MEF	23.8 (7.5)	3.2 (1.6)	6.5 (2.7)	29.9 (6.5) †
100% MEF	29.3 (8.5) †	3.4 (1.7)	6.5 (2.9)	35.6 (8.1) †

† Significant difference ($p < 0.05$) from the initial condition
* Non-parametric sign test was used

Tableau 7.3

Average (SD) of peak joint forces at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation

	Proximal*	Lateral*	Medial*	Anterior
Initial	**33.9 (11.3)**	**3.9 (2.5)**	**9,8 (4.0)**	**31.5 (11.8)**
0% MEF	31.9 (10.7)	4.1 (1.3)	11.0 (5.0)	21.7 (7.5) †
10% MEF	31.3 (10.6)	4.0 (1.6)	11.1 (4.7)	24.7 (7.3) †
20% MEF	31.2 (10.6)	4.1 (1.7)	11.2 (4.6)	26.1 (7.1)
30% MEF	31.2 (10.6)	4.2 (1.8)	11.3 (4.5)	27.6 (6.7)
40% MEF	31.2 (10.6) †	4.3 (1.9)	11.3 (4.4)	29.1 (6.4)
50% MEF	31.3 (10.6) †	4.4 (2.0)	11.4 (4.4)	30.7 (6.2)
60% MEF	31.5 (10.6) †	4.5 (2.1)	11.4 (4.4)	32.4 (6.2)
70% MEF	31.8 (10.5) †	4.6 (2.2)	11.4 (4.4)	34.5 (6.4)
80% MEF	32.3 (10.5)	4.8 (2.4)	11.5 (4.4) †	37.1 (7.0) †
90% MEF	33.4 (10.4)	5.0 (2.4)	11.5 (4.4) †	40.5 (8.1) †
100% MEF	37.0 (10.5)	5.6 (2.7)	11.4 (4.5) †	47.6 (11.5) †

† Significant difference ($p < 0.05$) from the initial condition
* Non-parametric sign test was used

7.5.1.2. Shoulder joint moments

The results of the analysis for mean shoulder moments are displayed in Tableau 7.4. A resultant force simulated as 100% MEF yielded significant higher average shoulder internal rotation, flexion in the sagittal plane and flexion in the horizontal plane moments. When the resultant force was simulated between 40 and 70% MEF, no significant augmentations or reductions in average abduction, external rotation and flexion in both planes moments were noted when compared to the initial condition. For adduction and internal rotation moments, a resultant force simulated between 70 and 90% MEF did not yield significant changes compare to the initial condition.

Tableau 7.4

Average (SD) of mean joint moments at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation

	Adduction*	Abduction *	Internal rotation *	External rotation *	Extension in the sagittal plane *	Flexion in the sagittal plane *	Flexion in the horizontal plane
Initial	**1.3 (0.4)**	**1.6 (1.1)**	**1.8 (1.0)**	**0.7 (0.5)**	**1.1 (0.8)**	**5.2 (2.2)**	**2.6 (1.3)**
0% MEF	1.3 (0.3)	0.9 (0.7)	1.3 (0.7)†	0.6 (0.5)	2.5 (1.2)†	2.0 (1.1)†	1.3 (0.4)†
10% MEF	1.1 (0.3)†	1.4 (0.8)	1.2 (0.7)†	0.9 (0.6)†	2.3 (1.1)†	2.9 (1.3)†	1.4 (0.5)†
20% MEF	1.0 (0.3)†	1.6 (0.8)	1.2 (0.7)†	1.0 (0.6)†	2.1 (1.0)†	3.3 (1.4)†	1.5 (0.4)
30% MEF	1.0 (0.3)†	1.7 (0.8)	1.2 (0.7)†	1.0 (0.5)†	2.0 (1.0)†	3.7 (1.5)	1.7 (0.5)
40% MEF	1.0 (0.3)†	1.7 (0.8)	1.3 (0.7)†	0.9 (0.5)	1.9 (1.0)†	4.1 (1.5)	1.9 (0.5)
50% MEF	1.1 (0.3)†	1.7 (0.8)	1.4 (0.7)†	0.9 (0.5)	1.8 (0.9)†	4.4 (1.6)	2.2 (0.5)
60% MEF	1.1 (0.3)†	1.7 (0.8)	1.5 (0.7)	0.8 (0.5)	1.7 (0.9)†	4.8 (1.6)	2.5 (0.6)
70% MEF	1.1 (0.3)	1.7 (0.8)	1.6 (0.7)	0.8 (0.5)	1.6 (0.9)†	5.3 (1.7)	2.8 (0.7)
80% MEF	1.1 (0.3)	1.6 (0.8)	1.8 (0.7)	0.8 (0.5)	1.5 (0.9)†	5.8 (1.8)	3.2 (0.7)†
90% MEF	1.1 (0.4)	1.5 (0.8)	2.1 (0.7)	0.7 (0.6)	1.4 (0.8)	6.4 (1.9)†	3.7 (0.8)†
100% MEF	1.5 (0.7)	1.1 (0.8)†	2.8 (0.7)†	0.6 (0.5)	1.1 (0.7)	7.6 (2.3)†	4.7 (1.0)†

† Significant difference ($p < 0.05$) from the initial condition
* Non-parametric sign test was used

As for peak shoulder joint moments, a simulated resultant force at the pushrim of 90 and 100% MEF augmented significantly the internal rotation and flexion in the horizontal plane moments (Tableau 7.5). The peak flexion in the sagittal plane moment was significantly increased when the resultant force was simulated tangent to the wheel.

Tableau 7.5

Average (SD) of peak joint moments at the shoulder during the push phase for the initial condition and for each simulation

	Adduction*	Abduction*	Internal rotation *	External rotation*	Extension in the sagittal plane*	Flexion in the sagittal plane*	Flexion in the horizontal plane*
Initial	**3.5 (0.8)**	**2.5 (1.7)**	**2.6 (1.3)**	**0.9 (0.8)**	**2.1 (1.7)**	**7.9 (3.4)**	**4.1 (1.7)**
0% MEF	3.0 (0.9)†	1.6 (1.1)	1.9 (0.9)†	1.4 (1.1)	4.5 (1.9)†	3.1 (1.8)†	2.9 (1.0)
10% MEF	2.8 (0.9)†	2.3 (1.3)	1.8 (1.0)†	1.6 (1.1)†	4.2 (1.8)†	4.4 (2.0)†	3.4 (0.9)
20% MEF	2.7 (0.9)†	2.6 (1.3)	1.9 (1.0)†	1.7 (1.1)†	4.0 (1.8)†	5.1 (2.1)†	3.6 (0.9)
30% MEF	2.6 (0.9)†	2.7 (1.3)	1.9 (1.0)	1.7 (1.1)†	3.8 (1.8)†	5.7 (2.2)†	3.8 (0.9)
40% MEF	2.6 (0.9)†	2.8 (1.3)	2.0 (1.0)	1.6 (1.1)†	3.7 (1.7)†	6.3 (2.3)	4.0 (0.9)
50% MEF	2.5 (0.9)†	2.8 (1.3)	2.1 (1.0)	1.6 (1.1)	3.5 (1.7)†	6.4 (2.9)	4.2 (0.8)
60% MEF	2.5 (0.9)†	2.8 (1.3)	2.3 (1.0)	1.6 (1.1)	3.3 (1.7)†	7.5 (2.6)	4.5 (0.8)
70% MEF	2.5 (0.9)†	2.7 (1.3)	2.5 (0.9)	1.5 (1.1)	3.1 (1.6)†	8.1 (2.9)	4.8 (0.8)
80% MEF	2.5 (0.8)†	2.6 (1.3)	2.8 (0.9)	1.5 (1.1)	2.8 (1.6)†	8.8 (3.1)	5.2 (0.9)†
90% MEF	2.6 (0.8)†	2.5 (1.2)	3.1 (0.9)†	1.4 (1.0)	2.6 (1.5)	9.7 (3.4)	5.8 (1.1)†
100% MEF	2.9 (0.9)	1.7 (1.2)	4.2 (1.0)†	1.1 (1.0)	1.9 (1.3)	11.6 (4.1)†	6.9 (1.7)†

† Significant difference ($p < 0.05$) from the initial condition
* Non-parametric sign test was used

7.5.1.3. Single case analysis

In this section, we wanted to show what would happen to shoulder kinetics if a user having initially an inefficient resultant force at the pushrim was trained to be more efficient. Figure 7.4 (a-c) depicts the time-series of the main shoulder forces and Figure 7.4 (a-d), the time series of the main shoulder moments for the different simulations. The subject initially propelled with a MEF of 22%. When the forces at the pushrim were simulated to be tangent to the wheel (100% MEF), the mean anterior/posterior force augmented by 92% and the mean proximal/distal force by 70%, while the mean medial/lateral shoulder joint force decreased by 33%. For shoulder joint moments, a resultant force simulated tangent to the wheel resulted in an increase of 11% for the average adduction/abduction moment, 124%

for the average internal/external moment, 71% for the average flexion/extension in the sagittal plane moment and 189% for the average flexion/extension in the horizontal plane. What is interesting to note in the graphics is that a slight augmentation of the initial MEF around 10% would not have markedly increased shoulder forces nor moments, since these still remained within the standard deviation of forces and moments obtained from the initial force direction at the pushrim.

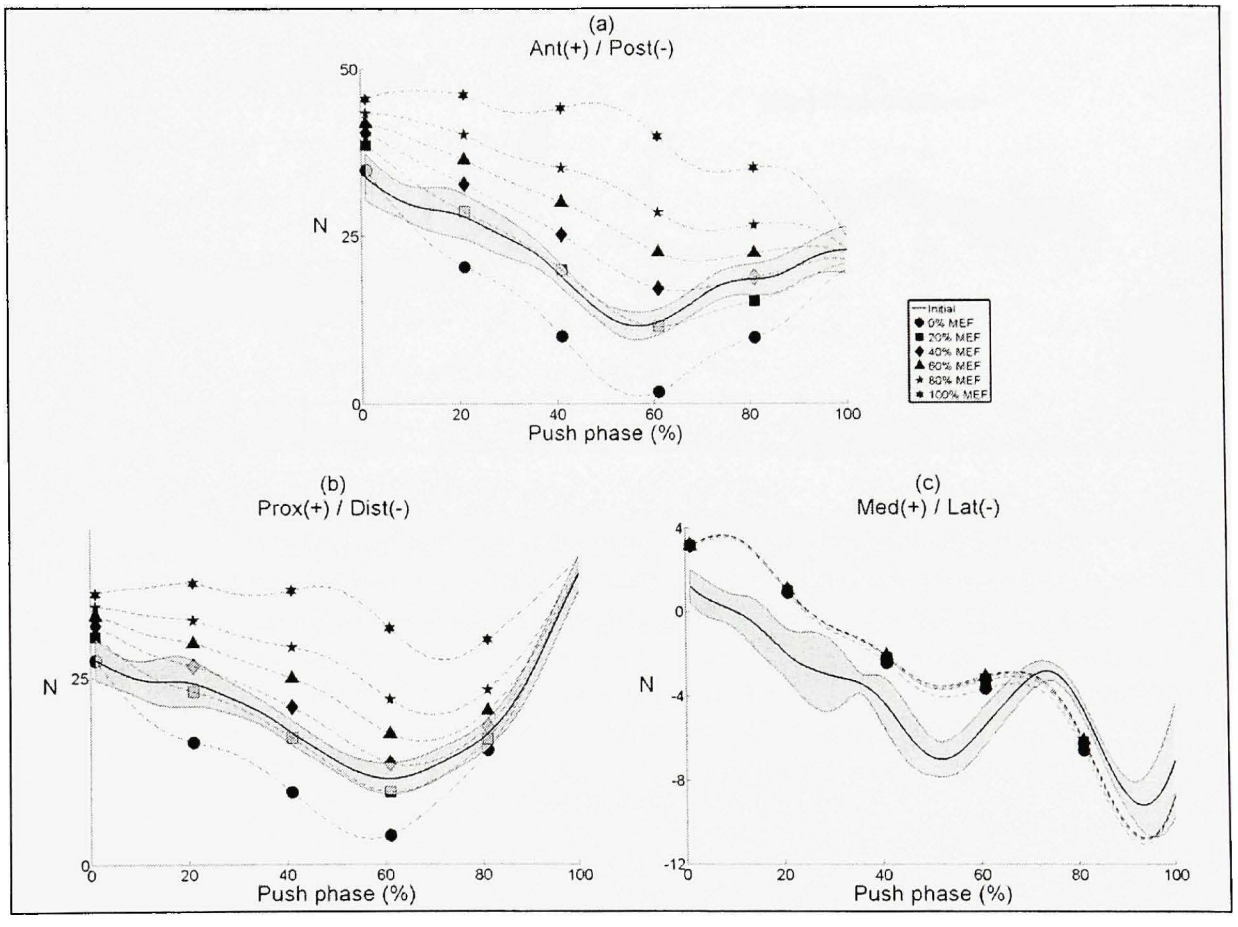


Figure 7.4 ***Time series force components for one subject who had an initially inefficient resultant force direction (MEF = 22 %) at the pushrim.***
In (a) the solid line depicts the anterior(+)/posterior(-) force over the push phase obtained from the initial force direction, the grey shaded area showing the standard deviations. The other lines each represent the moments obtained from a simulation. The proximal(+)/ distal(-) force is shown in (b) and the lateral(+)/medial(-) force in (c).

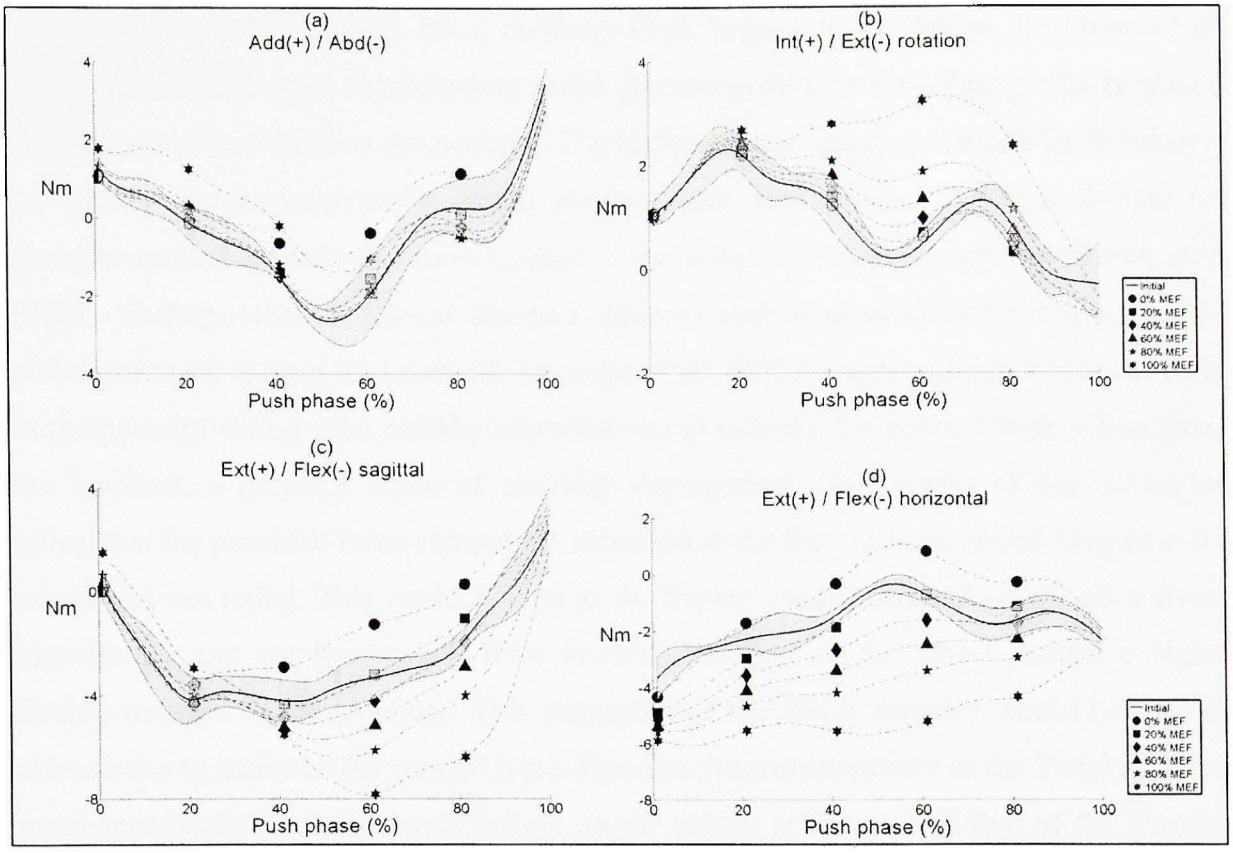


Figure 7.5 ***Time series moment components for one subject who had an initially inefficient resultant force direction (MEF = 22 %) at the pushrim.***
In (a) the solid line depicts the adduction(+)/abduction(-) moment over the push phase obtained from the initial force direction, the grey shaded area showing the standard deviations. The other lines each represent the moments obtained from a simulation. The internal(+)/external(-) rotation moment is shown in (b), the extension(+)/flexion(-) moment in (c) and the extension(+)/flexion(-) moment in the horizontal plane in (d).

7.6. Discussion

The results of the simulation study showed that a force oriented tangent to the wheel significantly increased simulated shoulder kinetics during manual wheelchair propulsion (MWC). This suggests that regardless of the actual amount of forces applied at the pushrim, the resultant force direction has an important impact on the load sustained by the shoulder. Our results are in line with those of Veeger (1999), who showed with an analytical model an

increase in muscular activity for a resultant force tangent to the wheel. De Groot *et al.* (2002) demonstrated an augmentation in the physiological cost for subjects who propelled with higher effectiveness at the pushrim. The higher physiological cost found by de Groot *et al.* (2002) was hypothesized to have resulted from the increase in torque around the shoulder needed to produce a force tangent to the wheel. Our results support de Groot *et al.* (2002) findings since simulated shoulder kinetics were augmented when the force was simulated to be tangent to the wheel. Boninger *et al.* (2003) suggested that a reaction force at the pushrim with greater radial component would increase the upward force acting along the humerus, a probable cause of shoulder impingement. The results of our simulation reveal that the proximal force component increased as the force was simulated tangent to the wheel and not radial. This could be due to the higher demand exerted on shoulder flexor muscles. As our results show, a force simulated tangent to the wheel yielded a higher flexion moment at the shoulder. This suggests that the flexor muscles would have to be more active to maintain the tangent force direction. Increased activity of the flexor muscles, more specifically of the anterior deltoid, could induce an upward gliding of the humeral head resulting in a higher proximal shoulder force component (Mulroy *et al.*, 1996).

In a recent study, Mercer *et al.* (2006) established a relationship between high shoulder loads and the risk of shoulder pathologies. In this study (Mercer *et al.*, 2006), subjects who had higher shoulder kinetics were more prone to shoulder pathologies. Mercer *et al.* (2006) stated that higher proximal force and internal rotation moment would both contribute in different ways to impingement of the shoulder and would increase the risk of shoulder injury. A higher proximal force component would induce an upward movement of the humeral head toward the acromion process (Koontz *et al.*, 2002, ; Kulig *et al.*, 1998). This would reduce the subacromial space and compress the soft tissues (i.e. muscles, ligaments, and bursa) which could lead to impingement. Propelling with higher internal rotation than external rotation might induce muscle imbalance and also increase the risk of shoulder impingement (McMaster *et al.*, 1991). In the population studied here, the average simulated proximal force and the peak and average simulated internal rotation moments were

significantly higher when the force was simulated to be tangent to the wheel, while the simulated external rotation moment stayed the same. This suggests that propelling with an effective force at the pushrim (tangent) could be harmful for users and should not be encouraged.

In the current study, average initial MEF was used to asses MWC propulsion mechanics. The MEF gives an indication on the proportion of the resultant force that actually contributes to the forward motion of the wheelchair. Mean MEF has the advantage over peak MEF that it gives information on the performance of the users over all the push phase and not only on single point in time. Moreover, peak MEF across all subjects often reached values close to 100%. Using peak MEF to measure wheelchair propulsion mechanics could overestimate the overall performance of the user. For our sample in general, it seems that a simulated MEF between 40 and 80% would not substantially increase shoulder kinetics when compared to shoulder forces and moments resulting from the initial MEF. However, a more individual approach should be taken since there is a big discrepancy, as shown by the standard deviation (± 18.3%) and range (19-85%), in average MEF. The MEF standard deviation is a bit higher but not as different as others reported in the literature. In a review of different studies that have reported MEF values, Vanlandewijck *et al.* (2001) revealed standard deviation ranging from 4 to 14% for groups of able bodied, MWC users and athletes. The high variability found in MEF in the current study could not be attributed to the heterogeneity of our population because the lowest (19%) and highest (85%) MEF values were for subjects who had the same diagnosis (poliomyelitis). Rozendaal *et al.* (2003) suggested that the preferred force direction is aimed at maximizing the mechanical effect of propulsion while minimizing the musculoskeletal cost. Thus, force direction would be based on the individual user's physical capacity which could explain the high MEF variability found here. The single-case analysis revealed that for a subject who was initially inefficient (22% MEF), a force simulated tangent to the wheel yielded major increases in shoulder kinetics (up to 189%). However, as seen in Figure 7.4 and Figure 7.5 a slight improvement around 10% of his initial MEF would not have resulted in substantially higher

simulated shoulder kinetics. This suggests that for the same arm pattern, there exists an 'improvement window' in the force effectiveness. The subject would be more efficient during propulsion without augmenting markedly the load sustained by the shoulder. Higher propulsion efficiency would decrease the total amount of forces needed at the pushrim, since the latter would contribute in greater measure to forward wheelchair motion (Boninger *et al.*, 1997b). Less force at the pushrim would result in a reduction of the load sustained by the joints. Consequently, it would seem important to teach or train users to produce a more efficient force at the pushrim, but within the physical limits of each individual. As shown earlier, a force tangent to the wheel increases simulated shoulder kinetics. Focusing on small improvements of force effectiveness could be beneficial for the users, as it would increase the mechanical performance of propulsion without exerting a higher demand on his joints.

The 'improvement window' found in this study could be useful in clinical practice if training methods for force production at the pushrim were available. Visual feedback of the forces at the pushrim has proven to increase propulsion effectiveness among non wheelchair users (de Groot *et al.*, 2002) but it was not successful for experienced MWC users (Kotajarvi *et al.*, 2006). The visual information displayed by de Groot *et al.* (2002) and Kotajarvi *et al.* (2006) was the ratio between the tangent and the resultant forces which varies between 0 and 1. Maybe other visual information, such as the angle of the resultant force with respect to vertical (0-90 degrees) would yield better results for training subjects. Also, adding proprioceptive feedback to visual information of the forces could help train MWC users to change their force production at the pushrim. Future studies will focus on this aspect. The ability to teach new and experienced MWC users on how to produce forces at the pushrim could be useful for clinicians in managing the load sustained by joints and prevent injuries.

The population studied in the current work consisted of elderly MWC. This population was focused on because they represent the majority of the MWC population (Kaye *et al.*, 2000).

The heterogeneity of the group was based on the fact that the diagnoses among the elderly MWC population vary widely and none is predominant (Kaye *et al.*, 2000). Thus the non-homogeneity of the group is, in our view, more representative of the population of elderly wheelchair users. Moreover, studies showed that only 45% of elderly MWC users in a nursing home were able to propel by their own power (Simmons *et al.*, 1995). This low propulsion rate was associated with muscle weakness and pain felt during the propulsion (Simmons *et al.*, 1995). Nichols *et al.* (1979) showed that more than 40 % of elderly MWC users complained of pain around the shoulder. Therefore biomechanical studies of elderly MWC users are important to help maintain their independence level and prevent possible injuries.

The simulation study done here does have a few limitations. All the subjects were tested in the same wheelchair. The seat width was not adjustable to the subjects which could have influenced the propulsion style. However, the seat was large enough so each subject could fit and no major complaints about discomfort or instability were reported. Therefore we are confident that the experimental wheelchair represented as close as possible the actual subjects' chair given the constraints of our experimental procedure (kinematics and kinetics recordings). The force acting latero-medially (*Fz*) at the pushrim was neglected. This could explain why only small variations were noted for adduction/abduction moments and the latero/medial shoulder force component. However, a visual assessment of initial forces at the pushrim applied by our population shows that the latero/medial force was of low amplitude compared to other forces and thus it was deemed negligible for the simulation. Moreover, since there was no camber angle, the force on the *z*-axis did not influence the tangent force. The simulated effectiveness of the resultant force during the push phase was constant which is rarely the case in real propulsion. At the start of the push phase, the resultant force at the pushrim has a low effectiveness and increases as the hand reaches top dead center, and then gradually decreases until the end of the push phase. Experiments in which different resultant force effectiveness would be simulated depending on the percentage of the push phase could help determine whether an "ideal force pattern" exists.

This could lead to specific training programs aimed at teaching how to propel with a more effective force at the pushrim without substantially increasing the load sustained by the shoulder. The upper limb kinematics were the same across the different simulations. It is safe to say that major modifications in force production at the pushrim would alter upper limb kinematics. However, we believe that small increases in force effectiveness would not result in major changes in propulsion pattern. Shoulder kinetics obtained here were simulated making it difficult to apply the results to real life condition. However, simulations have been widely used for determining muscles forces (Lin *et al.*, 2004, ; Veeger *et al.*, 2002) and torques (Richter, 2001) and are generally accepted. Thus it is important to bear in mind that the results presented here are simulated.

In spite of its limitations, our simulation study was the only method that could help to determine in a satisfactory way the impact on the load sustained by the shoulder for different force effectiveness at the pushrim for a single subject. Our results provide useful information on what could happen to shoulder kinetics if we were able to teach elderly MWC users to modify their force pattern at the pushrim. However, no information could be obtained concerning muscles excitation patterns for different force direction. This aspect should be investigated in future work and would enable us to have more information on propulsion mechanics and propose more robust training strategies. Still, the results presented here suggest for an elderly population, that it would not be wise to aim at producing a mechanically optimal resultant force at the pushrim (i.e. tangent). Smaller increases of the initial force effectiveness would be preferable. As shown earlier, an 'improvement window' seems to exist that would allow elderly subjects to be slightly more efficient without substantially increasing the load sustained by the shoulder and, by the same token, the risk of shoulder injury.

7.7. Acknowledgements

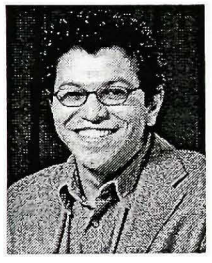
The authors would like to thank all those who have contributed to this project and Mathieu Desmarais and Margot Lacroix for the revision of the text.

7.8. Biographies



Guillaume Desroches received a B.Sc. degree in kinesiology at Université Laval, Quebec City, QC, Canada in 2004. He is currently pursuing a Ph.D. degree in health technologies at l'Ecole de technologie superieure in Montreal, QC, Canada.

His research interests include rehabilitation biomechanics, more specifically, the impact of manual wheelchair propulsion on the load sustained by the shoulder.



Rachid Aissaoui (M'98) received the B.Sc. degree in electrical engineering from the University of Science and Technology of Oran, Oran, Algeria, in 1985 and the Ph.D. degree in biomechanics from the Université Joseph Fourier, Grenoble, France, in 1990. He joined the Clinical Research Institute of Montreal, QC, Canada, as head of the Engineering Rehabilitation team in 1991. He was responsible for the gait laboratory at the Sainte-Justine Hospital Research Center, Montreal, from 1992 to 1995. He worked as a Researcher at the NSERC Industrial Research Chair on Wheelchair Seating Aids, Montreal, from 1996–2001. He is currently Full Professor with the department of Génie de la Production Automatisée at Ecole de Technologie Supérieure and member of the Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, Montreal. His research interests are related to gait analysis and 3-D modeling of human locomotion, the development of tools for seating posture evaluation, as well as the biomechanics of wheelchair propulsion. Dr. Aissaoui is a member of the CRIR, REPAR, and the IEEE-EMB Society.



Daniel Bourbonnais received a B.Sc.(1978) degree in occupational therapy and a Ph.D. (1984) degree in neurological sciences from University of Montréal. He is now the Director of the Ecole de Réadaptation of the University of Montréal where he has been a faculty member since 1987. He also held a researcher position since 1988 at the site Institut de Réadaptation of Montréal of the Centre interdisciplinaire de recherché en réadaptation du Montréal métropolitain. He is a member of the Centre de recherches en sciences neurologiques of the Faculty of medicine of University of Montréal.

CHAPITRE 8

ARTICLE 4 : NET SHOULDER JOINT MOMENTS IN WHEELCHAIR PROPULSION FOR DIFFERENT PROPULSION PATTERNS

Guillaume Desroches [a, b, c, *], Rachid Aissaoui [a, b, c], Daniel Bourbonnais [c]

[a] Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), CRCHUM, Hôpital Notre-Dame, Montréal
[b] Département de génie de la production automatisée, École de Technologie Supérieure, Montréal
[c] Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation de Montréal (CRIR), Site Institut de réadaptation de Montréal (IRM)

Remarque : Il est à noter que cet article a été soumis à la revue *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* le 28 avril 2008. Cet article est présentement sous révision.

8.1 Abstract

Objective. The purpose of this study is to establish the relationship between propulsion patterns and net shoulder joints moments during manual wheelchair (MWC) propulsion among older MWC users.

Design. Kinematics and kinetics data were recorded from fourteen older users (68.4 SD 5.2 years old) propelling at submaximal speed (~ 1 $m \cdot s^{-1}$) on an ergometer. Propulsion patterns were classified based on their metrical and topological aspect and using fuzzy clustering. Mean and peak net shoulder joint moments over the push and recovery phases were compared between classes.

Results. Four classes (C1 to C4) of patterns were identified. C1 pattern had pumping and single loop characteristics, C2 pattern had characteristics close to circular with single loop whereas C3 and C4 had pumping and double loop pattern characteristics with C4 having a more prolonged pattern. Differences were found in mean and peak net shoulder joint moments between the patterns. Generally, subjects who propelled with C1 pattern had higher shoulder kinetics compared to other propulsion patterns.

Conclusion. The results suggest that for older MWC users, a pumping pattern would not be advantageous at shoulder level when propelling at sub maximal speed on an ergometer. The results in this study provide insight into propulsion kinematics and kinetics and could help find a propulsion pattern that would best suit MWC users.

8.2 Key words

Biomechanics, elderly, kinetics, manual wheelchair, propulsion patterns

8.3 Introduction

Although more than 50 % of manual wheelchair (MWC) users in the United States are aged over 65 (Kaye *et al.*, 2000), few studies address propulsion characteristics for this population. Nichols *et al.* (1979) showed that over 40% of elderly MWC users suffered from shoulder pain which was directly related to wheelchair use. The repetitive and high loads sustained during MWC propulsion are considered one of the causes of degenerative process around the glenohumeral joint (Bayley *et al.*, 1987, ; Rodgers *et al.*, 1994). Amongst different factors yielding increased loading, propulsion pattern may influence shoulder loading (Veeger *et al.*, 2002). In the literature, propulsion patterns have been described using the kinematics of the hand during propulsion cycle (Boninger *et al.*, 2002, ; de Groot *et al.*, 2004, ; Richter *et al.*, 2007, ; Sanderson et Sommer, 1985, ; Shimada *et al.*, 1998, ; Veeger *et al.*, 1989).

In general, four patterns were identified based on qualitative observations of hand kinematics: pumping, semicircular (SC), single-loop over propulsion (SLOP), and double-loop over propulsion (DLOP). The pumping pattern consists of a recovery movement that follows the path of the pushrim in the opposite direction of propulsion (Boninger *et al.*, 2002, ; de Groot *et al.*, 2004, ; Sanderson et Sommer, 1985). The SC pattern was defined as a recovery movement of the hand following a continuous path under the pushrim (Boninger *et al.*, 2002, ; de Groot *et al.*, 2004, ; Sanderson et Sommer, 1985, ; Shimada *et al.*, 1998). The SLOP pattern was defined as a recovery movement of the hand over the pushrim (Boninger *et al.*, 2002, ; Shimada *et al.*, 1998). The DLOP pattern was also defined as a recovery movement over the pushrim but with cross-over points (Boninger *et al.*, 2002, ; Shimada *et al.*, 1998).

In 2005, the Consortium for Spinal Cord Medicine (2005) emitted clinical guidelines that recommended that MWC users should propel with a SC pattern. These recommendations were mostly based on the results of Sanderson et Sommer (1985), Boninger *et al.* (2002),

and Shimada *et al.* (1998). Sanderson et Sommer (1985) suggested that the SC pattern would be more advantageous for MWC users because of a prolonged push phase leading to greater and more continuous impulse at the pushrim and reducing push frequency. Boninger *et al.* (2002) found that the SC pattern would be best at reducing trauma at the upper extremities level because of lower cadence and the absence of abrupt direction change of the upper limb. Shimada *et al.* (1998) stated that the SC pattern was more efficient when compared to SLOP and DLOP patterns because of lower elbow and shoulder joint angular velocities and accelerations. It was reported in the literature that high joint acceleration may lead to upper limb injury (Fleisig *et al.*, 1995, ; Glousman *et al.*, 1992). Variation in joints angular acceleration could suggest that shoulder joint kinetics may differ between propulsion patterns since inverse dynamic equations depend on joints angular acceleration. Yet, no studies have estimated shoulder joint kinetics for various propulsion patterns. The shoulder joint is the prime mover during propulsion. Moreover, a recent study showed that users propelling with higher shoulder joint moments for the same external conditions were more susceptible to show pathologies during physical exams (Mercer *et al.*, 2006). In addition, net shoulder joint moments have been linked to contact forces at the shoulder joint which gives indication on the load sustained by the joint (Charlton et Johnson, 2006, ; Praagman *et al.*, 2000). Establishing the relationship between propulsion pattern and shoulder kinetics could give insight into propulsion mechanics and could also help find a pattern that would best suit MWC users at shoulder level.

Classification of propulsion patterns in abovementioned studies (Boninger *et al.*, 2002, ; Sanderson et Sommer, 1985, ; Shimada *et al.*, 1998) was performed by visual inspection of hand kinematics in the sagittal plane. Categorization by the visual aspect of the pattern could cause misclassification if patterns have subtle differences. Aissaoui et Desroches (2008) proposed a quantitative approach to characterize the patterns based on their metrical and topological aspects. The patterns were then classified using fuzzy clustering approach. The authors (Aissaoui et Desroches, 2008) identified four patterns and showed differences in the mechanical fraction of the effective force and also in the mechanical usage between

patterns for older MWC users. A quantitative classification could provide more robust comparison between classes. In addition, using a quantitative description of the propulsion pattern enables to compute the reliability of the patterns among subject.

The purpose of this study is to evaluate the load sustained by the shoulder, estimated by net shoulder joint moments, in relation to propulsion patterns categorized using a quantitative classification and compute the reliability of the pattern during MWC propulsion among older MWC users.

8.4 Methods

8.4.1 Subjects and experimental procedure

For the current experiment, 14 older manual wheelchair (MWC) users (7 males, 7 females) were recruited. The mean age, height and weight were 68.4 (SD 5.2) years old, 1.64 (SD 0.10) m, and 68.9 (SD 15.9) kg respectively. The diagnoses were poliomyelitis (n = 4), lower limb amputation (n = 6), paraplegia (n = 2; T3 & T12), paraparesis (n = 1) and multiple sclerosis (n = 1). To be accepted in the experiment, the participants had to be able to propel a MWC on a daily basis with their two hands, not have a history of pressure sores for more than one year, be able to propel a MWC on a distance of six meters under 30 seconds and give informed consent. All of the experiments were made following the approval of the Lucie Bruneau and the École de technologie supérieure ethics' committees.

The experiment was conducted in a custom-built wheelchair fixed on a friction roller experimental ergometer (Aissaoui *et al.*, 2002). The chair had a constant seat width whereas the depth of the seat was adjustable so there was a 2 cm space between the seat and the back of the knee of the subjects. The leg rests were adjusted to the same position as the ones on the participants' wheelchair. The seat tilt angle was set at 5° and the seat to backrest angle was 95°. The seat height was set and corresponded to an elbow angle between 110-120 deg.

(180 deg. represents full extension) with the hand at top dead center of the wheel (van der Woude *et al.*, 1989). In the same static position, the horizontal position of the wheel axle was positioned 4 cm forward of the shoulder (Desroches *et al.*, 2006).

Reflective markers were placed onto the following anatomical landmarks to record upper limb kinematics of the right side during propulsion: one on the forehead (glabella), one on the ear, one on the acromion, one on the lateral epicondyle of the elbow, one on each of the styloid process of the ulna and radius, one on each of the second and fifth metacarpophalangeal joint. A rigid body, with three reflective markers was placed at sternum level of the participants. The rigid body was fixed to the subjects by cuffs around the shoulders. The three markers enabled us to define a coordinate system that takes into account the movement of the trunk (Cooper *et al.*, 1999). Three markers were placed on each of the three beams of the wheel and one on the center of the wheel, which represents the origin of the global coordinate system. The positions of the markers were recorded by the Motion Analysis System (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, California, USA) at a rate of 60 Hz. The system had a spatial reconstruction error on the position of the markers of 2.5 mm (Aissaoui *et al.*, 1996).

An instrumented wheel (SMART^{Wheel}; Three Rivers Holdings, Mesa, Az) was installed on the right side of the wheelchair to measure the forces and moments in three dimensions exerted by the subjects during propulsion (Asato *et al.*, 1993). A regular wheelchair wheel was placed on the left side and weights were added to ensure that both wheels had the same inertia characteristics. The SMART^{Wheel} measures the forces with a precision of 0.6 N and the moments with a precision of 0.6 N·m at a sampling rate of 240 Hz (Boninger *et al.*, 1997b). The origin of the reference system was located at the center of the wheel. The positive x-direction was oriented horizontally forward, the positive y-direction was oriented upward and the positive z-direction was oriented outward laterally.

After the markers were placed, the subject transferred into the ergometer and the seating adjustments were performed. The wheelchair was lowered until the latter made contact with the friction roller. An average resistance force of 14 (SD 4) N was applied to the roller to create friction which yielded a maximal power output of 22.3 (SD 1.1) W. An adaptation period was allowed so the subjects could familiarize themselves with the design. When they were accustomed, the experimentation began. The subjects were asked to naturally propel the wheelchair until they reached a linear velocity between 0.96 and 1.01 $m \cdot s^{-1}$. An occupational therapist recorded the speed on a cyclometer (Bell-8 Cyclometer, Bell Sports, Canada) and gave verbal feedback if the speed was out of range. When the speed was maintained constant for at least one minute, the kinematic and kinetic recordings were synchronized and collected for 10 seconds. The trial was repeated a second time and mandatory rest periods of 4 minutes were given between each trial to prevent fatigue.

8.4.2 Data reduction and analysis

The kinematic and kinetic data were filtered using a low-pass second order Butterworth filter. The cut-off frequency of each kinematic marker and kinetic variable was determined by an optimization procedure to minimize an objective function based on the autocorrelation between the noisy and the filtered signal (Cappello *et al.*, 1996).

Net shoulder joint moments were computed using an inverse dynamic model (Dumas *et al.*, 2004). The three upper limb segments were modelled as rigid bodies linked by ball and socket joints. The inputs for the model were the forces and moments acting at the point of force application (PFA) on the pushrim, the kinematics of the right upper limb, and anthropometric measurements (i.e. upper limb circumferences, weight, height) taken before the experiment. The PFA was computed by the hand center of mass that corresponds to the coordinates on the pushrim. The hand center of mass was determined with the position of the four markers on the hand and the coefficient given by Dempster (1955) The midpoints between ulnar and radial styloid processes and between 5^{th} and 2^{nd} metacarpophalangeal

joints were computed. Then, the center of mass was located 0.506 % of the distance of the line joining the two midpoints starting from the proximal part (i.e., midpoint between the styloid and ulnar process). The moments acting at the PFA were obtained from the difference between the moments measured by the SMART^{Wheel} and the moments created by the forces applied on the pushrim (Veeger *et al.*, 1991). The shoulder joint moments were first obtained in the global coordinate system and then expressed in the coordinate system described by Cooper *et al.* (1999) and referenced to the trunk. The adduction/abduction moment was around the x-axis of the trunk coordinate system. The internal/external moment was around the longitudinal axis of the humerus. The flexion/extension in the sagittal plane moment was around the z-axis of the trunk reference system while the flexion/extension moment in the horizontal plane was around the vertical axis of the trunk (Cooper *et al.*, 1999, ; Desroches *et al.*, 2006).

The propulsion cycle was divided into two phases: the push phase and the recovery phase. The push phase started when the torque around the wheel (*Mz*) deflected by more than 5 % from the baseline and ended when *Mz* returned and stayed 5 % from the baseline (Cooper *et al.*, 1999). The recovery phase started at the end of the push phase until the beginning of the next push phase. For each of the net joint moments, mean and peak values were computed over the push and recovery phases.

During the recovery phase, no forces are applied to the pushrim and the hand returns at initial position to start a new push phase. The propulsion patterns were computed over the propulsion cycle (i.e. from the beginning of the push phase to the beginning of the next one) with the position of the hand COM. The trajectory of the hand COM in the sagittal plane describes a contour. The contour, defined by the COM, was re-oriented in order to be invariant with respect to the starting angle (i.e. the contour was rotated in the sagittal plane so the starting point was at the top dead center). From that contour, two parameters were extracted to describe the aspect of the contour (Aissaoui et Desroches, 2008). The metrical aspect of the contour was expressed as the ratio (R1) between the area of the convex hull of

the contour (Figure 8.1, S-ConvHull) and the rectangle that circumscribed the contour (Figure 8.1, S-Rect). Thus, R1 gives an indication on the thickness of contour. The second parameter (R2) computed gives an indication on the topological aspect of the contour (i.e. presence or not of crossover points). The area of the contour was computed in the clockwise direction. When the contour edges intersect, the area estimated corresponds to the absolute value of the difference between the clockwise encircled areas (Figure 8.1, S-Polygon-1) and the counter clockwise-encircled areas (Figure 8.1, S-Polygon-2). The ratio (R2) between S-Polygon and S-ConvHull gives an indication on the presence of more than one loop. The values of both ratios (R1 & R2) vary between 0 and 1. R1 differentiates between the pumping pattern (R1 → 0) and circular (R1 →1) whereas R2 differentiates between double-loop (R2 → 0) and single-loop (R2 → 1). Both ratios were computed for each propulsion cycle.

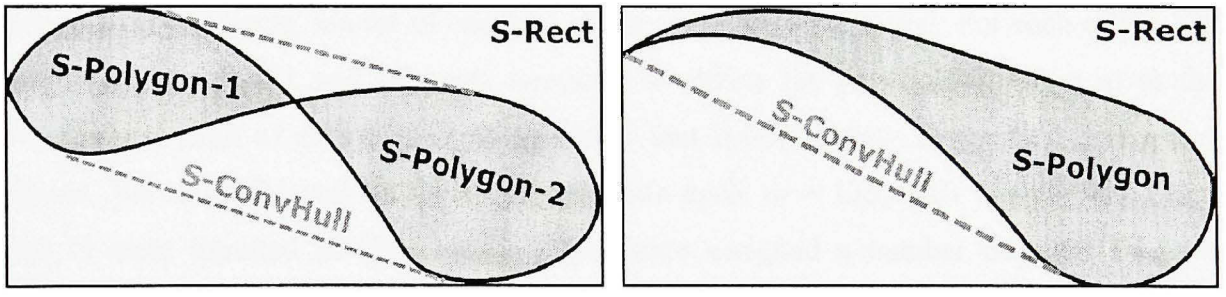


Figure 8.1 ***Trajectory of the hand center of mass (COM) in the sagittal plane.***
R1 is computed as the ratio between the area of the convex hull of the contour (S-ConvHull) and the rectangle that circumscribes the contour (S-Rect). R2 is the ratio between the area of the contour (S-Polygon) and the area of the convex hull (S-ConvHull). When the edges intersect, the area of the contour is the absolute difference between the areas computed in the clockwise direction (S-Polygon-1) and in the counter clockwise direction.

To classify the patterns into groups, a computerized fuzzy clustering approach was taken. In this paper, the Gustafson-Kessel (GK) clustering algorithm was used (Babuska *et al.*, 2002; Gustafson et Kessel, 1978). First, fuzzy clustering identifies centroids of the number of cluster desired. Generally, the number of cluster is chosen heuristically (Chau, 2001). Second, for each data point, the algorithm will compute its membership function relative to

each cluster by minimizing an objective function (i.e. metric distance between data points and centroid of the clusters; GK algorithm uses the Mahalanobis distance between clusters to minimize this objective function). The membership function will indicate the strength of the relationship between the data point and each of the clusters. Then, each data point will be classified to the cluster with the greatest membership. The inputs for GK clustering algorithm are the data points (in our case values of R1 and R2) and the number of cluster desired. In the current experiment, the number of cluster was determined heuristically and set to four since both ratios (R1 and R2) express two extreme tendencies.

8.4.3 Statistics

Five consecutives propulsion cycles in each trial for each subject were used for the analyses. Thus, we obtained 135 propulsion cycles (5 propulsion cycles per trials x 2 trials per subjects x 14 subjects; kinetic of one trial of one subject was missing). For each of the 135 propulsion cycles, R1 and R2 were computed to define the propulsion pattern so as the average and peak of each of the net shoulder joint moments over the push and recovery phases. Values of R1 and R2 for each propulsion cycle (n = 135; each varying between 0 and 1) were inputted in GK algorithm and were assigned a number between 1 and 4 depending of algorithm results on the class membership. Descriptive statistics were then computed for each of the four propulsion pattern classes' body weight and each of the dependent variables: mean and peak net shoulder joint moments (adduction, abduction, internal and external rotation, flexion, and extension in the sagittal and horizontal planes) over the push and recovery phase. Continuous dependent variables were tested for normality using the Shapiro-Wilk test. If the dependent variables met normality criteria ($P > 0.05$), one-way ANOVA were computed to determine whether there were any differences between the classes for that dependent variable. Contrast analyses were performed when a main factor was found significant. A Kruskal-Wallis ANOVA by ranks was used to test the dependent variables if they did not meet normality criteria (Shapiro-Wilk, $P < 0.05$) and a Mann-Whitney to differentiate between the classes if a main factor was found significant. A

Bonferroni adjustment for multiple comparisons was applied during contrast analysis and Mann-Whitney tests. An Intra-class correlation coefficient (ICC) was computed to determine the reliability of the propulsion pattern amongst subjects for each parameter (R1 and R2). All analyses were carried out using Statistica software (StatSoft inc., Tulsa, OK, USA).

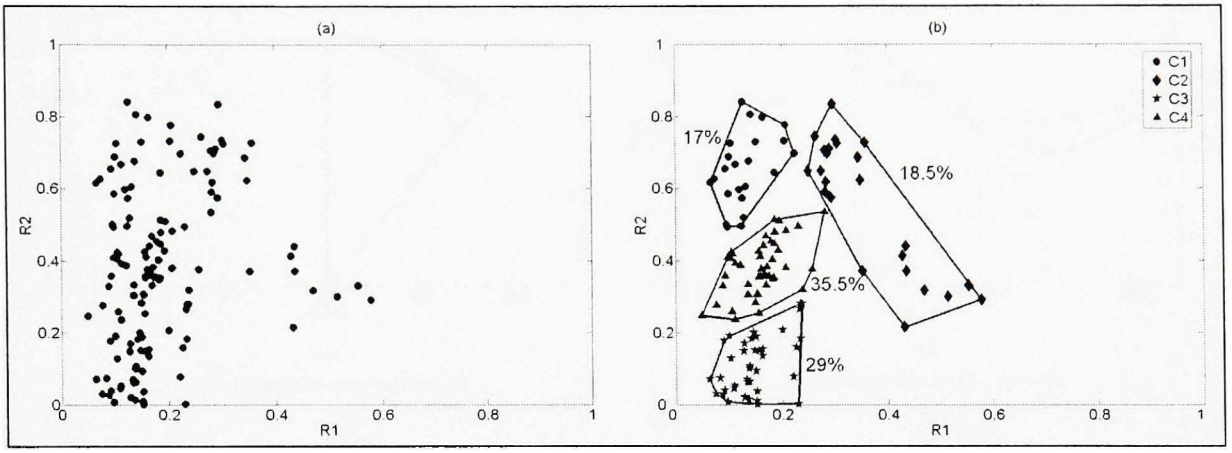


Figure 8.2 ***(a) Scatter plots of R1 and R2 for each of the 135 propulsion cycles. (b) Classification results of the fuzzy clustering. The propulsion cycles were grouped in four classes.***

8.5 Results

Figure 8.2 (a) displays the scatter plot of R1 and R2 whereas Figure 8.2 (b) shows the classification result of the fuzzy clustering for the 135 patterns studied. Percentages of pattern classes distribution among the propulsive cycles in this study were respectively 17% for class 1 (C1, $N = 23$), 18.5% for class 2 (C2, $N = 25$), 29% for class 3 (C3, $N = 39$), and 35.5% for class 4 (C4, $N = 48$). Figure 8.3 exhibits typical hand pattern found among the four classes. The C1 pattern had pumping and single-loop characteristics, C2 pattern had characteristics close to circular with single-loop whereas C3 and C4 had pumping and double-loop pattern characteristics with C4 having a more prolonged pattern. No significant differences were found for body weight between propulsion patterns classes (

Tableau 8.1). ICC for R1 parameter was 0.991 with a 95% confidence interval (CI) of 0.981 to 0.997. For R2 parameter, the ICC for all subjects was 0.901 with a 95% CI of 0.795 to 0.965.

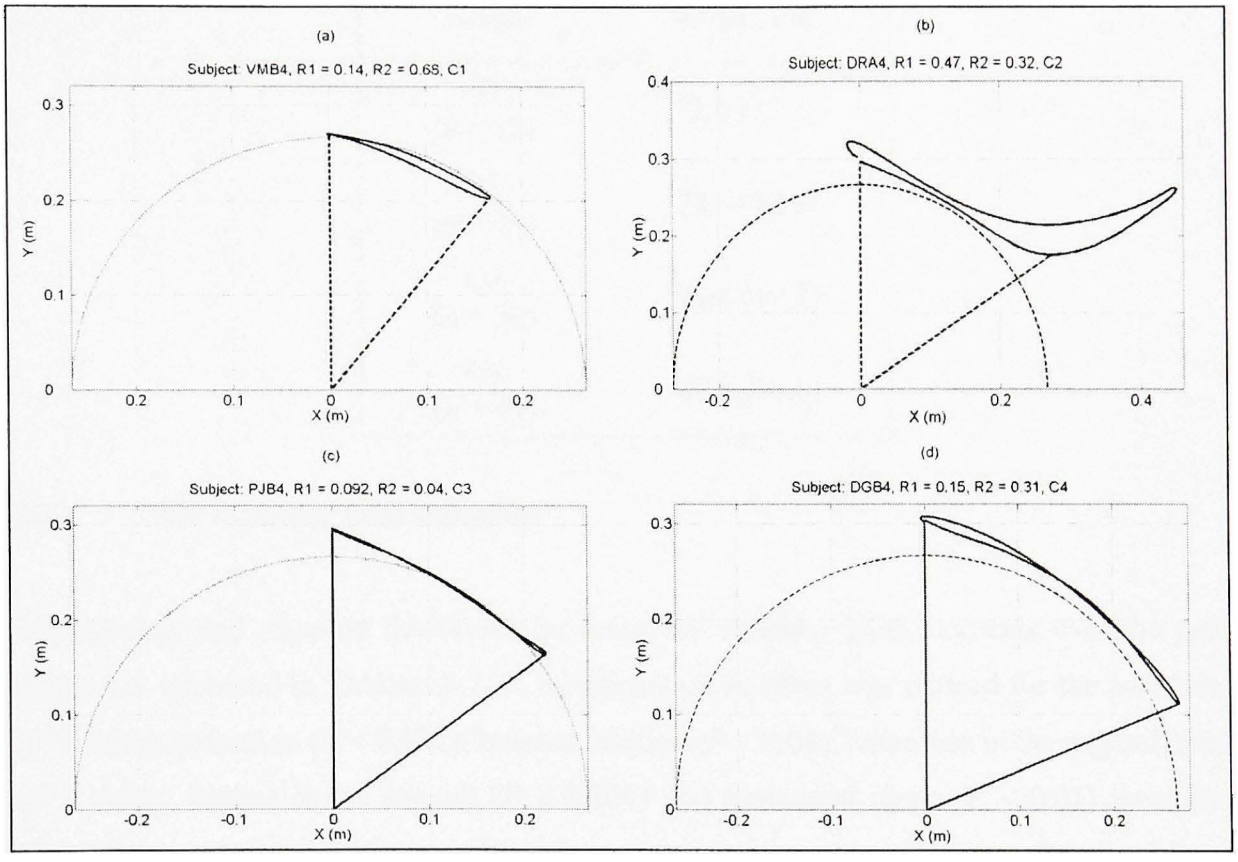


Figure 8.3 ***Typical hand patterns found for C1 (a), C2 (b), C3 (c), and C4 (d).*** Dotted circle represents the pushrim. Dashed lines represent the beginning and end of the push phase.

Tableau 8.1

Mean (SD) body weight for each propulsion pattern class

Classes	Weight (kg)
C1 ($n = 23$)	72.0 (15.7)
C2 ($n = 25$)	70.5 (12.1)
C3 ($n = 39$)	70.4 (17.2)
C4 ($n = 48$)	67.3 (14.6)

8.5.1 Net shoulder joint moments

The average and standard deviations for mean net shoulder joint moments over the push phase are displayed in Tableau 8.2. A significant class effect was noticed for the adduction ($P < 0.05$), abduction ($P < 0.001$), internal rotation ($P < 0.01$), extension in the sagittal plane ($P < 0.01$), flexion in the sagittal ($P < 0.001$) and horizontal plane ($P < 0.01$) moments. There was no extension in the sagittal plane moments over the push phase for all subjects. Mann-Whitney tests revealed for the adduction moment that C1 exhibited higher moments compared to C2. The abduction moment in C2 was significantly lower than in all other classes. For the internal rotation moment, Mann-Whitney tests showed higher values in C1 compared to C3. The extension in the sagittal plane moment found for C1 was significantly higher than in C2 and C3. The flexion in the sagittal plane moment found in C1 was significantly higher than in C3 and C4 whereas the moment in C2 was higher than in C4. For the flexion in the horizontal plane moment, C1 exhibited significant higher value compared to C3 and C4.

Tableau 8.2

Mean net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the push phase

Classes	Adduction*†	Abduction*†	Internal rotation*†	External rotation*	Extension in sagittal plane*†	Flexion in sagittal plane†	Flexion in horizontal plane*†
C1	2.2 (0.6) [b]	2.3 (1.2)	2.3 (0.9) [c]	1.4 (1.0)	3.1 (2.1) [b d]	6.4 (2.3) [c d]	3.5 (1.5) [c d]
C2	1.7 (0.6)	0.8 (0.5) [a c d]	2.3 (1.1)	0.7 (0.7)	1.3 (1.4)	6.1 (2.0) [d]	3.2 (1.5)
C3	2.1 (0.6)	2.0 (1.4)	1.6 (0.8)	0.9 (0.6)	1.9 (1.0)	4.8 (2.5)	2.4 (1.1)
C4	2.0 (0.7)	1.6 (1.2)	1.7 (0.9)	0.8 (0.5)	1.6 (1.0)	4.5 (1.6)	2.3 (1.0)

[*] Kruskal-Wallis ANOVA by ranks was used;
[†] significant class effect ($P < 0.05$);
[a] significant difference ($P < 0.05$) from C1;
[b] significant difference ($P < 0.05$) from C2;
[c] significant difference ($P < 0.05$) from C3;
[d] significant difference ($P < 0.05$) from C4

For the recovery phase (Tableau 8.3), significant class effects were noted for mean adduction ($P < 0.01$), abduction ($P < 0.01$), internal rotation ($P < 0.01$), extension in the sagittal plane ($P < 0.001$), flexion in the sagittal ($P < 0.01$) and horizontal plane ($P < 0.01$) moments. The adduction moment in C1 was significantly higher than in C3. Mann-Whitney tests revealed higher mean abduction moment in C1 compared to C2. Mean internal rotation moment was higher in C1 compared to C4. For the mean extension in the sagittal plane moment, C1 had higher moment compared to all other classes and C2 had lower value compared to C3 and C4. The flexion in the sagittal plane moment was significantly higher in C1 compared to C2 and C4. Mann-Whitney tests revealed a significant higher flexion in the horizontal plane moment for C3 compared to C4.

Tableau 8.3

Mean net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the recovery phase

Classes	Adduction*†	Abduction*†	Internal rotation*†	External rotation*	Extension sagittal plane*†	Flexion sagittal plane†	Extension horizontal plane	Flexion horizontal plane*†
C1	4.4 (1.0) [c]	1.7 (0.7) [b]	1.1 (0.4) [d]	1.4 (1.1)	3.4 (1.8) [b c d]	2.4 (1.0) [b d]	0.5 (0.3)	2.7 (0.6)
C2	3.4 (0.4)	0.4 (0.3)	0.9 (0.1)	0.6 (0.4)	0.9 (0.9) [c d]	1.5 (0.7)	0.5 (0.3)	2.3 (1.3)
C3	3.6 (0.7)	1.0 (0.9)	1.0 (0.3)	0.5 (0.4)	1.9 (1.2)	2.0 (1.3)	0.8 (0.4)	3.0 (0.8) [d]
C4	3.7 (0.6)	1.4 (1.2)	0.9 (0.2)	0.6 (0.4)	1.5 (1.0)	1.5 (1.0)	0.5 (0.3)	2.3 (0.8)

* Kruskal-Wallis ANOVA by ranks was used;
† significant class effect ($P < 0.05$);
[a] significant difference ($P < 0.05$) from C1;
[b] significant difference ($P < 0.05$) from C2;
[c] significant difference ($P < 0.05$) from C3;
[d] significant difference ($P < 0.05$) from C4

Descriptive statistics for the peak shoulder joint moments over the push phase are shown in Tableau 8.4. Significant class effects were found for the abduction ($P < 0.001$), internal rotation ($P < 0.05$), extension ($P < 0.01$), and flexion ($P < 0.01$) in the sagittal plane moments. There was no extension in the sagittal plane moments over the push phase for all subjects. Mann-Whitney tests showed a significant lower peak abduction moment in C2 compared to C1 and C3. Due to Bonferroni adjustment, no pairwise comparison revealed statistical significance ($p < 0.008$) for the peak internal rotation moment. Closest to a significant pairwise comparison was between C1 and C3 ($P = 0.019$). For the peak extension in the sagittal plane moment, C2 was significantly lower than in C1. The peak flexion in the sagittal plane moment was found significantly lower in C4 compared to C1 and C2.

Tableau 8.4

Peak net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the push phase

Classes	Adduction	Abduction*†	Internal rotation*†	External rotation*	Extension in sagittal plane*†	Flexion in sagittal plane*†	Flexion in horizontal plane*
C1	4.6 (1.2)	3.6 (1.9)	3.7 (1.7)	1.8 (1.3)	4.2 (2.8)	10.4 (4.2)	5.5 (2.6)
C2	4.2 (1.3)	1.5 (1.2) [a c]	3.4 (1.5)	1.0 (0.9)	1.7 (2.0) [a c]	9.5 (3.2)	4.5 (1.8)
C3	4.5 (1.2)	3.4 (2.1)	2.6 (1.2)	1.4 (0.9)	3.0 (1.5)	7.7 (4.1)	4.2 (1.4)
C4	4.5 (1.6)	2.5 (1.8)	2.6 (1.4)	1.1 (0.7)	2.6 (1.7)	7.2 (2.6) [a b]	3.9 (1.3)

* Kruskal-Wallis ANOVA by ranks was used;
† significant class effect ($P < 0.05$);
[a] significant difference ($P < 0.05$) from C1;
[b] significant difference ($P < 0.05$) from C2;
[c] significant difference ($P < 0.05$) from C3;
[d] significant difference ($P < 0.05$) from C4

During the recovery phase (Tableau 8.5), significant class effects were noted for peak adduction ($P < 0.05$), abduction ($P < 0.01$), internal ($P < 0.001$) and external ($P < 0.01$) rotation, extension in the sagittal plane ($P < 0.001$), flexion in the sagittal ($P < 0.05$) and horizontal plane ($P < 0.001$) moments. Peak adduction moment was significantly higher in C1 compared to C4. Mann-Whitney tests revealed significant higher abduction moment in C1 compared to C2 and C3. The peak internal rotation moment was significantly higher in C1 compared to C2 and C4 whereas the moment in C4 was lower than in C3. Peak external rotation moment was higher in C1 than in all other classes. For the extension in the sagittal plane moments, C1 had significant higher value compared to C2 and C4. Furthermore, peak extension in the sagittal plane moment was lower in C2 compared to C3 and C4. The peak flexion in the sagittal moment was higher in C1 compared to C2 and C4. For the peak flexion in the horizontal plane moment, significantly higher values were found in C1

compared to C2 and higher values were also found in C3 compared to C2 and C4.

Tableau 8.5

Peak net shoulder joint moments in N·m (SD) for each propulsion pattern class over the recovery phase

Classes	Adduction*†	Abduction*†	Internal rotation*†	External rotation*†	Extension in sagittal plane*†	Flexion in sagittal plane*†	Extension in horizontal plane	Flexion in horizontal plane*†
C1	8.6 (2.1) [d]	2.4 (0.9) [b c]	2.7 (0.9) [b d]	2.4 (1.6) [b c d]	6.4 (3.4) [b d]	4.6 (1.8) [b d]	0.8 (0.6)	5.4 (1.3) [b]
C2	7.6 (2.3)	0.6 (0.6)	2.1 (0.4)	0.8 (0.7)	1.9 (1.5) [c d]	3.0 (1.6)	1.2 (0.8)	4.3 (1.4)
C3	7.9 (1.9)	1.1 (1.0)	2.5 (1.0)	0.9 (0.6)	4.4 (2.1)	3.7 (2.3)	1.4 (0.7)	5.7 (1.3) [b d]
C4	7.2 (1.3)	1.8 (1.7)	1.9 (0.9) [c]	0.9 (0.7)	3.4 (1.9)	2.9 (2.0)	0.9 (0.5)	4.6 (1.3)

* Kruskal-Wallis ANOVA by ranks was used;
† significant class effect ($P < 0.05$);
[a] significant difference ($P < 0.05$) from C1;
[b] significant difference ($P < 0.05$) from C2;
[c] significant difference ($P < 0.05$) from C3;
[d] significant difference ($P < 0.05$) from C4

8.6 Discussion

The current study used a quantitative approach to classify different propulsion patterns among older users. Visual classification of patterns can be difficult when the patterns are similar but with subtle differences. For example, determining whether a pattern close to pumping has cross-over points or not is most difficult when done by sole observation of the kinematics of the hand. The method proposed in the current study is new and can be used as an automatic recognition method for manual propulsion patterns. In this study, the patterns are categorized according to two parameters, instead of being classified in one of the four categories as proposed by Boninger *et al.* (2002) (pumping, single-loop over propulsion (SLOP), double-loop over propulsion (DLOP), semicircular (SC)). Quantitative description

of propulsion patterns according to their metrical and topological aspects is, in our view, a more sound way to classify propulsion patterns. Thus, a pattern can have pumping characteristic with either single or double loops. The propulsion patterns were normalized to be invariant of the push angle. The patterns were rotated in the sagittal plane so the starting point corresponded to the top dead center of the wheel. The normalization was done so that patterns that were alike but could have differed due to their starting position had the same ratios (an example is given in Figure 8.4 where the initial pattern is displayed in (a) and the normalized pattern in (b)).

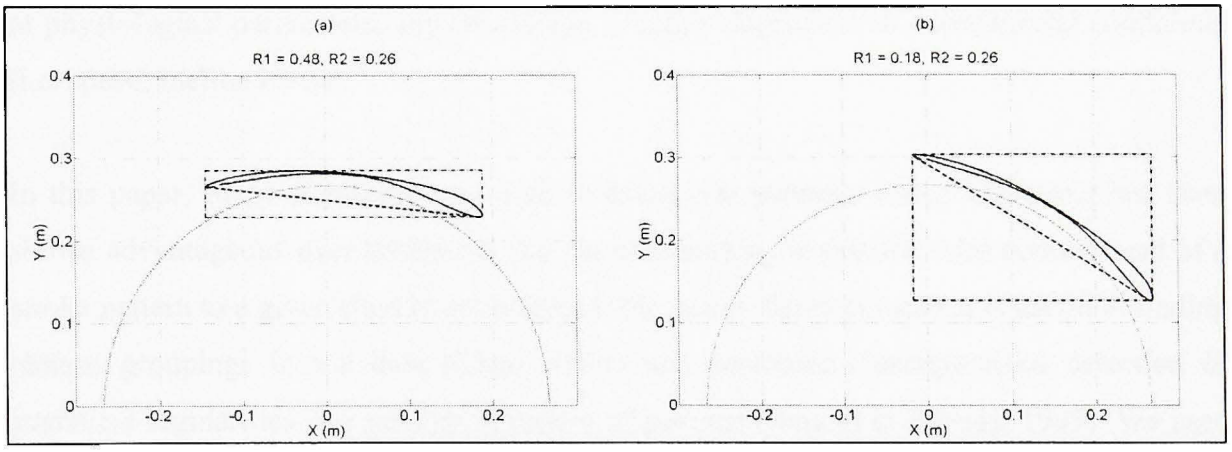


Figure 8.4 ***The non normalized pattern is displayed in (a) whereas in (b), the pattern is normalized so the starting point is at the top dead center.***
The dotted circle represents the pushrim. R1 is computed as the ratio between the area of the polygon of the contour (dashed line) and the rectangle that circumscribes the contour (dashed/doted line).

As it can be seen, different positions in space of the pattern can modify the ratios, especially R1 since it expresses the ratio between the rectangle that circumscribes the contour and the area of the contour. Thus, normalizing the ratios facilitates comparison between the patterns. Another advantage of using a quantitative classification of propulsion patterns is that reliability of the pattern among subjects can be computed. In the current study, an intra-class correlation coefficient (ICC) was computed for both ratios (R1, R2) to determine the reliability. Reliability analysis revealed that propulsion patterns are very consistent among

older users with an ICC of 0.991 for R1 and 0.901 for R2. Boninger *et al.* (2002) reported that the majority of their subjects kept the same propulsion pattern regardless of speed or side. Shimada *et al.* (1998) only identified one change in propulsion pattern when increasing speed for dynamometer propulsion. Richter *et al.* (2007) showed, using a treadmill with 26 MWC users, that subjects tended to change their propulsion patterns when propelling uphill (6° slope) compared to level propulsion but the patterns were consistent within the same experimental condition. Thus, the consistency in propulsion patterns among subjects found in the current study would result from constant speed, power output, and slope during the experiment. Consequently, when studying propulsion patterns in relation to biomechanical or physiological parameters, any conclusion is highly dependent on experimental conditions (i.e. speed, incline level).

In this paper, fuzzy clustering was used to categorize patterns. Fuzzy clustering has been shown advantageous over traditional (i.e. hard) clustering in that the total commitment of a stroke pattern to a given class is not required. Moreover, fuzzy clustering is useful at finding natural groupings in the data (Chau, 2001) and performing unsupervised detection of statistical regularities in a random sequence of patterns (Baraldi et Blonda, 1999). We used the Gustafson-Kessel (GK) clustering which uses the Mahalanobis distance between clusters. The main advantage of the GK algorithm is the local adaptation of the metric distance to the shape of the cluster by estimating the cluster covariance matrix, and adapting the distance-inducing matrix correspondingly (Babuska *et al.*, 2002). A fuzzy clustering algorithm was set to detect four classes, as the two ratios (R1, R2) express two extreme tendencies (0, 1). As mentioned above, this method gives two characteristics to the pattern, instead of one as proposed by Boninger *et al.* (2002). None of our subjects displayed a semicircular (SC) pattern as defined by Boninger *et al.* (2002) (i.e. hand return under the pushrim). The absence of SC pattern from our group of subjects could be explained by the population studied here. The SC pattern is often accompanied by trunk flexion to enable the arms to drop below the pushrim and come back (Sanderson et Sommer, 1985). Our subjects were older MWC users and could have suffered from diminished back muscle flexibility,

preventing them from flexing their trunk and using a SC pattern.

The most common pattern (C4, 35.5%) used by our older subjects was a prolonged double-loop type. Boninger *et al.* (2002) showed that the pattern most used (39%) among 38 paraplegic subjects studied was a SLOP pattern to maintain a speed of 0.9 $m \cdot s^{-1}$ (when propelling on a dynamometer). Differences between studies could partly be explained by the populations studied. Older MWC users could prefer the propulsion pattern with the hand close to the rim to enable them to prevent tips and falls during everyday propulsion and this pattern was transferred to our ergometer.

To our knowledge, the current study is the first to estimate net shoulder joint moments for different propulsion patterns. The results in this study suggest that net shoulder joint moments during propulsion are dependent of the propulsion pattern. We found significant differences between the classes for net shoulder joint moments during the push phase: adduction, abduction, internal rotation, extension in the sagittal plane, and flexion in the sagittal and horizontal plane. Mercer *et al.* (2006) reported that subjects who propelled with higher extension moment during the push phase were more likely to exhibit coraco-acromial ligament oedema. Hence, propelling with a pattern that increases net shoulder joint moments during the push phase for the same external conditions (i.e. friction, power output, and speed) could increase risk of developing injuries. Moreover, a linear relationship has been identified between net shoulder moments and contact forces at shoulder joint (Charlton et Johnson, 2006, ; Praagman *et al.*, 2000). Generally, the pattern that exhibited higher net shoulder joint moments was the one in C1 which resemble to a pumping pattern. Our results are consistent with the belief that arcing or pumping pattern would not be biomechanically advantageous (i.e. higher joint moments, higher joint acceleration, and higher push frequency) for the users (Boninger *et al.*, 2002, ; Sanderson et Sommer, 1985). However, de Groot *et al.* (2004) demonstrated that a pumping-like pattern required less metabolic demand in 24 able-bodied propelling with various propulsion patterns. Hence, no propulsion pattern has yet been identified that would have biomechanical and physiological advantages.

The identification of a pattern advantageous at both levels could benefit MWC users. Variations in shoulder kinetics during the push phase for various propulsion patterns could be explained by possible changes in muscular activity yielded by different propulsion patterns as hypothesized by de Groot *et al.* (2004). Recovery patterns with lower shoulder kinetics (i.e. C2 and C4) may put the arm in a more ideal "attack" position of the pushrim in terms of muscles synergy and force production. This ideal pattern may be maintained throughout the push phase resulting in lower net shoulder joint moments for the same external conditions. Bolhuis *et al.* (1998) showed that the activation of some upper limbs muscles (i.e. deltoideus, brachialis, and triceps caput lateralis) is dependent on the direction of the movement. Investigation of muscular synergy and force (i.e. shoulder musculoskeletal model) for different propulsion patterns will be the focus of our future work. This could give insight into injury mechanism at the shoulder and could also give more information on the impact of propulsion patterns on biomechanics of MWC propulsion.

The study of shoulder kinetics for different propulsion patterns during the recovery phase is appropriate since the arms can use an infinite number of trajectories to come back and start a new push phase. Even though no force or moment is generated by the upper limbs to move the wheelchair, the arms still have to be brought back to their initial positions to start a new push phase. The shoulder muscles have to counter inertia of the arms and, depending on the acceleration of the segments, forces and moments are generated. Higher net shoulder joint moments during recovery phase would increase the total amount of work provided by the users. The pattern in C1, which resembles a pumping pattern with single-loop characteristic, generally yielded higher net shoulder joint moments during the recovery phase. Since no difference was noted for body weight between classes (Tableau 8.1), we can confirm that differences in net shoulder joint moments during recovery phase were due to propulsion pattern. Higher net shoulder joint moments found in C1 could be the result of higher joints acceleration for different recovery movements. Boninger *et al.* (2002) showed higher cadence (number of pushes per seconds) for a pumping pattern, close to C1 pattern, when

compared to other patterns (i.e. SLOP, DLOP, and SC). Thus, it would seem that propelling with C1 pattern for level ground propulsion for older MWC users would not be more advantageous since the C1 pattern had higher net shoulder joint moments for the same external conditions when compared to other patterns during the push and recovery phases. As discussed previously, users who propelled at the same speed and power output but with higher net shoulder joint moments were more prone to shoulder pathologies (Mercer *et al.*, 2006). Moreover, shoulder joint moments are considered as a good predictor of the load around a joint (Charlton et Johnson, 2006, ; Praagman *et al.*, 2000). Research on different MWC populations is needed to determine whether the findings in this study can be replicated. This could strengthen the recommendations made by the Consortium for Spinal Cord Medicine (2005).

A limitation of this study was that subjects were tested using a custom wheelchair and an experimental ergometer. However, experimental ergometers have been shown to be reliable and useful tools to record wheelchair data in the absence of more realistic measurements (Finley *et al.*, 2002, ; Martin *et al.*, 2002). Also, the number of subjects tested (n = 14) was small, thereby limiting the results to older MWC users. Older users were the subject of this study as they represent the majority of MWC users (Kaye *et al.*, 2000). Furthermore, few studies have evaluated propulsion mechanics for this population even though risks of developing injury resulting from MWC use remain as high as younger MWC users (Nichols *et al.*, 1979).

8.7 Conclusion

This study investigated shoulder kinetics for different propulsion patterns amongst older MWC users. Evidence suggests that, for older users, propelling with a pumping like pattern would not be advantageous since it yielded higher net shoulder joint moments during the push and the recovery phases for the same external conditions. The results in this study provide insight into propulsion kinematics and kinetics and could help in the search for a

propulsion pattern that best suits MWC users. The results could also help clinicians when teaching appropriate propulsion methods to MWC users. Further studies on different MWC populations are needed to determine whether the current results could be generalized. Muscular activity for different propulsion patterns should be the focus of future work. Future studies could give further insight into injury mechanisms at the shoulder.

8.8 Acknowledgements

The authors would like to thank Patrice Huot for revision of the text. The current research was supported by MENTOR, a strategic initiative program of the Canadian Institute of Health Research (CIHR), the National Science and Engineering Research Council of Canada (NSERC), and the Quebec Rehabilitation Research Network (REPAR).

CHAPITRE 9

DISCUSSION GÉNÉRALE

La présente thèse avait comme objectif principal d'estimer les chargements à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant chez la personne âgée. Plus spécifiquement, nous voulions déterminer des paramètres qui permettraient de réduire les chargements à l'épaule sans affecter la performance externe. Pour ce faire, quatre objectifs spécifiques furent établis. Premièrement, nous voulions déterminer l'effet de la modification de l'angle d'assise sur les chargements à l'épaule. Deuxièmement, sachant que des changements dans l'angle d'assise modifient l'efficacité de la force résultante à la roue, nous voulions établir la relation entre l'efficacité de la force à la roue et les chargements à l'épaule. Troisièmement, nous voulions déterminer, pour une même personne, l'effet d'une modification de l'efficacité de la force résultante à la roue sur les chargements à l'épaule. Quatrièmement, sachant que l'efficacité de la force à la roue influence les chargements et que les patrons de propulsion influencent l'efficacité de la force résultante à la roue, nous voulions déterminer l'effet de différents patrons de propulsion sur les chargements à l'épaule.

La présente thèse est originale en raison de la population étudiée et des méthodes utilisées pour répondre aux objectifs spécifiques. Plusieurs études ont estimé les chargements à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant (FR) (Cooper *et al.*, 1999, ; Finley *et al.*, 2004, ; Koontz *et al.*, 2002, ; Kotajarvi *et al.*, 2002, ; Robertson *et al.*, 1996, ; Sabick *et al.*, 2004, ; Veeger *et al.*, 2002). Cependant, aucune de ces études n'a caractérisé la biomécanique de la propulsion chez une population âgée comme ce fut le cas dans la présente étude. Les utilisateurs âgés de FR représentent plus de 50 % de la population utilisatrice de FR (Kaye *et al.*, 2000). De plus, ces utilisateurs âgés ont le même risque, sinon plus élevé, de développer à long terme des pathologies au niveau de l'épaule résultant d'une utilisation d'un FR (Nichols *et al.*, 1979).

Aucune étude ayant évalué les chargements à l'épaule lors de la propulsion manuelle en FR n'a estimé l'effet d'une modification de l'angle d'assise sur ces chargements. La modification de l'angle d'assise est courante chez les utilisateurs de FR afin d'augmenter le confort et modifier la pression à l'interface séant-siège (Lacoste *et al.*, 2003). Cependant, une modification de l'angle d'assise peut changer la position de l'individu par rapport à l'axe de rotation de la roue et ainsi altérer la distribution de la masse par rapport à ce dernier. Un déplacement de la masse par rapport à l'axe de rotation du FR pourrait augmenter la résistance au mouvement du FR et augmenter les efforts que l'individu doit fournir pour déplacer le FR. Donc, l'objectif du premier article était de déterminer si une modification de l'angle d'assise allait avoir un impact sur les chargements à l'épaule. Nos résultats suggèrent que modifier les angles entre le siège et le dossier ainsi que l'angle d'inclinaison par rapport à l'horizontal n'a pas d'effet significatif sur les chargements à l'épaule exprimés par les moments articulaires. Une des raisons pour laquelle les moments articulaires ne furent pas modifiés est certainement que la position de l'axe de la roue par rapport à la morphologie de l'individu était constante pour les différentes combinaisons d'angles de siège. La littérature avait démontré qu'une position reculée de l'axe de la roue par rapport à l'épaule ainsi qu'une hauteur entre 100 et 120 degrés d'extension au niveau du coude amenait les performances optimales pour les paramètres biomécaniques (Boninger *et al.*, 2000, ; Hughes *et al.*, 1992, ; Masse *et al.*, 1992, ; van der Woude *et al.*, 1989). Donc, les résultats de notre étude suggèrent que le paramètre le plus important lors du positionnement en FR est la position de l'axe de rotation de la roue par rapport à la morphologie de l'individu. Par la suite, l'angle d'assise peut être déterminé en fonction du confort de l'individu tout en maintenant cette position d'axe constante. Des travaux futurs devraient évaluer différentes positions de l'axe de la roue par rapport à l'épaule afin de déterminer sa position idéale (réduction des chargements à l'épaule).

Dans une étude préalablement réalisée, Aissaoui *et al.* (2002) avaient démontré que des modifications de l'angle d'assise altéraient l'efficacité de la force résultante à la roue. Après avoir démontré que des changements dans l'angle siège-dossier et d'inclinaison n'avaient

pas d'impacts significatifs sur les moments articulaires à l'épaule, nous nous sommes questionnés sur la relation entre l'efficacité des forces à la roue et les chargements à l'épaule. Quelques études ont tenté d'évaluer cette relation. Veeger (1999) a démontré à l'aide d'un modèle quasi statique que lorsque la partie non tangentielle des forces à la roue est négligée et que seulement une force tangentielle est appliquée, les muscles du membre doivent être fortement utilisés. Ambrosio *et al.* (2005) ont tenté d'établir une corrélation entre l'efficacité de la force à la roue et des moments isométriques mesurés avant la propulsion. Les auteurs n'ont établi aucune corrélation entre les deux paramètres. Une des raisons pour quoi aucune corrélation n'a été trouvée est que les auteurs ont tenté d'établir la relation entre l'efficacité de la force pendant la propulsion et des moments mesurés dans une condition statique et non pendant la propulsion. Jusqu'à présent, les études ayant étudié la relation entre l'efficacité de la force résultante à la roue et les chargements à l'épaule se sont attardées à des conditions quasi statiques ou bien ont tenté d'établir une relation entre une condition dynamique et statique. Afin, de déterminer quel genre de relation il existe entre ces deux paramètres, nous avons entrepris deux études. Dans la première étude, nous voulions établir le type de relation entre l'efficacité de la force résultante à la roue et les chargements à l'épaule. Dans la deuxième étude, nous voulions déterminer l'impact, chez un même sujet, d'une modification de l'efficacité de la force résultante sur les chargements à l'épaule.

Dans la première étude, nous voulions établir le type ainsi que la puissance de la relation entre l'efficacité de la force à la roue exprimée par la fraction mécanique de la force effective (MEF) et les chargements à l'épaule estimés par les moments articulaires. Les résultats démontrent des coefficients de corrélation entre MEF et les moments articulaires atteignant 0.68. En général, pour les moments articulaires, plus la force résultante était orientée tangentielle à la roue, plus les moments étaient élevés. L'augmentation des moments à l'épaule dans le plan sagittal (flexion et extension) est lo gique, car il y a agrandissement du bras de levier entre la force appliquée et l'articulation (épaule). Un résultat surprenant que nous avons obtenu est l'augmentation pour les moments dans les

autres plans de mouvement. Par exemple, pour les moments de rotation interne et externe ainsi que de flexion et d'extension dans le plan horizontal. La corrélation positive entre MEF et le moment de rotation à l'épaule pourrait s'avérer la plus dommageable étant donné que ce mouvement est effectué par de petits muscles (coiffe des rotateurs). Les résultats suggèrent donc que pour produire une force efficace à la roue, l'épaule est soumise à des chargements importants dans plusieurs directions de mouvements ce qui concorde bien avec la suggestion de de Groot *et al.* (2002). Des chargements élevés pour les mêmes conditions externes pourraient augmenter le risque de pathologie à long terme (Mercer *et al.*, 2006). Il ne serait pas recommandé pour des utilisateurs âgés de FR de propulser avec une force orientée tangentielle à la roue. Donc, dans cet article, nous avons réussi à établir que pour des utilisateurs âgés de FR, il existe une relation de type linéaire entre l'efficacité de la force à la roue et les chargements à l'épaule. Cependant, cette relation linéaire a été établie entre les sujets et non chez un même sujet. Il serait donc intéressant de déterminer pour un même sujet l'impact d'une modification de l'efficacité de la force à la roue sur les chargements à l'épaule.

Dans la deuxième étude concernant la relation entre la force résultante à la roue et les chargements à l'épaule, nous voulions déterminer l'effet de changer l'efficacité de la force à la roue sur les forces et moments articulaires à l'épaule lors de la propulsion. Grâce à une simulation développée au laboratoire, il a été démontré que lorsque la force est orientée tangentielle à la roue chez un même sujet, les forces et moments articulaires sont significativement plus élevés à l'épaule. Ces résultats confirment nos résultats obtenus dans la première étude sur la relation entre l'efficacité de la force et les chargements à l'épaule. Une analyse sur un utilisateur qui était initialement inefficace (78 % de la force appliquée ne contribuait pas à la propulsion) a démontré des augmentations entre 70 et 92 % au niveau des forces articulaires et entre 11 et 189 % au niveau des moments articulaires à l'épaule lorsque la force était simulée tangentielle. Les résultats suggèrent donc qu'indépendamment de l'amplitude de la force appliquée à la roue, l'orientation de cette dernière a un impact important sur les chargements à l'épaule lors de la propulsion. Nos résultats sont en accord

avec ceux de Veeger (1999) qui avait démontré à l'aide d'un modèle quasi statique, une augmentation de l'activité musculaire lorsque la force était tangentielle à la roue. Généralement, une composante tangentielle variant entre 40 et 80 % de la force résultante à la roue n'augmentait pas de façon substantielle les chargements à l'épaule. L'analyse de l'individu initialement inefficace nous a permis de démontrer une fenêtre d'amélioration, environ 10 %, où le sujet pourrait augmenter sa performance sans que les chargements à l'épaule soient plus élevés. Donc, les résultats suggèrent que pour une personne âgée utilisatrice de FR, il ne serait pas recommandé de propulser avec une force tangentielle à la roue. Cependant, grâce à la fenêtre d'amélioration identifiée, il serait possible d'augmenter légèrement l'efficacité de la propulsion sans que les chargements soutenus par l'épaule soient plus élevées. Toutefois, modifier l'orientation ou l'efficacité de la force à la roue n'est pas une tâche simple. De Groot *et al.* (2002) ont démontré qu'il était possible à l'aide de feedback visuel de la force à la roue d'augmenter l'efficacité de la force résultante chez des non-utilisateurs de FR. Cependant, pour des utilisateurs fréquents de FR, le même type de feedback visuel n'a pas amené d'augmentation de la composante tangentielle. Donc, il n'existe pas encore de méthode qui permettrait de modifier l'orientation de la force à la roue. Aissaoui et Desroches (2008) ont démontré que le patron de propulsion en FR chez les personnes âgées avait une influence sur l'efficacité de la force résultante à la roue. Alors, sachant que le patron de propulsion influence la production de force à la roue et que l'orientation de cette dernière a un impact sur les chargements à l'épaule, nous voulions déterminer la relation entre le patron de propulsion et les moments articulaires à l'épaule.

En 2005, le *Consortium for Spinal Cord Medicine* (2005) a émis la recommandation que les utilisateurs de FR devaient propulser avec un patron de type semi-circulaire (i.e. retour de la main sous la jante de la roue). Cette recommandation est surtout basée sur des études ayant évalué des paramètres cinétiques au niveau de la jante de la roue (Boninger *et al.*, 2002, ; Sanderson et Sommer, 1985, ; Shimada *et al.*, 1998). Aucune étude ne s'est attardée à évaluer la relation entre le patron de propulsion et le moteur de la propulsion, l'épaule. À l'aide d'une méthode de classement quantitative (Aissaoui et Desroches, 2008), nous avons

évalué les moments articulaires à l'épaule pour quatre patrons de propulsion. Les résultats suggèrent que les chargements à l'épaule sont dépendants du patron de propulsion. Généralement, un patron s'apparentant au type de pompage amenait des moments articulaires plus élevés à l'épaule comparé à d'autres patrons pour une même vitesse et résistance externe. Comme mentionné précédemment, des chargements plus élevés à l'épaule ont été liés au développement de pathologies à l'épaule (Mercer *et al.*, 2006). Nos résultats sont dans la même ligne de pensée que ceux de Boninger *et al.* (2002) et Sanderson et Sommer (1985) qui suggéraient que le patron pompage ne serait pas idéal pour les utilisateurs de FR étant donné les changements brusques de direction et l'accélération élevée au niveau des articulations. Les différences au niveau des moments articulaires entre les patrons pourraient s'expliquer en partie par une modification de l'activité musculaire (de Groot *et al.*, 2004). Les patrons de propulsion résultant en des moments articulaires plus faibles pour les mêmes conditions externes pourraient amener le bras dans une position d'attaque « idéale » à la jante en termes de synergie musculaire et de production de force. Bolhuis *et al.* (1998) ont démontré que l'activation de plusieurs muscles du membre supérieur est dépendante de la direction du mouvement. Des travaux futurs devraient évaluer les synergies musculaires ainsi que les forces musculaires (modèle musculosquelettique) pour différents patrons de propulsion. Les résultats de la présente étude suggèrent que, pour des utilisateurs âgés de FR, propulser selon un patron de type pompage ne serait pas idéal étant donné les chargements plus élevés à l'épaule et ce patron ne devrait pas être recommandé. D'autres populations utilisatrice de FR devraient être évaluées afin de déterminer si le patron pompage à un même effet.

Bien que plusieurs observations et conclusions intéressantes aient été obtenues grâce aux différentes études menées dans le présent travail, quelques limitations générales doivent être soulevées. D'abord, tous les sujets ont été évalués dans un FR fait sur mesure afin de modifier les angles d'assises et non dans leur FR personnel. Cependant, des ajustements au FR expérimental ont été apportés afin qu'il représente le plus fidèlement possible le FR des individus. La profondeur du siège était ajustée de façon à ce qu'il y ait un espace de 2 cm

entre le derrière du genou et le siège. Les reposes-jambes étaient ajustés pour qu'ils soient semblables à ceux du FR de l'individu. La largeur du siège n'était pas ajustable, toutefois, aucune plainte concernant un inconfort ne fut rapportée. Un ergomètre expérimental a été utilisé afin de simuler la propulsion sur le sol. Étant donné que nous voulions mesurer la cinétique et la cinématique de la propulsion dans un environnement contrôlé, un ergomètre expérimental s'est avéré un choix logique. De plus, l'utilisation d'un ergomètre expérimental s'est avérée un outil utile, valide et fournissant des mesures fidèles pour évaluer la propulsion en FR de personnes souffrant d'incapacités physiques (Finley *et al.*, 2002, ; Martin *et al.*, 2002).

La population étudiée dans le cadre de cette thèse concernait des utilisateurs âgés de FR et donc, les résultats ne s'appliquent qu'à cette population. Cette population a été le centre d'intérêt de ce travail étant donné qu'elle représente la majorité des utilisateurs de FR aux États-Unis (Kaye *et al.*, 2000). Un groupe hétérogène au niveau du diagnostic a été choisi, car dans la population générale, aucun diagnostic n'est prédominant (Kaye *et al.*, 2000). Donc, un groupe expérimental hétérogène représente mieux la population utilisatrice âgée de FR. (Simmons *et al.*, 1995) ont démontré que seulement 45 % des utilisateurs âgés de FR étaient capables de se déplacer seul et que le temps passé à propulser était très faible. Ce faible temps passé à propulser fut associé à la faiblesse musculaire et à la douleur lors de la propulsion. De plus, il a été démontré dans la littérature que les utilisateurs de FR âgés courraient les mêmes risques que des usagers plus jeunes de développer des pathologies au niveau de l'épaule (Nichols *et al.*, 1979). En conséquence, des études biomécaniques sont très importantes afin de permettre aux utilisateurs âgés de FR de maintenir un bon niveau d'indépendance et de prévenir les blessures.

CONCLUSION

Le présent travail avait comme objectif principal d'évaluer les chargements à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant (FR) chez la personne âgée. Pour ce faire, quatre études ont été menées. Dans la première étude, nous avons démontré que les variations dans l'angle d'assise n'influencent pas les chargements à l'épaule tant que la position de l'axe de rotation de la roue est constante par rapport à la morphologie de l'individu. Donc, nos résultats suggèrent que le paramètre le plus important lors du positionnement de l'individu en FR serait la position de l'axe par rapport à sa morphologie. Par la suite, l'angle d'assise peut être ajusté en fonction du confort de l'individu dans le FR. Cependant, l'application clinique de nos résultats est quelque peu limitée étant donné que la plupart des cliniciens n'ont pas accès à l'appareillage spécialisé pour placer l'axe de la roue. Néanmoins, les résultats de cette étude fournissent des avenues de recherche intéressantes pour le futur qui pourraient aider à optimiser le positionnement en FR.

Dans la deuxième étude, le type ainsi que la puissance de la relation entre l'efficacité de la force à la roue et les chargements à l'épaule furent établis. Les résultats ont démontré que plus les usagers propulsaient le FR avec une force efficace (tangentielle) à la roue, plus les chargements à l'épaule étaient élevés. Nos résultats concordent bien avec la littérature qui suggère que propulser un FR avec une force totalement efficace à la roue ne serait pas avantageux pour les utilisateurs. Pour les utilisateurs âgés de FR, il ne serait pas recommandé de propulser le FR avec une force efficace afin de prévenir le développement de pathologies à l'épaule résultant des chargements élevés.

Dans la troisième étude, nous avons démontré ce qu'il adviendrait chez un même sujet, si l'efficacité de la force à la roue était modifiée lors de la propulsion en FR. Les résultats ont établi que, pour un même sujet, propulser avec une force tangentielle à la roue augmenterait de façon significative les chargements à l'épaule exprimés par les forces et moments articulaires. Ceci suggère que pour des utilisateurs âgés de FR, il ne serait pas recommandé

de propulser avec une force tangente à la roue. Une approche individuelle nous a permis de démontrer des augmentations allant jusqu'à 189 % au niveau des chargements articulaires pour un sujet lorsque la force était simulée tangente à la roue. Toutefois, nous avons également établi une fenêtre d'amélioration au niveau de l'efficacité de la force où le sujet augmenterait l'efficacité de la tâche sans augmenter de façon substantielle les chargements à l'épaule.

Dans la quatrième étude, nous avons déterminé l'impact du patron de propulsion sur les chargements à l'épaule, estimés par les moments articulaires, lors de la propulsion en FR. Les résultats démontrent que les moments articulaires sont dépendants du patron de propulsion. Un patron de type pompage était généralement celui qui amenait les moments articulaires les plus élevés lors de la propulsion pour les mêmes conditions externes. Les résultats de cette étude nous fournissent des informations pertinentes quant à la cinétique et la cinématique de la propulsion et pourraient aider à identifier un patron qui serait adéquat pour les utilisateurs de FR au niveau des chargements à l'épaule.

De toutes les études entreprises dans ce présent travail, quelques recommandations peuvent être émises. Tout d'abord, étudier les chargements à l'épaule à l'aide des moments articulaires ne fournit qu'une estimation, quoique relativement proche de la réalité. Incorporer une analyse électromyographique ou un modèle musculosquelettique apporterait des informations supplémentaires et complémentaires à l'analyse biomécanique de la propulsion en FR et permettrait d'émettre des conclusions et recommandations encore plus robustes. Évaluer plusieurs types de population et un plus grand nombre de sujets permettrait également d'appliquer les résultats à une plus grande partie des utilisateurs de FR. Bien qu'un ergomètre expérimental s'avère utile afin de recueillir des données fidèles dans un environnement contrôlé, étudier la biomécanique de la propulsion dans une condition un peu plus réelle (ex. : corridor de propulsion, à l'extérieur) pourrait fournir des informations pertinentes sur les conditions réelles que font face les utilisateurs de FR.

ANNEXE I

CONTRIBUTION DÉTAILLÉE

Articles soumis ou accepté dans une revue avec comité de lecture:

1. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Shoulder kinetics during manual wheelchair propulsion for different propulsion patterns*, Am J Phys Med Rehabil, 2008 (sous revision).

2. Aissaoui, R., Desroches, G., *Stroke pattern classification during manual wheelchair propulsion in the elderly using fuzzy clustering*, J. Biomech, 2008 (accepté).

3. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Relationship between resultant force at the pushrim and load sustained by the shoulder during manual wheelchair propulsion*, Arch Phys Med Rehab, 2008, (accepté, sous presse).

4. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *The effect of resultant force at the pushrim on shoulder kinetics during manual wheelchair propulsion: a simulation study*, IEEE Trans Biomed Eng., 2008, 55(4), p.1423-1431.

5. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Manual wheelchair propulsion: the effect of system tilt and seat to back rest angle on the load sustained by the shoulder*, J Rehabil Res Dev, 2006, 43(7),p. 871-882.

Résumés et notes publiées dans des congrès:

1. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Évaluation des contraintes à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant pour différents patrons de propulsion*, Journée scientifique du REPAR (Réseau Provincial de recherche en Adaptation-Réadaptation), mai 2008, Montréal.

2. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Les contraintes à l'épaule en fonction du patron de propulsion manuelle en fauteuil roulant chez la personne âgée*, 5ème Colloque Québécois sur le positionnement et mobilité, 28 et 29 avril 2008, St-Hyacinthe.

3. Desroches, G., Aissaoui, R., Boukhelif, M., Bourbonnais, D., *Measurement uncertainties during manual wheelchair propulsion and shoulder kinetics*, Proceedings of the 18th IASTED International Conference on Modelling and Simulation, May 30 to June 1, 2007, Montreal, Canada, p. 618-623.

4. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Effectiveness of the resultant force at the pushrim and shoulder kinetics: A simulation study*, Proceedings of the Annual Conference of 2006 RESNA (RehabilitationEngineering Society of North America), Atlanta, Juillet 2006.

5. Desroches G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Manual wheelchair positionning and the mechanical load around the shoulder.*, Proceedings of the Student Health forum of Canada, June 7 and 8, 2006.

6. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *L'efficacité de la force résultante à la roue lors de la propulsion en fauteuil roulant et la cinétique de l'épaule : une étude par simulation.*, Journée de la recherche du programme MENTOR des IRSC (Institut de Recherche en Santé du Canada), École de Technologie Supérieure, le 17 mars 2006.

7. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., Perron, C.Y., *The effect of force direction at the pushrim on joint moments in the upper extremities during manual wheelchair propulsion.*, 10th Annual Conference of the IFESS (International Functional Electrical Stimulation Society), July 2005, p.338-340.

8. Aissaoui, R., Desroches, G., Dumas, R., Bourbonnais, D., *Effet du positionnement sur la biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel chez la personne âgée.*, IIème Journée Thématique de la Société de Biomécanique, Lyon, France, juin 2005.

9. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *L'effet de l'angle d'assise sur les moments de force à l'épaule chez une population âgée, lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant.*, Journée scientifique du REPAR (Réseau Provincial de recherche en Adaptation-Réadaptation), mai 2005, Québec.

10. Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., *Evaluation of the load induced to the upper limbs by different force direction at the wheel during manual wheelchair propulsion.*, 25ème Journée de la recherche du programme d'orthopédie Édouard-Samsom (POES), mai 2005. CR-CHUM Notre-Dame.

LISTE DE RÉFÉRENCES

Aissaoui, R., P. Allard, A. Junqua, L. Frossard et M. Duhaime. 1996. « Internal work estimation in three-dimensional gait analysis ». Med Biol Eng Comput, vol. 34, n° 6 (Nov), p. 467-471.

Aissaoui, R., H. Arabi, M. Lacoste, V. Zalzal et J. Dansereau. 2002. « Biomechanics of manual wheelchair propulsion in elderly: system tilt and back recline angles ». Am J Phys Med Rehabil, vol. 81, n° 2 (Feb), p. 94-100.

Aissaoui, R., et G Desroches. 2008. « Stroke pattern classification during manual wheelchair propulsion in the elderly using fuzzy clustering ». J Biomech, vol. (accepted).

Aissaoui, R., M. Lacoste et J. Dansereau. 2001. « Analysis of sliding and pressure distribution during a repositioning of persons in a simulator chair ». IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, vol. 9, n° 2 (Jun), p. 215-24.

Ambrosio, F., M. Boninger, A. L. Souza, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz et R.A. Cooper. 2005. « Biomechanics and strength of manual wheelchair users ». J Spinal Cord Med, vol. 28, p. 407-414.

Arabi, H., H. Vandewall, B Kapitaniak et H. Monod. 1999. « Evaluation of wheelchair users in the field and in laboratory: Feasibility of progressive tests and critical velocity ». International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 24, p. 483-491.

Asato, K. T., R. A. Cooper, R. N. Robertson et J. F. Ster. 1993. « SMARTWheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics ». IEEE Trans Biomed Eng, vol. 40, n° 12 (Dec), p. 1320-1324.

Baraldi, A., et P. Blonda. 1999. « A survey of fuzzy clustering algorithms for pattern recognition. I ». IEEE Trans Syst Man Cybern B Cybern, vol. 29, n° 6, p. 778-85.

Bayley, J. C., T. P. Cochran et C. B. Sledge. 1987. « The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics ». J Bone Joint Surg Am, vol. 69, n° 5 (Jun), p. 676-678.

Bigliani, L. U., et W. N. Levine. 1997. « Subacromial impingement syndrome ». J Bone Joint Surg Am, vol. 79, n° 12 (Dec), p. 1854-68.

Bolhuis, B. M., C. C. Gielen et G. J. van Ingen Schenau. 1998. « Activation patterns of mono- and bi-articular arm muscles as a function of force and movement direction of the wrist in humans ». J Physiol, vol. 508, n° 1 (Apr 1), p. 313-24.

Boninger, M. L., M. Baldwin, R. A. Cooper, A. Koontz et L. Chan. 2000. « Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 81, n° 5 (May), p. 608-13.

Boninger, M. L., R. A. Cooper, M. A. Baldwin, S. D. Shimada et A. Koontz. 1999. « Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 80, n° 8 (Aug), p. 910-5.

Boninger, M. L., R. A. Cooper, R. N. Robertson et T. E. Rudy. 1997a. « Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: an analysis using a local coordinate system ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 78, n° 4 (Apr), p. 364-72.

Boninger, M. L., R. A. Cooper, R. N. Robertson et S. D. Shimada. 1997b. « Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion ». Am J Phys Med Rehabil, vol. 76, n° 5 (Sep-Oct), p. 420-426.

Boninger, M. L., R. A. Cooper, S. D. Shimada et T. E. Rudy. 1998. « Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system ». Spinal Cord, vol. 36, n° 6 (Jun), p. 418-26.

Boninger, M. L., et R.A. Cooper. 1999. « Repetitive strain injuries in manual wheelchair users ». In *Biomedical Aspect of Manual Wheelchair Propulsion: The State of the Art II (Assistive Technology Research Series)*, sous la dir. de van der Woude LHV, Hopman MTE et van Kemenade CH (eds). Vol. 5, p. 115-120. Amsterdam: IOS Press.

Boninger, M. L., B. E. Dicianno, R. A. Cooper, J. D. Towers, A. M. Koontz et A. L. Souza. 2003. « Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 84, n° 11 (Nov), p. 1615-20.

Boninger, M. L., A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz et B. T. Fay. 2002. « Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 83, n° 5 (May), p. 718-723.

Brienza, D. M., P. E. Karg, M. J. Geyer, S. Kelsey et E. Trefler. 2001. « The relationship between pressure ulcer incidence and buttock-seat cushion interface pressure in at-risk elderly wheelchair users ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 82, n° 4 (Apr), p. 529-33.

Brubaker, C. E. 1986. « Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance ». J Rehabil Res Dev, vol. 23, n° 4 (Oct), p. 19-26.

Campbell, C. C., et M. J. Koris. 1996. « Etiologies of shoulder pain in cervical spinal cord injury ». Clin Orthop Relat Res, n° 322 (Jan), p. 140-5.

Cappello, A., P. F. LaPalombara et B. Leardini. 1996. « Optimization and smoothing techniques in movement analysis ». International Journal of Bio-Medical Computing, vol. 41, n° 3 (Jun), p. 137-151.

Charlton, I. W., et G. R. Johnson. 2006. « A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint ». Proc Inst Mech Eng [H], vol. 220, n° 8 (Nov), p. 801-12.

Chau, T. 2001. « A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods ». Gait Posture, vol. 13, n° 1 (Feb), p. 49-66.

Chen, Y., M. J. Devivo et A. B. Jackson. 2005. « Pressure ulcer prevalence in people with spinal cord injury: age-period-duration effects ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 86, n° 6 (Jun), p. 1208-13.

Clauser, C.E., J.T. McConville et J.W. Young. 1969. « Weight, volume and center of mass of segments of the human body. ». Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, AMRL-TR-69-70.

Consortium for Spinal Cord Medicine. 2005. « Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionnals. ». Washington DC, MD:

Cooper, R. A., M. L. Boninger, S. D. Shimada et B. M. Lawrence. 1999. « Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair propulsion ». Am J Phys Med Rehabil, vol. 78, n° 5 (Sep-Oct), p. 435-46.

Cooper, R. A., M. L. Boninger, D. P. VanSickle, R. N. Robertson et S. D. Shimada. 1997a. « Uncertainty analysis for wheelchair propulsion dynamics ». IEEE Trans Rehabil Eng, vol. 5, n° 2 (Jun), p. 130-9.

Cooper, R. A., R. N. Robertson, D. P. VanSickle, M. L. Boninger et S. D. Shimada. 1996. « Projection of the point of force application onto a palmar plane of the hand during wheelchair propulsion ». IEEE Trans Rehabil Eng, vol. 4, n° 3 (Sep), p. 133-42.

Cooper, R.A., R. N. Robertson, D. P. VanSickle, M. L. Boninger et S. D. Shimada. 1997b. « Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: A technical note ». J Rehabil Res Dev, vol. 34, n° 2, p. 162-170.

Cooper, R.A., D. P. VanSickle, R. N. Robertson, M. L. Boninger et G.J. Ensminger. 1995. « A method for analysing center of pressure during manual wheelchair propulsion ». IEEE Trans Rehab Eng, vol. 3, n° 4, p. 299-298.

Curtis, K. A., G. A. Drysdale, R. D. Lanza, M. Kolber, R. S. Vitolo et R. West. 1999. « Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 80, n° 4 (Apr), p. 453-457.

Curtis, K. A., K. E. Roach, E. B. Applegate, T. Amar, C. S. Benbow, T. D. Genecco et J. Gualano. 1995. « Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI) ». Paraplegia, vol. 33, n° 5 (May), p. 290-3.

Dallmeijer, A. J., L. H. van der Woude, H. E. Veeger et A. P. Hollander. 1998. « Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries ». Am J Phys Med Rehabil, vol. 77, n° 3 (May-Jun), p. 213-21.

Dalyan, M., D. D. Cardenas et B. Gerard. 1999. « Upper extremity pain after spinal cord injury ». Spinal Cord, vol. 37, n° 3 (Mar), p. 191-195.

de Groot, S., H. E. Veeger, A. P. Hollander et L. H. van der Woude. 2002. « Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency ». Clin Biomech (Bristol, Avon), vol. 17, n° 3 (Mar), p. 219-26.

de Groot, S., H. E. Veeger, A. P. Hollander et L. H. van der Woude. 2004. « Effect of wheelchair stroke pattern on mechanical efficiency ». Am J Phys Med Rehabil, vol. 83, n° 8 (Aug), p. 640-649.

Dempster, W.T. 1955. « Space requirements of the seated operator ». Wright-Patterson Air Force Base (OH): Wright Air Development Center, Air Research and Development Command:

Desroches, G., R. Aissaoui et D. Bourbonnais. 2006. « Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion ». J Rehabil Res Dev, vol. 43, n° 7 (Nov-Dec), p. 871-82.

Dumas, R, R. Aissaoui et J. A. de Guise. 2004. « A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra ». Comput Methods Biomech Biomed Engin, vol. 7, n° 3, p. 159-166.

Edlich, R. F., K. L. Winters, C. R. Woodard, R. M. Buschbacher, W. B. Long, J. H. Gebhart et E. K. Ma. 2004. « Pressure ulcer prevention ». J Long Term Eff Med Implants, vol. 14, n° 4, p. 285-304.

Finley, M. A., E. K. Rasch, R. E. Keyser et M. M. Rodgers. 2004. « The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment ». J Rehabil Res Dev, vol. 41, n° 3B (May), p. 385-95.

Finley, M. A., et M. M. Rodgers. 2004. « Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain: A pilot study ». J Rehabil Res Dev, vol. 41, n° 3B (May), p. 395-402.

Finley, M. A., M. M. Rodgers, E. K. Rasch, K. J. McQuade et R. E. Keyser. 2002. « Reliability of biomechanical variables during wheelchair ergometry testing ». J Rehabil Res Dev, vol. 39, n° 1 (Jan-Feb), p. 73-81.

Fleisig, G. S., J. R. Andrews, C. J. Dillman et R. F. Escamilla. 1995. « Kinetics of Baseball Pitching with Implications About Injury Mechanisms ». American Journal of Sports Medicine, vol. 23, n° 2 (Mar-Apr), p. 233-239.

Frost, P., J. P. Bonde, S. Mikkelsen, J. H. Andersen, N. Fallentin, A. Kaergaard et J. F. Thomsen. 2002. « Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work ». Am J Ind Med, vol. 41, n° 1 (Jan), p. 11-18.

Glousman, R. E., J. Barron, F. W. Jobe, J. Perry et M. Pink. 1992. « An Electromyographic Analysis of the Elbow in Normal and Injured Pitchers with Medial Collateral Ligament Insufficiency ». American Journal of Sports Medicine, vol. 20, n° 3 (May-Jun), p. 311-317.

Gutierrez, D. D., S. J. Mulroy, C. J. Newsam, J. K. Gronley et J. Perry. 2005. « Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 2. An electromyographic analysis ». J Spinal Cord Med, vol. 28, n° 3, p. 222-9.

Hughes, C. J., W. H. Weimar, P. N. Sheth et C. E. Brubaker. 1992. « Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 73, n° 3 (Mar), p. 263-9.

Kaye, H.S., T. Kang et M.P. LaPlante. 2000. *Mobility Device Use in the United States. Disability Statistics Report (14)*. Washington DC, MD: U.S. Department of Education, National Institute on Disability and Rehabilitation Research, 60 p.

Koontz, A., RA. Cooper, M. L. Boninger, A. L. Souza et B. T. Fay. 2002. « Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion ». J Rehabil Res Dev, vol. 39, n° 6, p. 635-650.

Kotajarvi, B. R., J. R. Basford et K. N. An. 2002. « Upper-extremity torque production in men with paraplegia who use wheelchairs ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 83, n° 4 (Apr), p. 441-6.

Kotajarvi, B. R., J. R. Basford, K. N. An, D. A. Morrow et K. R. Kaufman. 2006. « The effect of visual biofeedback on the propulsion effectiveness of experienced wheelchair users ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 87, n° 4 (Apr), p. 510-5.

Kotajarvi, B. R., M. B. Sabick, K. N. An, K. D. Zhao, K. R. Kaufman et J. R. Basford. 2004. « The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics ». J Rehabil Res Dev, vol. 41, n° 3B (May), p. 403-14.

Kulig, K., S. S. Rao, S. J. Mulroy, C. J. Newsam, J. K. Gronley, E. L. Bontrager et J. Perry. 1998. « Shoulder joint kinetics during the push phase of wheelchair propulsion ». Clin Orthop, n° 354 (Sep), p. 132-43.

Lacoste, M., R. Weiss-Lambrou, M. Allard et J. Dansereau. 2003. « Powered tilt/recline systems: why and how are they used? ». Assist Technol, vol. 15, n° 1 (Summer), p. 58-68.

Leclerc, A., J. F. Chastang, I. Niedhammer, M. F. Landre et Y. Roquelaure. 2004. « Incidence of shoulder pain in repetitive work ». Occup Environ Med, vol. 61, n° 1 (Jan), p. 39-44.

Lin, H. T., Y. Nakamura, F. C. Su, J.J. Elias, J. Hashimoto et E.Y.S. Chao. 2001. « The use of virsual, interactive,musculoskeletal system (VIMS) in modeling and analysis for dynamic solution ». In Biomechanica IV, Davos, Switzerland, p. 21-23.

Lin, H. T., F. C. Su, H. W. Wu et K. N. An. 2004. « Muscle forces analysis in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion ». Proc Inst Mech Eng [H], vol. 218, n° 4, p. 213-21.

Martin, X., N. Tordi, M.P. Bourgenot et J.D. Rouillon. 2002. « Critical analysis of apparatus and evaluation methods for determination of physical capcacity of spinal cord injured people using wheelchair ». Sciences et sports, vol. 17, n° 5, p. 209-219.

Masse, L. C., M. Lamontagne et M. D. O'Riain. 1992. « Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions ». J Rehabil Res Dev, vol. 29, n° 3 (Summer), p. 12-28.

McMaster, W. C., S. C. Long et V. J. Caiozzo. 1991. « Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player ». Am J Sports Med, vol. 19, n° 1 (Jan-Feb), p. 72-5.

Mercer, J. L., M. Boninger, A. Koontz, D. Ren, T. Dyson-Hudson et R. Cooper. 2006. « Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users ». Clin Biomech (Bristol, Avon), vol. 21, n° 8 (Oct), p. 781-789.

Michener, L. A., P. W. McClure et A. R. Karduna. 2003. « Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome ». Clin Biomech (Bristol, Avon), vol. 18, n° 5 (Jun), p. 369-79.

Moore, K.L., et A.F. Dalley. 2001. *Anatomie médicale, aspects fondamentaux et applications cliniques*, 1ère. De Boeck Université.

Mulroy, S. J., J. K. Gronley, C. J. Newsam et J. Perry. 1996. « Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 77, n° 2 (Feb), p. 187-193.

Mulroy, S. J., C. J. Newsam, D. D. Gutierrez, P. Requejo, J. K. Gronley, L. L. Haubert et J. Perry. 2005. « Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 1. A kinetic analysis ». J Spinal Cord Med, vol. 28, n° 3, p. 214-21.

Neer, C. S., 2nd. 1972. « Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report ». J Bone Joint Surg Am, vol. 54, n° 1 (Jan), p. 41-50.

Netter, Frank H. 1997. *Interactive atlas of human anatomy.*

Newsam, C. J., S. S. Rao, S. J. Mulroy, J. K. Gronley, E. L. Bontrager et J. Perry. 1999. « Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury ». Gait Posture, vol. 10, n° 3 (Dec), p. 223-32.

Nichols, P. J., P. A. Norman et J. R. Ennis. 1979. « Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions ». Scand J Rehabil Med, vol. 11, n° 1, p. 29-32.

Niesing, R., F. Eijskoot, R. Kranse, A. H. den Ouden, J. Storm, H. E. Veeger, L. H. van der Woude et C. J. Snijders. 1990. « Computer-controlled wheelchair ergometer ». Med Biol Eng Comput, vol. 28, n° 4 (Jul), p. 329-38.

Platzer, W. 2001. *Atlas de poche d'anatomie humaire, tome 1: Appareil locomoteur*, 3ème. Médecine-Sciences Flammation.

Praagman, M., M. Stokdijk, H. E. Veeger et B. Visser. 2000. « Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments ». Clin Biomech (Bristol, Avon), vol. 15, n° 5 (Jun), p. 315-21.

RAMQ. 2006. « AT.04 Nombre et coût des appareils suppléant à une déficience physique selon la catégorie d'appareils, le sexe et le groupe d'âge des personnes assurées ». In *La page de la RAMQ*. <http://www.ramq.gouv.qc.ca/fr/statistiques/index.shtml>. (consulté le 2 novembre 2006).

Rao, S. S., E. L. Bontrager, J. K. Gronley, C. J. Newsam et J. Perry. 1996. « Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion ». IEEE Trans Rehabil Eng, vol. 4, n° 3 (Sep), p. 152-60.

Richter, W. M. 2001. « The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach ». Med Eng Phys, vol. 23, n° 10 (Dec), p. 707-12.

Richter, W. M., R. Rodriguez, K. R. Woods et P. W. Axelson. 2007. « Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 88, n° 1 (Jan), p. 81-87.

Robertson, R. N., M. L. Boninger, R. A. Cooper et S. D. Shimada. 1996. « Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 77, n° 9 (Sep), p. 856-64.

Rodgers, M. M., G. W. Gayle, S. F. Figoni, M. Kobayashi, J. Lieh et R. M. Glaser. 1994. « Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 75, n° 1 (Jan), p. 85-93.

Rodgers, M. M., K. J. McQuade, E. K. Rasch, R. E. Keyser et M. A. Finley. 2003. « Upper-limb fatigue-related joint power shifts in experienced wheelchair users and nonwheelchair users ». J Rehabil Res Dev, vol. 40, n° 1 (Jan-Feb), p. 27-37.

Rodgers, M.M., S. Tummarakota et J. Lieh. 1998. « Three-dimensional dynamic analysis of wheelchair propulsion ». J Appl Biomech, vol. 14, p. 80-92.

Rozendaal, L. A., H. E. Veeger et L. H. van der Woude. 2003. « The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect ». J Biomech, vol. 36, n° 2 (Feb), p. 239-47.

Sabick, M. B., B. R. Kotajarvi et K. N. An. 2004. « A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 85, n° 7 (Jul), p. 1151-1159.

Samuelsson, K. A., H. Tropp et B. Gerdle. 2004a. « Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users ». Spinal Cord, vol. 42, n° 1 (Jan), p. 41-6.

Samuelsson, K. A., H. Tropp, E. Nylander et B. Gerdle. 2004b. « 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, vol. 41, n° 1 (Jan-Feb), p. 65-74.

Sanderson, D. J., et H. J. Sommer. 1985. « Kinematic features of wheelchair propulsion ». J Biomech, vol. 18, n° 6, p. 423-429.

Sawka, M. N., R. M. Glaser, L. L. Laubach, O. Al-Samkari et A. G. Suryaprasad. 1981. « Wheelchair exercise performance of the young, middle-aged, and elderly ». J Appl Physiol, vol. 50, n° 4 (Apr), p. 824-8.

Shimada, S. D., R. N. Robertson, M. L. Bonninger et R. A. Cooper. 1998. « Kinematic characterization of wheelchair propulsion ». J Rehabil Res Dev, vol. 35, n° 2 (Jun), p. 210-218.

Sie, I. H., R. L. Waters, R. H. Adkins et H. Gellman. 1992. « Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 73, n° 1 (Jan), p. 44-8.

Simmons, S. F., J. F. Schnelle, P. G. MacRae et J. G. Ouslander. 1995. « Wheelchairs as mobility restraints: predictors of wheelchair activity in nonambulatory nursing home residents ». J Am Geriatr Soc, vol. 43, n° 4 (Apr), p. 384-388.

Solem-Bertoft, E., K. A. Thuomas et C. E. Westerberg. 1993. « The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space. An MRI study ». Clin Orthop Relat Res, n° 296 (Nov), p. 99-103.

Subbarao, J. V., J. Klopfstein et R. Turpin. 1995. « Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury ». J Spinal Cord Med, vol. 18, n° 1 (Jan), p. 9-13.

Tortora, G.J., et S.R. Grabowski. 2001. *Principes d'anatomie et de physiologie*. Édition du renouveau pédagogique.

U.S. Census Bureau, Population Division, Population Projections Branch. 2004. « U.S. Interim Projections by Age, Sex, Race, and Hispanic Origin ». In. <http://www.census.gov/ipc/www/usinterimproj/>. (consulté le 10 mars 2006).

Uhthoff, H. K., D. I. Hammond, K. Sarkar, G. J. Hooper et W. J. Papoff. 1988. « The role of the coracoacromial ligament in the impingement syndrome. A clinical, radiological and histological study ». Int Orthop, vol. 12, n° 2, p. 97-104.

van der Helm, F. C. 1994. « A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism ». J Biomech, vol. 27, n° 5 (May), p. 551-69.

van der Windt, D.A., B.W. Koes, B.A. de jong et L.M. Boutter. 1995. « Shoulder disorders in general practice: incidence, patient characteristics, and management ». Ann. Rheum. Dis., vol. 54, p. 959-964.

van der Woude, L. H., D. J. Veeger, R. H. Rozendal et T. J. Sargeant. 1989. « Seat height in handrim wheelchair propulsion ». J Rehabil Res Dev, vol. 26, n° 4 (Fall), p. 31-50.

van der Woude, L. H., H. E. Veeger, A. J. Dallmeijer, T. W. Janssen et L. A. Rozendaal. 2001. « Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion ». Med Eng Phys, vol. 23, n° 10 (Dec), p. 713-33.

Van Drongelen, S., L. H. Van der Woude, T. W. Janssen, E. L. Angenot, E. K. Chadwick et D. H. Veeger. 2005. « Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities ». Arch Phys Med Rehabil, vol. 86, n° 6 (Jun), p. 1214-20.

Vanlandewijck, Y., D. Theisen et D. Daly. 2001. « Wheelchair propulsion biomechanics: implications for wheelchair sports ». Sports Med, vol. 31, n° 5, p. 339-67.

Vecchio, P., R. Kavanagh, B. L. Hazleman et R. H. King. 1995. « Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic ». Br J Rheumatol, vol. 34, n° 5 (May), p. 440-2.

Veeger, H. E., L. A. Rozendaal et F. C. van der Helm. 2002. « Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion ». Clin Biomech (Bristol, Avon), vol. 17, n° 3 (Mar), p. 211-218.

Veeger, H. E., L. H. van der Woude et R. H. Rozendal. 1989. « Wheelchair propulsion technique at different speeds ». Scand J Rehabil Med, vol. 21, n° 4, p. 197-203.

Veeger, H. E., L. H. van der Woude et R. H. Rozendal. 1992. « Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion ». Med Sci Sports Exerc, vol. 24, n° 1 (Jan), p. 100-7.

Veeger, H. E., L.H.V Woude et R. H. Rozendal. 1991. « Load on the upper extremety in manual wheelchair propulsion ». Journal of electromyography and kinesiology, vol. 1, n° 4, p. 270-280.

Veeger, H. E.J. 1992. « Biomechanical aspect of wheelchair propulsion ». Amsterdam, Vrije Universiteit.

Veeger, H.E.V. 1999. « Biomechanics of manual wheelchair propulsion ». In *Biomedical Aspect of Manual Wheelchair Propulsion: The State of the Art II (Assistive Technology Research Series)*, sous la dir. de van der Woude LHV, Hopman MTE et van Kemenade CH (eds). Vol. 5, p. 86-95. Amsterdam: IOS Press.

Wu, H. W., L. J. Berglund, F. C. Su, B. Yu, A. Westreich, K. J. Kim et K. N. An. 1998. « An instrumented wheel for kinetic analysis of wheelchair propulsion ». J Biomech Eng, vol. 120, n° 4 (Aug), p. 533-5.

Yamaguchi, K., J. S. Sher, W. K. Andersen, R. Garretson, J. W. Uribe, K. Hechtman et R. J. Neviaser. 2000. « Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders ». J Shoulder Elbow Surg, vol. 9, n° 1 (Jan-Feb), p. 6-11.