

Université de Montréal

**Analyse biomécanique des transferts assis en pivot chez les
individus atteints d'une lésion médullaire**

par

Dany Gagnon

École de Réadaptation

Faculté de Médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Philosophiae Doctor (PhD)
en Sciences Biomédicales
(Option réadaptation)

Janvier, 2008

© Dany Gagnon, 2007
Université de Montréal
Faculté des études supérieures



W
4
U58
2008
V.021

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Cette thèse intitulée :

Analyse biomécanique des transferts assis en pivot
chez les individus atteints d'une lésion médullaire

présentée par :
Dany Gagnon

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Bertrand Arseneault	Président-rapporteur
Dre Sylvie Nadeau	Directeur de la recherche
Dr Luc Noreau	Co-directeur de la recherche
Dre Géraldine Jacquemin	Membre interne du jury
Dr Milos Popovick	Examineur externe
Dr Daniel Lajeunesse	Représentant du Doyen de la FES

Thèse acceptée le : _____

SOMMAIRE

Analyse biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire

Les déficiences qui affectent généralement le tronc et les membres inférieurs des individus ayant subi une lésion moelle épinière (LMÉ) perturbent la capacité locomotrice de la majorité de ces derniers. Conséquemment, leurs membres supérieurs se retrouvent sollicités de façon accrue, en terme de mise en charge et d'efforts musculaires, non seulement lors de la propulsion du fauteuil roulant, mais également lors de la réalisation de tâches fonctionnelles connexes telle les transferts assis en pivot. Il est surprenant de constater que très rares sont les études qui ont tenté de comprendre les stratégies de mouvements et les exigences mécaniques requises lors des transferts assis en pivot. L'objectif général de ce projet était de quantifier les stratégies de mouvements (amplitudes articulaires et vitesses angulaires) et les exigences mécaniques (forces et moments) aux membres supérieurs lorsque des individus ayant une LMÉ complètent des transferts assis en pivot vers des sièges de différentes hauteurs en utilisant leur technique habituelle. Pour ce faire, en plus d'étendre la modélisation biomécanique tridimensionnelle aux membres supérieurs et au tronc, un système novateur d'évaluation des transferts assis en pivot incluant des surfaces instrumentées a été développé et testé. Grâce à cette avancée technique, l'analyse des transferts assis en pivot auprès d'un total de 31 individus ayant une LMÉ (ASIA A, B ou C) de différents niveaux (C_7 à T_{11}) a été réalisée en deux phases différentes. En résumé, les résultats ont montré un rôle distinct du membre supérieur dirigeant et de celui traînant lors des transferts, et ce particulièrement au moment où les fesses perdait contact avec le siège de départ. À cette période du transfert, les muscles des membres supérieurs devaient générer des moments élevés de flexion et d'adduction des épaules afin de soulever et pivoter la majorité de la masse corporelle vers la surface d'arrivée en dépit de la flexion du tronc qui vise à faciliter le travail des membres supérieurs. Durant la phase de lever du transfert, l'épaule dirigeante avait tendance à progresser rapidement en extension et adduction afin d'aider au déplacement du corps vers la surface d'arrivée. Parallèlement, l'épaule traînante progressait simultanément en flexion et abduction afin de pousser le corps vers le siège d'arrivée. Quant aux poignets, ils se retrouvaient dans une position extrême d'extension lors de cette période de lever. Il a aussi été démontré que la hauteur de la surface d'arrivée affecte certains paramètres cinématiques et cinétiques. Entre autres, le transfert vers une surface élevée requiert des

efforts musculaires plus importants que ceux retrouvés lors du transfert vers une surface nivelée et une surface basse. La comparaison des données avec une tâche de soulèvement des fesses a également confirmé que les efforts aux épaules et aux coudes étaient davantage élevés lors des transferts. Ce projet d'études doctorales représente un apport substantiel à l'enrichissement des connaissances. Il est parmi les premiers à générer des données probantes susceptibles d'améliorer la rééducation des transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ.

MOTS CLÉS: cinématique, cinétique, épaule, électromyographie, instrumentation, membre supérieur, réadaptation.

ABSTRACT

Biomechanical Assessment of Sitting Pivot Transfers Among Individuals With a Spinal Cord Injury

Severe sensory-motor trunk and lower extremity impairments often limit functional ambulatory capacity among individuals with spinal cord injury (SCI). Consequently, their upper extremities become highly challenged, especially in terms of mechanical loads and muscular effort, during wheelchair propulsion and numerous other wheelchair-related functional activities, such as sitting pivot transfers. Surprisingly, there is still only a paucity of biomechanical studies that have attempted to better understand movement strategies and mechanical loads during sitting pivot transfers. The main objective of this project was to quantify movement strategies (ranges of motion and angular velocities) and mechanical loads (forces and moments) at the upper extremities when individuals with SCI perform sitting pivot transfers toward target seats of various heights while using their usual technique. With this intention, in addition to extending three-dimensional biomechanical modeling to the upper extremities and the trunk, a novel transfer assessment system, which allowed for simultaneous and continuous recording of the reaction forces during sitting pivot transfers, was developed and tested. As a result of this technical advancement, sitting pivot transfers were assessed among a total of 31 individuals with SCI (ASIA A, B and C) at various levels (C7 to T11) in two different phases. In summary, the results confirmed specific roles for the leading and trailing upper extremities during the transfers, especially around the time when the buttocks lost contact with the initial seat. At this point in the transfer, the upper extremity muscles had to generate high shoulder flexion and adduction moments to lift and pivot most of the body mass towards the target surface despite rapid trunk flexion aimed at reducing upper extremity effort. During the lift phase of the transfer, the leading shoulder progressed quickly in extension and adduction to contribute to the displacement of the body towards the target surface. Similarly, the trailing shoulder progressed simultaneously in flexion and abduction to push the body towards the target surface. As for the wrists, they were moved into an extreme position of extension during the lift phase of the transfer. It was also shown that the height of the target surface affects few kinematic and kinetic parameters. For example, transferring to the high target surface requires greater muscular effort than that observed when transferring towards a level or a low target surface. Shoulder and elbow joint forces and moments were also found to be more elevated when performing sitting pivot transfers than when completing

weight-relief lifts. This doctoral study represents a substantial contribution to the enrichment of knowledge regarding sitting pivot transfers. It is among the first to provide evidence-based data likely to improve the sitting pivot transfer rehabilitation process among individuals with SCI.

KEY WORDS: electromyography, instrumentation, kinematic, kinetic, rehabilitation, shoulder, upper extremity.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	III
SUMMARY	V
LISTE DES TABLEAUX	XII
LISTE DES FIGURES	XIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVI
DÉDICACE	XVII
REMERCIEMENTS	XVIII
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 : RECENSION DE LA LITTÉRATURE	5
2.1 La moelle épinière	5
2.1.1 Rappel anatomique	5
2.1.2 Lésion de la moelle épinière	6
2.1.2.1 Définition	6
2.1.2.2 Classification	7
2.1.2.3 Incidence, prévalence et causes	9
2.2 Le membre supérieur	11
2.2.1 Aspects articulaires	11
2.2.2 Aspects musculaires	13
2.2.2.1 Muscles de l'épaule et du coude	13
2.2.2.2 Contraction musculaire	13
2.2.2.3 Force musculaire	15
2.2.3 Taux d'utilisation de la force musculaire	16
2.2.4 Travail musculaire en chaîne fermée	19
2.3 Le transfert assis en pivot	22
2.3.1 Description	22
2.3.2 Déterminants et facteurs limitants	23
2.3.3 Études biomécaniques	28
2.3.3.1 La tâche de soulèvement des fesses	28
2.3.3.2 Les tâches de transferts	32
2.3.4 Effets secondaires	39
2.3.4.1 Risques associés	39
2.3.4.2 Déficiences aux membres supérieurs	41
2.3.4.3 Incapacités et participation	44
CHAPITRE 3 : OBJECTIFS	45
3.1 Objectif général de la thèse	45
3.2 Objectifs spécifiques de la thèse	45

CHAPITRE 4 : MÉTHODOLOGIE	47
4.1 ARTICLE #1 : Biomechanical Analysis of Sitting Pivot Transfers Using a Newly-Developed Instrumented Transfer System	48
4.1.1 Avant-propos	49
4.1.2 Abstract	51
4.1.3 Introduction	52
4.1.4 Methods	53
4.1.4.1 Instrumented transfer assessment system	53
4.1.4.2 Subject	55
4.1.4.3 Sitting pivot transfers	56
4.1.4.4 Segmental kinematics	56
4.1.4.5 Anthropometric parameters	57
4.1.4.6 Net joint forces, moments and powers	58
4.1.4.7 Data reduction and outcome measures	58
4.1.5 Results	59
4.1.5.1 Accuracy	59
4.1.5.2 Joint angles and angular velocities	59
4.1.5.3 Net joint forces	60
4.1.5.4 Net joint moments	60
4.1.5.5 Joint powers	61
4.1.6 Discussion	61
4.1.7 Conclusion	64
4.1.8 Acknowledgements	66
4.1.9 References	74
4.2 Section complémentaire à la méthodologie.....	77
4.2.1 Démarche expérimentale	77
4.2.2 Participants, critères d'admissibilité et procédure de recrutement	77
4.2.3 Évaluation clinique	81
4.2.4 Tâches expérimentales	82
4.2.5 Électromyographie	86
4.2.6 Dynamométrie isocinétique	87
4.2.7 Analyses statistiques	88
 CHAPITRE 5 : RÉSULTATS	 89
5.1 ARTICLE #2 : Trunk and Upper Extremity Kinematics During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury	90
5.1.1 Avant-propos	91
5.1.2 Abstract	93
5.1.3 Introduction	94
5.1.4 Methods	95
5.1.4.1 Participants.....	95
5.1.4.2 Sitting pivot transfer tasks	96
5.1.4.3 Kinematic assessment	96
5.1.4.4 Data reduction	98
5.1.4.5 Statistical analysis	98
5.1.5 Results	99

5.1.5.1	Temporal parameters	99
5.1.5.2	Overview of the transfer kinematics	99
5.1.5.3	Kinematics of the pivot-lift phase	100
5.1.6	Discussion	101
5.1.6.1	Opposite leading and trailing U/E movements	101
5.1.6.2	Effects of target seat height modifications	102
5.1.6.3	Trunk flexion facilitates lift-off	103
5.1.6.4	Risk exposure at the shoulders	103
5.1.6.5	Full elbow extension not essential	104
5.1.6.6	Extreme wrist extension	104
5.1.6.7	Limitations of the study	105
5.1.7	Conclusion	106
5.1.8	Acknowledgements	107
5.1.9	References	115
5.2.	ARTICLE #3 : Electromyographic Analysis of Upper Extremity Muscles During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury	119
5.2.1	Avant-propos	120
5.2.2	Abstract	122
5.2.3	Introduction	123
5.2.4	Methods	125
5.2.4.1	Participants.....	125
5.2.4.2	Experimental tasks	126
5.2.4.3	Surface electromyography	126
5.2.4.4	Outcome measures	128
5.2.4.5	Statistics	129
5.2.5	Results	130
5.2.5.1	Temporal parameters	130
5.2.5.2	Muscle activation patterns	130
5.2.5.3	Coefficient of variation	131
5.2.5.4	Time of occurrence of peak EMG	131
5.2.5.5	Mean and peak EMG intensity during lift-pivot phase	131
5.2.6	Discussion	132
5.2.6.1	Similar EMG patterns across transfer tasks	132
5.2.6.2	Moderate to high EMG inter-participant variability	133
5.2.6.3	Peak relative EMG values around seat-off	134
5.2.6.4	Inter-muscular coordination	135
5.2.6.5	Limited effects of target seat heights on muscular demands	135
5.2.6.6	Limitations	136
5.2.7	Conclusion	137
5.2.8	Acknowledgements	138
5.2.9	References	147
5.3	ARTICLE #4 : Quantification of Reaction Forces During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury	150
5.3.1	Avant-propos	151
5.3.2	Abstract	153
5.3.3	Introduction	154
5.3.4	Methods	156
5.3.4.1	Participants.....	156
5.3.4.2	Reaction Force Recording	156

5.3.4.3	Transfer assesemnt	157
5.3.4.4	Data processing	158
5.3.4.5	Statistical analysis	159
5.3.5	Results	160
5.3.5.1	Participants.....	160
5.3.5.2	Mean time-normalized reaction force patterns	161
5.3.5.3	Vertical reaction forces during lift phase	162
5.3.5.4	Horizontal reaction forces during lift phase	162
5.3.5.5	Timing of peak vertical reaction force	163
5.3.5.6	Effects of SCI levels	163
5.3.6	Discussion	163
5.3.7	Acknowledgements	169
5.3.8	References	179
5.4	ARTICLE #5 : Comparison of Peak Shoulder and Elbow Mechanical Loads During Weight-Relief Lifts and Sitting Pivot Transfers Among Individuals With Spinal Cord Injury	182
5.4.1	Avant-propos	183
5.4.2	Abstract	185
5.4.3	Introduction	186
5.4.4	Methods	188
5.4.4.1	Participants.....	188
5.4.4.2	Experimental tasks	189
5.4.4.3	Reaction force recording	189
5.4.4.4	Kinematics	190
5.4.4.5	Net joint forces and moments	190
5.4.4.6	Data processing	191
5.4.4.7	Outcome measures	191
5.4.4.8	Statistical analysis	192
5.4.5	Results	192
5.4.5.1	Shoulder and elbow joint reaction forces	192
5.4.5.2	Shoulder and elbow joint moments	193
5.4.6	Discussion	193
5.4.6.1	Shoulder and elbow joint reaction forces	193
5.4.6.2	Shoulder and elbow joint moments	194
5.4.6.3	Clinical relevance	196
5.4.7	Acknowledgements	197
5.4.8	References	203
	CHAPITRE 6 : DISCUSSION GÉNÉRALE DES RÉSULTATS	206
6.1.	Principaux constats des travaux de recherche	206
6.1.1.	Montage expérimental	206
6.1.2.	Cinématique	208
6.1.3.	Électromyographie	210
6.1.4.	Forces de réaction	211
6.1.5.	Forces et moments	213
6.1.6.	Dynamométrie isocinétique	215
6.2.	Implications des résultats sur la pratique clinique	216
6.2.1.	Techniques de transfert	216
6.2.2.	Interventions thérapeutiques	218
6.3.	Limites des travaux de recherche	221
6.4.	Perspectives et avenues de recherche à poursuivre	227

6.4.1. Court terme	227
6.4.2. Moyen terme	229
6.4.3. Long terme	230
CHAPITRE 7 : CONCLUSION	232
CHAPITRE 8 : RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	236
ANNEXE I : Certificat d'éthique	i
ANNEXE II : Formulaire de consentement	viii
ANNEXE III : Article complémentaire (Article #6).....	xv
ANNEXE IV : Communications orales avec abrégés publiés	xxxviii
ANNEXE V : Preuves de soumission des articles	xliviii
ANNEXE VI : Déclaration des coauteurs	liv

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1.1	Fonctions musculaires préservées en fonction des différents niveaux de lésion de la moelle épinière.....	8
Tableau 2.2.1	Présentation sommaire des muscles du tronc, de l'épaule et du coude sélectionnés pour l'étude.	14
Tableau 4.2.1	Description des participants de l'étude intermédiaire	79
Tableau 4.2.2	Description des participants de l'étude finale.....	80
Table 5.1.1	Demographic and clinical characteristics of participants	108
Table 5.1.2	Mean (SD) angular displacement (minimum, maximum, excursion) and velocity values (maximum) measured at the trunk, shoulder, elbow and wrist joints during the sitting pivot transfers to a target seat placed at various heights.....	109
Table 5.2.1	Demographic and clinical characteristics of participants	139
Table 5.2.2	Placement of EMG surface electrodes	140
Table 5.2.3	Mean inter-participant coefficient of variation (lift phase only; overall transfer) calculated for the amplitude-normalized EMG values measured during time-normalized sitting pivot transfers.	141
Table 5.3.1	Description of participants	170

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Exemples de transferts assis en pivot réalisés par deux individus ayant une LMÉ entre le fauteuil roulant et un lit thérapeutique, et vice versa, lors d'un traitement de physiothérapie pendant la période initiale de réadaptation fonctionnelle intensive	2
Figure 2.1.1	Version francophone de l'échelle de déficience développée et révisée périodiquement par l'American Spinal Injury Association	10
Figure 2.2.1	Représentation schématique d'une extension du coude en chaîne cinématique/cinétique ouverte dans un plan horizontal où l'effet de la gravité est neutralisé (A ; plan transverse) et en chaîne cinématique/cinétique fermée (B ; plan sagittal).	20
Figure 2.2.2	Représentation schématique d'un inventaire possible de stratégies de mouvements et de production de forces linéaires aux MSs lors du soulèvement des fesses (plan sagittal).....	21
Figure 2.3.1	Représentation schématique de la projection du centre de masse du corps à l'intérieur de l'aire de sustentation en position assise statique chez un sujet sain (A) et un autre atteint d'une LMÉ (B).	27
Figure 2.3.2	Stratégies de mouvements observées dans le plan sagittal lors des déplacements latéraux chez les sujets atteints d'une LMÉ	35
Figure 2.3.3	Stratégies de mouvements observées dans le plan sagittal lors des déplacements latéraux chez les sujets atteints d'une LMÉ.....	36
Figure 2.3.4	Stratégies de mouvements observées dans le plan sagittal lors des déplacements latéraux chez les sujets atteints d'une LMÉ	37
Figure 2.3.5	Stratégies de placement des mains lors des transferts postérieurs vers une surface sur-élevée de 10 cm	38
Figure 4.1.1	Close-up view of the transfer assessment system developed to continuously record reaction forces underneath the feet, buttocks, leading and trailing hands during sitting pivot transfers in the laboratory environment (A) along with an overall frontal (B) and sagittal (C) plane view of the experimental set-up and laboratory coordinate system.....	68
Figure 4.1.2	Schematic representation of the location of the skin-fixed infrared light emitting diodes (LEDs) used as markers on the subject's segments. Gray dots represent LEDs that were fixed on the posterior plane of the subject.....	69
Figure 4.1.3	Schematic representation of the sphere-fitting procedure to estimate the glenohumeral joint rotation center.....	70

Figure 4.1.4	Schematic representation of the joint segment and rotation axes used to calculate kinematic and kinetic parameters at each joint during sitting pivot transfers.....	71
Figure 4.1.5	Summary of the joint forces measured during sitting pivot transfers.....	72
Figure 4.1.6	Summary of the kinematic and kinetic outcomes measured during sitting pivot transfers.....	73
Figure 4.2.1	Représentation schématique des principales étapes réalisées à ce jour afin de développer une approche méthodologique permettant l'analyse biomécanique des transferts assis en pivot.	78
Figure 4.2.2	Transfert assis en pivot en direction d'une surface nivelée	83
Figure 4.2.3.	Transfert assis en pivot en direction d'une surface surélevée de 10 cm	84
Figure 4.2.4	Tâche de soulèvement des fesses en position assis	85
Figure 5.1.1	Schematic representation of laboratory set-up and of pre-lift (A), lift (B), and post-lift (C) phases of sitting pivot transfers.....	111
Figure 5.1.2	Sagittal and frontal views of proximal and distal segment axes used to calculate kinematic parameters at each joint during sitting pivot transfers.....	112
Figure 5.1.3	Time-normalized group mean angular displacement patterns of trunk and upper extremities for individuals with SCI during sitting pivot transfers to a target seat set at three different heights: low, same, high.....	113
Figure 5.1.4	Time-normalized group mean angular velocity profiles of trunk and upper extremities for individuals with SCI during sitting pivot transfers to a target seat set at three different heights: low, same, high.....	114
Figure 5.2.1	Schematic representation the experimental set-up and of the transverse view during the pre-lift, lift, and post-lift phases of sitting pivot transfers.....	143
Figure 5.2.2	Group mean time- and amplitude-normalized EMG activation patterns of the five muscles studied at leading and trailing U/Es during sitting pivot transfers to a target seat set at three different heights.....	144
Figure 5.2.3	Group mean (± 1 SD) time of occurrence of peak time- and amplitude-normalized EMG intensity of the five muscles studied, measured at leading and trailing U/Es during sitting pivot transfers to a target seat of different heights.....	145
Figure 5.2.4.	Group mean (± 1 SD) mean and peak time- and amplitude-normalized EMG intensity of the five muscles studied, measured at leading and trailing U/Es during lift phase of sitting pivot transfers to a target seat of different heights.....	146
Figure 5.3.1	Force-sensing system developed to continuously record reaction forces underneath the feet, buttocks, leading and trailing hands during transfers in a laboratory environment.....	172

Figure 5.3.2	Schematic representation of the laboratory set-up as well as of the pre-lift, lift, and post-lift phases of the sitting pivot transfers...	173
Figure 5.3.3	Time-normalized group mean ($\pm 1SD$) values of the three-dimensional components of the total reaction force and of its distribution under the hands (leading and trailing hands), feet and buttocks during the sitting transfers.....	174
Figure 5.3.4	Mean ($\pm 1SD$) and peak ($\pm 1SD$) vertical force components measured under the hands and feet during the sitting pivot transfers.....	175
Figure 5.3.5	Mean ($\pm 1SD$) and peak ($\pm 1SD$) peak vertical force components measured under the leading and trailing hand during the sitting pivot transfers.....	176
Figure 5.3.6	Time-normalized group mean ($\pm 1SD$) values of the horizontal reaction force measured underneath the leading and trailing hands during the sitting transfers. Mean ($\pm 1SD$) and peak ($\pm 1SD$) peak horizontal force components measured under the leading and trailing hand during the sitting pivot transfers	177
Figure 5.3.7	Mean ($\pm 1SD$) timing of the peak vertical force components measured under the hands (leading and trailing hands) and feet during the sitting pivot transfers.....	178
Figure 5.4.1	Overview of the laboratory assessment performed to assess sitting pivot transfers (A) and weight-relief lift (B).....	199
Figure 5.4.2	Transverse view of the laboratory set-ups when assessing sitting pivot transfers (A) and weight-relief lift (B)	200
Figure 5.4.3	Bar graphs showing the mean ($\pm SD$) of the tri-axial component of the net reaction forces measured at the shoulder (A) and elbow joints (B) during sitting pivot transfers (leading and trailing role) and weight-relief lifts.....	201
Figure 5.4.4	Bar graphs showing the mean ($\pm SD$) peak net moments measured at the shoulder and elbow joints during sitting pivot transfers (leading and trailing role) and weight-relief lifts.....	202
Figure 6.3.1	Représentation schématique des positions des différentes surfaces instrumentées lors des études intermédiaire (A) et finale (B). Des ajustements futurs seront apportés au montage expérimental afin de rapprocher le siège d'arrivée et de permettre des ajustements en profondeur de la surface d'appui de la main s'attachant à cette chaise (C).....	223
Figure 6.3.2	Représentation schématique des difficultés rencontrées lors de l'analyse 3D des mouvements de l'épaule.....	225

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	Tridimensionnel (le)
ASIA	American Spinal Injury Association
CCF	Chaîne cinématique/cinétique fermée
CCO	Chaîne cinématique/cinétique ouverte
CVM	Contraction volontaire maximale
DEL	Diodes électroluminisantes
DM	Demande musculaire
EMG	Électromyographie/electromyography
EMUR	Electromyographical muscular utilization ratio
L/E	Lower extremity
LED	Light emitting diode
LME	Lésion de la moelle épinière
LME_{Basse}	Lésion de la moelle épinière située entre les niveaux T11 et L1
LME_{Haute}	Lésion de la moelle épinière située entre les niveaux C7 et T6
MD	Muscular demand
MI	Membre inférieur
MS	Membre supérieur
MUR	Muscular utilization ration
SCI	Spinal cord injury
SPT	Sitting pivot transfer
STC	Syndrome du tunnel carpien
TUM	Taux d'utilisation musculaire
TUME	Taux d'utilisation musculaire électromyographique
U/E	Upper extremity
UM	Unité motrice
WRL	Weight-relief lift

DÉDICACE

À mes parents et ma famille,
pour leur présence, leurs encouragements et leur inépuisable soutien.

À Dominique,
pour son appui inconditionnel, sa compréhension et ses nombreux sacrifices aux cours de
cette aventure.

À Henri et Clémence,
afin que ce travail devienne une source d'inspiration, entre autres, dans leur
développement personnel et professionnel.

REMERCIEMENTS

L'auteur tient à exprimer sa reconnaissance à Dre Sylvie Nadeau, directrice du projet de recherche, pour la supervision et l'encadrement privilégiés qu'elle m'a fidèlement accordés, pour ses nombreux conseils judicieux, pour son enseignement empreint d'une rigueur scientifique exemplaire et pour son support indéfectible qui ont permis de mener cette aventure à terme. Des remerciements sincères s'adressent également à Dr Luc Noreau, co-directeur du projet de recherche, pour l'à-propos et la justesse de ses interventions ainsi que son apport stimulant au projet. Enfin, la collaboration précieuse du Dr Denis Gravel mérite également d'être reconnue puisqu'elle a aussi contribué à la réussite de ce projet.

Merci à l'équipe du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain-Site Institut de réadaptation de Montréal (IRM). Plus particulièrement, il m'est impossible de passer sous silence l'implication et la disponibilité de monsieur Pierre Desjardins, ingénieur, monsieur Michel Goyette, ingénieur, monsieur Daniel Marineau technicien en électronique, et de monsieur André Dumoulin, technicien de fabrication, dans le développement et la mise au point du protocole expérimental et des programmes informatisés d'analyse inhérents à cette étude.

Une gratitude particulière doit également être adressée à Dre Éline Chapman, responsable de la recherche et des études supérieures à l'École de réadaptation de l'Université de Montréal, ainsi qu'à son assistante administrative madame Denise D'Anjou, pour leur implication et leur dévouement auprès des étudiants inscrits aux cycles supérieurs.

J'adresse aussi des remerciements au Fond de recherche en santé du Québec (FRSQ) et aux Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC) pour les bourses de formation obtenues aux cours de ces études doctorales. Ce projet de recherche n'aurait également vu le jour sans le support financier offert par le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) du FRSQ, par la Fondation de l'Hôpital de réadaptation Lindsay et par l'Ordre des professionnels de la physiothérapie du Québec (OPPQ).

J'estime aussi essentiel de dire un grand merci à tous les assistants de recherche et étudiants de l'équipe actuelle et passée du Laboratoire de pathokinésiologie du CRIR, situé à l'Institut de réadaptation de Montréal. Je tiens ici à remercier particulièrement madame France Pïotte qui s'est profondément impliquée dans des étapes cruciales de ce projet de recherche. Il me faut également remercier monsieur Patrick Dehail qui, lors de l'étude finale, m'a généreusement assisté lors des évaluations cliniques et en laboratoire. Je dois également ajouter que la rédaction de chacune des pages de cette thèse n'aurait pu être possible sans la contribution de tous les individus ayant accepté de participer à cette étude. Le courage et la détermination dont ils font preuve au quotidien m'ont grandement touchés et inspirés.

Enfin, je me dois de remercier mes nombreux ami(e)s et membres de ma famille qui de près ou de loin m'ont supporté, encouragé, aidé tout au long de cette aventure doctorale. Un immense merci à vous tous! Un clin d'œil à madame Nathaly Gaudreault de qui je devrai finalement me séparer après un long parcours académique ayant débuté à la maternelle de l'École Ste-Lucie d'Arvida. Une mention spéciale revient également à mesdames Dominique Bélanger et Diane Poupart ainsi qu'à monsieur Patrick Dehail qui m'ont si généreusement offert leurs temps pour, patiemment, corriger, réviser et mettre en page cette thèse.

CHAPITRE 1 : Introduction

Un traumatisme causant une lésion de la moelle épinière (LMÉ) est un événement soudain dont les conséquences sont multiples sur la vie de la personne. Cette condition requiert une série d'interventions au site de l'accident, en milieu hospitalier et de réadaptation et, dans certain des cas, jusqu'à une reprise des activités valorisées par la personne. Certaines interventions pourraient également être nécessaire pour prévenir ou limiter l'apparition de déficiences secondaires tout au long de la vie de personne. Bien que ce traumatisme cause généralement des déficiences affectant plusieurs systèmes organiques, celles en lien avec l'atteinte de l'intégrité du système neurologique sont inévitablement d'intérêt pour les spécialistes de la réadaptation. Plus particulièrement, la sévérité des déficiences motrices et sensitives affectant le tronc et les membres inférieurs (MIs) des individus ayant subi une LMÉ revêt une importance toute particulière puisqu'elle perturbe très souvent leur capacité locomotrice (Fougeyrollas et coll., 2002). C'est d'ailleurs ce qui explique qu'une proportion élevée d'individus ayant subi une LMÉ opte pour l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel pour leurs déplacements. Par conséquent, leurs membres supérieurs (MSs) se retrouvent sollicités de façon accrue, non seulement lors de la propulsion du fauteuil roulant, mais également lors de tâches fonctionnelles reliées à l'utilisation du fauteuil roulant telles que le soulèvement des fesses et les transferts entre différentes surfaces (Van Drongelen et coll., 2005a, 2005b). D'ailleurs, il est fréquemment mentionné que les transferts assis en pivot figureraient parmi les tâches les plus exigeantes pour les MSs en terme de mise en charge et d'efforts musculaires, bien que très peu d'études biomécaniques se soient intéressé à cette problématique (Finley et coll., 2005; Forslund et coll., 2006; Perry et coll., 1996).

La majorité des individus ayant subi une LMÉ développe rapidement la capacité à transférer en position assise d'une surface de départ vers une autre d'arrivée, d'une hauteur comparable ou plus élevée à celle de départ, sans assistance humaine, voire sans aide technique (Figure 1.1) (Bromley, 2006; Somers, 2001). Avant d'initier les transferts assis en pivot, les individus ayant une LMÉ placent généralement une main sur la surface de départ aux environs du tiers proximal de la cuisse (main traînante) alors que l'autre (main dirigeante) est positionnée aux alentours de la surface d'arrivée de façon à assurer un dégagement suffisamment important pour permettre le placement sécuritaire des fesses à la fin du transfert. À partir de cette position de départ, ils inclinent le tronc vers

l'avant afin de faciliter le soulèvement des fesses tout en augmentant rapidement la mise en charge aux MSs et, presque simultanément, initie une rotation du tronc afin de pivoter vers la surface d'arrivée. Le transfert se complète lorsque les fesses atterrissent sur la surface d'arrivée près de la main dirigeante et qu'une position assise stable a été retrouvée. Les transferts du fauteuil roulant au lit, au siège de la toilette, au banc de douche et au siège de la voiture, et vice-versa, représentent des exemples typiques de transferts assis en pivot (Allison et coll., 1996; Nyland et coll., 2000). Les individus ayant une LMÉ performant en moyenne de 14 à 18 transferts assis en pivot par jour (Pentland & Twomey, 1994), et la hauteur de la surface d'arrivée est fréquemment plus haute que celle de la surface de départ (Forslund et coll., 2006). La fréquence élevée de réalisation des transferts assis en pivot, combinée à l'intensité des efforts requis aux MSs lors de ces derniers, pourraient exacerber le développement et la chronicité des déficiences secondaires affectant les structures musculo-squelettiques, neurologiques ou vasculaires des MSs chez les individus ayant une LMÉ (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Cette hypothèse est d'autant plus plausible qu'une prévalence importante de douleur et d'inconfort a souvent été répertoriée à l'épaule (30-60%), au coude (5-16%) et au poignet (40-66%) auprès de cette population (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005).



Figure 1.1 Exemples de transferts assis en pivot réalisés par deux individus ayant une LMÉ entre le fauteuil roulant et un lit thérapeutique, et vice versa, lors d'un traitement de physiothérapie pendant la période initiale de réadaptation fonctionnelle intensive.

La capacité à réaliser des transferts assis en pivot entre différentes surfaces représente un indicateur important de la capacité fonctionnelle et de la pleine réalisation des habitudes de vie chez les individus ayant une LMÉ (Gresham et coll., 1986; Yarkony et coll., 1988; Khader & Tomlin, 1994; Allison, 1997). Pour cette raison, l'atteinte d'un niveau d'indépendance maximum lors des différentes tâches de transferts constitue un objectif fondamental du processus de réadaptation fonctionnelle chez cette clientèle (Allison et coll., 1996; Nyland et coll., 2000). Malheureusement, les intervenants peuvent difficilement baser le processus de réadaptation des transferts assis en pivot sur des évidences puisque très peu d'études scientifiques s'y ont intéressé. À ce jour, ce processus s'appuie presque exclusivement sur une approche essais-erreurs et sur des intuitions thérapeutiques. Il n'est donc pas étonnant que le *Consortium for Spinal Cord Medicine* ait récemment identifié l'émergence de nouvelles connaissances reliées aux tâches de transferts comme étant prioritaire (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005).

De fait, la consultation de la littérature montre qu'un faible nombre d'études ont décrit certains aspects cinématiques (Finley et coll., 2005; Forslund et coll., 2006), cinétique (Forslund et coll., 2006) et électromyographiques (Perry et coll., 1996) des transferts assis en pivot chez des individus atteints d'une LMÉ. Par ailleurs, aucune étude n'a quantifié les exigences mécaniques aux MSs lors des transferts (forces et moments), nonobstant une étude exploratoire récente utilisant une approche méthodologique sous-optimale (Tharakeshwarappa, 2005). Les difficultés associées à la modélisation tridimensionnelle (3D) du MS, combiné au fait qu'aucun système d'évaluation spécifique ne soit commercialement disponible afin de facilement procéder à l'étude des transferts, peuvent expliquer cette lacune en partie.

À l'inverse, quelques chercheurs ont étudié les tâches de soulèvement de la masse corporelle (Reyes et coll., 1995; Gefen et coll., 1997; Harvey et Crosbie, 1999; Harvey et Crosbie, 2000) alors que plusieurs autres se sont intéressés à la mobilité en fauteuil roulant chez les individus ayant une LMÉ (Boninger et coll., 1997; Boninger et coll., 2005; Boninger et coll., 2002; Finley et coll., 2004; Koontz et coll., 2002; Newsam et coll., 1999; van der Woude et coll., 2001; Veeger et coll., 2002). Ces travaux de recherche, particulièrement ceux s'intéressant à la biomécanique de la propulsion du fauteuil roulant, ont largement contribué à l'avancement du savoir en plus d'influencer favorablement la pratique clinique au cours de la dernière décennie dans ce domaine grâce aux activités de

transfert des connaissances nouvelles, et d'échanges concernant ces dernières, entre les chercheurs et les cliniciens.

Inspiré par les études biomécaniques de la propulsion du fauteuil roulant et leurs retombées, ce projet d'études doctorales représente la première étape d'une programmation de recherche qui s'intéressera aux activités de transferts chez les individus ayant une LMÉ. Cette programmation de recherche semble prometteuse pour déterminer les facteurs importants dans l'exécution des transferts ainsi que pour établir des liens entre les données biomécaniques et les mesures de déficiences, d'incapacités fonctionnelles et de situations de handicap. De plus, l'analyse biomécanique des transferts s'inscrit en parfaite complémentarité avec celle de la propulsion du fauteuil roulant. Bref, il est souhaité que cet apport de nouvelles connaissances en lien avec les activités de transferts améliorera les guides de pratiques cliniques visant, entre autres, à préserver l'intégrité des MSs chez les individus ayant une LMÉ.

CHAPITRE 2 : Recension de la littérature

La recension de la littérature présentée dans cette thèse s'intéresse principalement aux trois grandes thématiques abordées dans cette dernière : La moelle épinière, le MS et le transfert assis en pivot. La section sur la moelle épinière propose une révision de l'anatomie de la moelle épinière et des lésions de cette dernière. La section sur le MS présente une revue de notions articulaires, musculaires et biomécaniques importantes. Finalement, la section sur le transfert assis en pivot présente une synthèse des études ayant un lien avec les tâches de transferts et de soulèvement des fesses.

2.1 La moelle épinière

2.1.1 Rappel anatomique

L'anatomie et la physiologie de la moelle épinière sont très complexes. Suite à une recension de différents écrits s'intéressant à ces sujets (Minaire, 1979; Chusid, 1982; Magee, 1988; Cambier et coll., 2000; Frost, 2000), seule une synthèse générale des éléments pertinents à la compréhension de cette thèse sera présentée sous cette section.

La moelle épinière est une masse de tissu nerveux cylindrique et allongé contenue à l'intérieur du canal rachidien. Elle est entourée des espaces sous-arachnoïdiens et de la dure-mère, elle-même séparée du squelette par l'espace épidual. La moelle épinière donne naissance de chaque côté à deux racines, l'une ventrale et l'autre dorsale, qui émergent de ce tronc nerveux à chacun des niveaux spinaux. La racine dorsale assure un rôle sensitif alors que la racine ventrale est responsable de la fonction motrice. Ces deux racines se réunissent latéralement pour former un nerf rachidien sensori-moteur qui traverse la colonne vertébrale de chaque côté par les trous de conjugaison situés entre les corps vertébraux. La moelle épinière donne naissance à un total de 31 paires de nerfs rachidiens : 8 cervicales (de C1 à C8), 12 thoraciques (T1 à T12), 5 lombaires (L1 à L5), 5 sacrées (S1 à S5) et 1 coccygienne. Ces racines rachidiennes contribuent au raccordement de la moelle épinière latéralement de chaque côté de l'étui dural.

En raison du développement inégal de la moelle et de ses enveloppes, la moelle épinière n'occupe qu'une partie du canal rachidien, et même de l'étui dural. En effet, constituant une continuation du tronc cérébral, la moelle épinière s'étend du trou occipital jusqu'au bord supérieur de la deuxième vertèbre lombaire (L2). Au-dessous de ce niveau, le cul-de-sac dural contient plusieurs racines nerveuses formant la queue de cheval et le filum terminal, c'est-à-dire l'ensemble des racines nerveuses de L2 à S5. Notons également qu'un décalage entre les corps vertébraux et les segments médullaires est facilement identifiable lors de l'observation des relations entre la moelle, les racines et le rachis. Devant cette disposition, il est important de rappeler que le niveau d'une lésion vertébrale ne déterminera pas nécessairement le niveau moteur ou sensitif de la LMÉ, particulièrement lors de lésion touchant la région dorsale ou lombaire.

Finalement, soulignons que la vascularisation de la moelle épinière est précaire. En fait, elle est assurée par les artères intramédullaires et les artères radiculaires qui irriguent des territoires médullaires très étendus, particulièrement aux niveaux des rachis dorsaux et lombaires. Il est évident qu'une atteinte de la vascularisation pourrait compromettre l'intégrité de la moelle épinière, bien que ce phénomène soit plutôt rare.

2.1.2 Lésion de la moelle épinière

2.1.2.1 Définition

Une LMÉ provoque une interruption partielle ou complète des commandes motrices qui sont envoyées aux muscles du corps situés au niveau même de la lésion et en aval (distal) par rapport au niveau de l'atteinte médullaire (Chusid, 1982; Cambier et coll., 2000). Réciproquement, les organes sensoriels n'arriveront plus, ou que partiellement, à transmettre leurs signaux d'abord à la moelle et vers le cerveau par la suite. La sévérité de ces déficiences motrices (corne ventrale de la moelle) et sensibles (corne dorsale de la moelle) dépend principalement du niveau, de l'étendue et de la sévérité de l'atteinte de la moelle épinière. En fait, l'attente motrice dépend aussi de l'atteinte des longs faisceaux descendants.

L'étiologie d'une LMÉ est généralement d'origine traumatique, bien qu'elle soit occasionnellement d'origine non-traumatique. La plupart des LMÉs sont causées par un traumatisme d'une ou de plusieurs vertèbres suite à un accident de voiture ou une chute

(National Spinal Cord Injury Center, 2006), alors que celles non-traumatiques impliquent souvent un processus pathologique expansif à l'intérieur du canal. Ce processus est susceptible de provoquer des LMÉ soit par compression directe, soit indirectement par ischémie artérielle puisqu'il se manifeste à l'intérieur d'un canal rachidien inextensible et en réduit ainsi l'ouverture (lumière). La rupture aiguë d'un disque intervertébral, la rupture d'une malformation artério-veineuse, la présence d'un hématome épidual spontané ou encore d'une tumeur représentent d'autres exemples répertoriés de LMÉ non-traumatiques.

Il est reconnu depuis plusieurs années que les déficiences associées aux atteintes de la moelle épinière sont nombreuses (Walsh, 1969; Duchesne et Mussen, 1970; Minaire, 1979). Ainsi, une atteinte au niveau de la moelle cervicale causera une tétraplégie alors qu'une atteinte au niveau dorsal ou lombaire entraînera une paraplégie. La paraplégie occasionnera des déficits sensori-moteurs aux MIs et à une partie du tronc alors que la tétraplégie provoquera un déficit affectant ces mêmes parties en plus des MSs (Tableau 2.1.1). Plus précisément, ces atteintes provoquent différents troubles affectant principalement les fonctions motrice, sensorielle et vésico-sphinctérienne (American Spinal Injury Association, 2000; Frost, 2000). L'atteinte de la motricité volontaire se traduit par une paralysie (atteinte complète) ou par une parésie (atteinte incomplète). L'atteinte de la motricité réflexe peut se traduire par une augmentation de l'activité musculaire réflexe entraînant de la spasticité ou par une diminution, voire une disparition, de la tonicité conduisant à un état d'hypotonie ou de flaccidité. Cette atteinte de la motricité peut également être responsable de mouvements à la fois involontaires et anormaux observables aux membres paralysés lorsque la motricité réflexe est augmentée. L'absence de sensibilité superficielle, qui véhicule les sensations cutanées (sens du toucher, douleur, température), se définit par l'anesthésie alors que sa diminution représente l'hypoesthésie. Finalement, la sensibilité profonde (proprioception) peut également être atteinte lors des LMÉ.

2.1.2.2 Classification

Afin de standardiser la classification des LMÉs et d'optimiser la précision de l'information transmise entre les différents professionnels et scientifiques s'intéressant à cette population, une échelle de déficit neurologique a été développée, en plus d'être révisée périodiquement, par l'*American Spinal Injury Association* (ASIA) et récemment adoptée par l'*International Spinal Cord Society* (ISICOS).

Tableau 2.1.1 : Fonctions musculaires préservées en fonction des différents niveaux neurologiques de la moelle épinière (Adapté de Duchesne et Mussen, 1970; Frost, 2000).

Déficience	Niveau lésionnel	Fonctions musculaires préservées
Tétraplégie	C5	Diaphragme, trapèze
	C6	Biceps, brachial antérieur, deltoïde
	C7	Long triceps, grand pectoral et grand dorsal
	C8 à D1	Palmaires, extenseur commun des doigts, extrinsèques, fléchisseurs des doigts, intrinsèques
Paraplégie	D2 à D11	Intercostaux et spinaux (variable selon le niveau)
	D12	Abdominaux supérieurs, carré des lombes (faible)
	L1	Abdominaux, carré des lombes
	L2	Couturier
	L3	Quadriceps (faible)
	L5	Quadriceps, jambier antérieur
	S1	Extenseur des orteils
	S2	Triceps (faible), grand fessier, fléchisseurs du genou
S3 à S5	Membre inférieur normal Muscles du périnée	

Cette échelle propose une façon systématique de compléter l'évaluation neurologique de la LMÉ (Figure 2.1.1) en focalisant sur deux dimensions distinctes, l'une motrice et l'autre sensitive, permettant de préciser les niveaux moteur, sensitif et neurologique de la lésion ainsi que son caractère complet ou incomplet :

Niveau moteur : L'évaluation motrice est complétée en évaluant la force musculaire de dix muscles ciblés aux MSs et MIs associés à des myotomes spécifiques de chaque côté. La force musculaire est quantifiée en utilisant une échelle ordinaire de cotation variant de 0 (absence de contraction) à 5 (force musculaire normale) tel que suggéré par plusieurs auteurs (Magee, 1988; Daniels et Worthingham, 1990; Clarkson, 2000). Tous les résultats sont additionnés pour atteindre une cotation motrice maximale de 100 points.

Niveau sensitif : L'évaluation de la sensibilité est complétée en évaluant 28 dermatomes correspondant à des niveaux radiculaires distincts, représentés par des points spécifiques. Deux aspects de la sensibilité sont évalués: le toucher léger et la douleur. Chaque aspect est coté selon une échelle ordinaire de 0 (absent), 1 (diminué) ou 2 (normal) pour un résultat sensoriel maximum de 224 points.

Niveau neurologique : Le niveau neurologique représente le segment le plus distal de la moelle épinière ayant une distribution sensorielle et motrice normale de chaque côté du corps. Rappelons qu'une disparité peut exister entre les niveaux moteur et sensitif ainsi qu'entre les côtés gauche et droit.

Caractère complet ou incomplet de la lésion : Cet aspect est précisé à partir de l'échelle ordinaire neurologique « *ASIA Impairment Scale* » qui s'échelonne de A (aucune motricité et sensibilité dans le territoire de S4-5) à E (motricité et sensibilité normales).

2.1.2.3. Incidence, prévalence et causes

En Amérique du Nord, le nombre de LMÉs traumatiques est estimé entre 10 000 et 12 000 nouveaux cas annuellement par million d'habitants, ce qui reflète une incidence d'approximativement 40 nouveaux cas par million d'habitants, alors qu'environ 253 000 individus vivaient actuellement avec une telle lésion (National Spinal Cord Injury Center, 2006). Ces statistiques suggèrent que plus de 1000 nouveaux cas de LMÉ pourraient être répertoriés chaque année et que près de 25 000 individus seraient confrontés quotidiennement aux conséquences d'une LMÉ au Canada seulement. Bien que la majorité des LMÉ survenait traditionnellement chez des individus âgés entre 16 et 30 ans, de nouvelles évidences confirment que l'âge moyen lors d'une LMÉ se situe dorénavant à environ 40 ans (National Spinal Cord Injury Center, 2006). Par ailleurs, plus de 11% de ces nouveaux cas surviennent chez des individus âgés de plus de 60 ans aux États-Unis (National Spinal Cord Injury Center, 2006). Il appert également pertinent de souligner que les hommes sont environ quatre fois plus souvent victimes d'une LMÉ que les femmes aux États-Unis (National Spinal Cord Injury Center, 2006). De plus, il a été démontré que la majorité des LMÉ sont d'origine traumatique et arrive lors d'un incident impliquant l'utilisation d'un véhicule moteur (46%) ou lors d'une chute (24%) aux États-Unis (National Spinal Cord Injury Center, 2006).

Quant à la réalité québécoise, elle se compare favorablement à celle rapportée aux États-Unis à partir de résultats recueillis dans les 14 centres américains regroupés dans le «*Model Spinal Cord Injury System Program*» (National Spinal Cord Injury Center, 2006). Une étude québécoise (Noreau et coll., 2004), ayant suivi une cohorte de 166 individus entre 1999 et 2004, confirmait récemment que la plupart des LMÉ sont causées par un accident impliquant un véhicule moteur (46,4%) ou une chute (36,8%). L'âge moyen où se produit une LMÉ est d'environ 40 ans, et plus de 25% de l'ensemble des nouveaux cas apparaissent chez des individus âgés de plus de 50 ans au Québec. L'incidence est également beaucoup plus élevée chez les hommes que chez les femmes (proportion. 87% vs 13%). Près de la moitié des individus avait subi une tétraplégie (lésion complète = 15,3% ; lésion incomplète = 35,3%), alors que l'autre moitié une paraplégie (lésion complète = 32% ; lésion incomplète = 17,3%) suite à un traumatisme. Approximativement un mois après la LMÉ, plus de 41% d'entre-eux était toujours classifié comme ayant une LMÉ sensori-motrice complète (ASIA A).

Évaluation motrice

	D	G	
C2			
C3			
C4			
C5			Flexion du coude
C6			Extension du poignet
C7			Extension du coude
C8			Flexion du médus (P3)
T1			Abduction du 5 ^e doigt
T2			
T3			
T4			
T5			
T6			
T7			
T8			
T9			
T10			
T11			
T12			
L1			
L2			Flexion de la hanche
L3			Extension du genou
L4			Dorsiflexion de cheville
L5			Extension du gros orteil
S1			Flexion plantaire de cheville
S2			
S3			
S4-5			

0 = paralysie totale
 1 = contraction visible ou palpable
 2 = mouvement actif sans pesanteur
 3 = mouvement actif contre pesanteur
 4 = mouvement actif contre résistance
 5 = mouvement normal
 NT, non testable

Score «motricité» : /100
 Contraction anale : oui/non

Score ASIA

Identité du patient _____

Date de l'examen _____

Niveau neurologique* { Sensitif droite gauche
 Moteur droite gauche

*Segment le plus caudal ayant une fonction normale

Lésion médullaire**: Complète ou Incomplète

** Caractère incomplet défini par une motricité ou une sensibilité du territoire S4-S5

Échelle d'anomalie ASIA : A B C D E

A = complète : aucune motricité ou sensibilité dans le territoire S4-S5
 B = incomplète : la sensibilité mais pas la motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel, en particulier dans le territoire S4-S5
 C = incomplète : la motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel et plus de la moitié des muscles testés au-dessous de ce niveau a un score < 3
 D = incomplète : la motricité est préservée au-dessous du niveau lésionnel et au moins la moitié des muscles testés au-dessous du niveau a un score ≥ 3
 E = normale : la sensibilité et la motricité sont normales

Préservation partielle*** { Sensitif droite gauche
 Moteur droite gauche

*** Extension caudale des segments partiellement innervés

Syndrome clinique : Centromédullaire
 Brown-Sequard
 Moelle antérieure
 Cône terminal

Évaluation sensitive

Toucher		Piqûre	
D	G	D	G
C2		C2	
C3		C3	
C4		C4	
C5		C5	
C6		C6	
C7		C7	
C8		C8	
T1		T1	
T2		T2	
T3		T3	
T4		T4	
T5		T5	
T6		T6	
T7		T7	
T8		T8	
T9		T9	
T10		T10	
T11		T11	
T12		T12	
L1		L1	
L2		L2	
L3		L3	
L4		L4	
L5		L5	
S1		S1	
S2		S2	
S3		S3	
S4-5		S4-5	

Score «toucher» : /112
 Score «piqûre» : /112
 Sensibilité anale : oui/non

0 = absente
 1 = diminuée
 2 = normale
 NT, non testable

Figure 2.1.1 : Version francophone de l'échelle de déficience développée et révisée périodiquement par l'American Spinal Injury Association (ASIA).

2.2 Les membres supérieurs

2.2.1 Aspects articulaires

Une révision de la physiologie articulaire du MS s'avère pertinente à la compréhension de cette étude. C'est pourquoi cette section propose un bref résumé élaboré à partir de différents ouvrages de référence en physiologie articulaire (Perry, 1978; Kapandji, 1980; Hébert et Camiran, 1996).

Complexe de l'épaule: Le complexe articulaire de l'épaule est composé principalement des unités scapulo-humérale et scapulo-thoracique, dont les mouvements se conjuguent, permettant à ce complexe d'être le plus mobile du corps humain, mais, en contre-partie, le plus instable.

L'articulation scapulo-humérale constitue la principale articulation du complexe articulaire de l'épaule. Elle unit la surface quasi-sphérique de la tête humérale, caractéristique d'une énarthrose, avec celle de la concavité de la cavité glénoïde du scapulum. Un fibro-cartilage annulaire (labrum) appliqué sur le rebord de cette cavité forme le bourrelet glénoïdien qui favorise l'emboîtement des surfaces articulaires et, par conséquent, en augmente la stabilité. De plus, différentes structures ligamentaires ainsi que des muscles péri-articulaires qui génèrent des forces dans plusieurs directions contribuent à assurer la coaptation des surfaces, ce qui a comme effet d'améliorer la stabilité articulaire. Cette articulation possède trois degrés de liberté de mouvement permettant d'orienter les déplacements articulaires isolés de l'humérus autour des axes transversal (flexion-extension), antéro-postérieur (abduction-adduction) et vertical (rotations interne et externe/flexion et extension horizontales). Précisons que ce sont généralement des mouvements combinés qui sont produits à cette articulation.

L'articulation scapulo-thoracique unit l'omoplate (scapulum) à la cage thoracique, bien que ce lien ne définisse pas une vraie articulation au sens anatomique propre. Cette articulation est plutôt reconnue sur le plan physiologique puisqu'elle permet la rencontre de deux surfaces glissant l'une sur l'autre. En réalité, l'omoplate est rattachée au tronc uniquement par l'intermédiaire des articulations acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire. Toutefois, des muscles s'insérant sur l'omoplate fixent cette dernière au thorax afin d'en augmenter la stabilité tout en contribuant à ses mouvements. Les

mouvements décrits par le glissement de l'omoplate sont l'élévation et l'abaissement, la protraction et la rétraction ainsi que les rotations interne et externe.

Lorsque l'on s'intéresse à la mobilité articulaire de l'épaule, il est évident que l'articulation scapulo-thoracique devient pratiquement indissociable de celle scapulo-humérale. La position du scapulum oriente la cavité glénoïde et détermine par conséquent la position de l'humérus dans l'espace. Cette synergie de mouvements entre les deux articulations décrit le rythme scapulo-huméral initialement présenté par Codman (1934). Ce rythme évalue la participation relative de ces deux articulations lors de mouvements du complexe de l'épaule. Ce rythme avait initialement été estimé à 2:1, c'est à dire que chaque deux degrés de mouvement à l'articulation scapulo-humérale est accompagné d'un degré à l'articulation scapulo-thoracique. Cependant, des recherches récentes (Price et coll., 2000) concluent que le rythme scapulo-huméral ne peut être défini précisément au moyen d'un ratio constant devant la complexité des synergies observées entre les articulations du complexe de l'épaule lors de la production d'un mouvement continu et harmonieux.

Le coude : Cette articulation intermédiaire du MS constitue la jonction mécanique entre le bras et l'avant-bras. Elle est composée de trois systèmes articulaires, à savoir les articulations huméro-cubitale, huméro-radiale et radio-cubitale supérieure. Ces trois articulations sont couramment considérées comme une seule articulation sur le plan anatomique puisqu'une seule cavité articulaire et un seul appareil synovio-capsulo-ligamentaire l'entourent. Par contre, l'étude de la physiologie articulaire distingue des types de mouvements spécifiques pour chaque articulation de ce complexe articulaire : les mouvements de pronation-supination qui font entrer en jeu l'articulation radio-cubitale proximale, ainsi que de flexion-extension du coude qui requiert la participation des articulations huméro-cubitale et huméro-radiale. Habituellement, les mouvements de flexion et d'extension produits au coude règlent la position du MS en hauteur et en longueur alors que la rotation axiale (pronation et supination) précise l'orientation de la main dans l'espace.

Le poignet : Cette articulation distale permet l'attachement de la main au MS. L'articulation radio-carpienne, unissant la surface articulaire carpienne du radius et celle de la rangée proximale des os du carpe, en plus des articulations carpiennes, forment le complexe articulaire du poignet. Cette articulation possède deux degrés de liberté de

mouvement permettant d'orienter les déplacements articulaires de la main autour des axes transversal (flexion-extension) et antéro-postérieur (déviations cubitale et radiale).

2.2.2 Aspects musculaires

2.2.2.1. Muscles de l'épaule et du coude

Seuls certains muscles superficiels étudiés dans ce projet de recherche seront considérés dans cette section, bien que plusieurs autres muscles superficiels et profonds agissent à l'épaule et au coude (Table 2.2.1). Il est à noter que ces muscles contribuent à la fois au maintien de la posture et aux déplacements du tronc, des épaules et des coudes lors de la réalisation de différentes activités fonctionnelles.

2.2.2.2. Contraction musculaire

Les muscles se fixent par leurs extrémités sur des surfaces qui sont appelées leurs points d'attache. On distingue ordinairement les attaches en insertion d'origine (proximale) et en insertion terminale (distale). Ces muscles s'attachent, par l'intermédiaire des tendons, de part et d'autre de l'articulation à laquelle ils contribuent avec l'un des points d'insertion ordinairement situé sur le segment proximal alors que l'autre l'est sur le segment distal. En raison de la géométrie du système musculo-squelettique, la contraction d'un ou de plusieurs muscles mono-articulaires génère un moment de force qui entraîne la rotation du segment distal tandis que le proximal demeure fixe, d'où l'importance du point d'insertion (bras de levier) de chaque muscle contribuant au mouvement. Ce déplacement angulaire, qui résulte de la force produite par un ou plusieurs muscles, représente un mouvement réalisé en chaîne cinétique ouverte (CCO) puisque le segment distal se déplace librement (Figure 2.2.1 A). Quant à la contraction d'un ou de plusieurs muscles bi-articulaires ou poly-articulaires, elle peut produire des déplacements angulaires simultanés à plusieurs articulations. Par exemple, le biceps (muscle bi-articulaires) contribue à la fois à la flexion de l'épaule et à celle du coude en CCO. Traditionnellement, les actions musculaires documentées dans la littérature, comme celles des muscles du MS par exemple (Tableaux 2.1.1 et 2.2.1), ont été déterminées suite à l'étude de mouvements réalisés en CCO. Rappelons que les actions musculaires doivent définitivement tenir compte du contexte de réalisation du ou des mouvements. Tel que présenté ultérieurement (section 2.2.4),

l'action musculaire peut varier lorsque le ou les mouvements sont réalisés en chaîne cinématique fermée (CCF).

Tableau 2.2.1 : Présentation sommaire des muscles du tronc, de l'épaule et du coude sélectionnés pour l'étude. (Adapté de Magee, 1988; Daniels et Worthingham, 1990; Hébert et Camirand, 1996; Clarkson, 2000)

Muscle	Mouvement	Innervation	Racines d'origine
Biceps brachial	Flexion du bras Abduction du bras Flexion de l'avant-bras Supination de l'avant-bras	Nerf musculo-cutané	C5-C6
Triceps brachial	Extension du bras Coaptation de l'épaule Extension de l'avant-bras	Nerf radial	C6-C7-C8
Deltoïde (Fibres antérieures)	Flexion du bras Adduction horizontale du bras Rotation interne du bras Extension du bras	Nerf circonflexe	C5-C6 (post.)
Deltoïde (Fibres postérieures)	Abduction horizontale du bras Rotation externe du bras		
Grand pectoral (Fibres claviculaires)	Flexion du bras Rotation interne du bras Fixation de la ceinture scapulaire* Abaissement de la clavicule*	Nerf du grand pectoral et nerf du petit pectoral	C5-C6-C7 (lat.)
Trapèze (Fibres inférieures)	Abaissement de l'omoplate Sonnnette externe de l'omoplate	Nerf spinal XI (branche externe)	C2-C3-C4
Grand dorsal	Rotation interne du bras Adduction du bras Extension du bras Abaissement de l'omoplate Rétraction de l'omoplate Sonnnette interne de l'omoplate Dépression de l'humérus Inclinaison latérale du tronc Élévation du bassin* Extension du rachis*	Nerf du grand dorsal	C6-C7-C8
Grand droit	Inclinaison latérale du tronc Flexion du tronc Rétroversion du bassin*	Nerfs intercostaux	D7 à D12

* Mouvement résultant d'une action musculaire inversée

La contribution des muscles fixateurs, souvent appelés stabilisateurs, est aussi à considérer lors des mouvements. Ces muscles sont ceux dont la contraction tend à stabiliser, voire immobiliser, l'une des extrémités d'un segment afin que le mouvement angulaire ait lieu dans la direction souhaitée (Winter, 1990; Bouisset & Maton, 1995). Cette fonction est nécessaire puisque lorsque le muscle agoniste contracte, sa force est également répartie entre ses points d'attache distal et proximal (Lehmkuhl & Smith, 1983). En fait, la contraction des muscles fixateurs assurera un ancrage stable en proximal à un segment mobilisé en distal lors d'un mouvement mono-articulaire en CCO (Vanneuille et coll., 1994). De plus en plus d'évidences suggèrent que les déficiences sensori-motrices observées chez la majorité des individus ayant une LMÉ réduiraient leur capacité à

stabiliser le tronc et la ceinture scapulaire selon le niveau de l'atteinte neurologique. Par conséquent, la capacité des MSs à générer des moments (forces musculaires) diminuerait proportionnellement, et ce particulièrement aux épaules.

2.2.2.3. *Force musculaire*

La force musculaire maximale chez l'humain est définie comme la capacité d'un muscle, ou plus exactement d'un groupe de muscles, à générer une tension lors d'une contraction volontaire maximale (CVM) (Osternig et coll., 1977; Knapik et coll., 1983; Bohannon, 1987; ; Winter, 1990). Contrairement à ce que plusieurs pourraient croire, la production d'une CVM n'implique pas nécessairement une activation maximale du muscle. En fait, l'activation des unités motrices (UMs) n'est pas toujours complète lors d'une CVM ce qui suppose la présence d'une inhibition des motoneurones. Bref, cette définition plutôt sommaire de la force musculaire mérite d'être précisée car la capacité du muscle à produire une tension maximale dépend, entre autres, de facteurs anatomiques, physiologiques, biomécaniques et psychologiques (Bouisset & Maton, 1995). Ces facteurs seront brièvement abordés en tentant de mettre l'emphase sur les principaux éléments à retenir.

Sur le plan anatomique (Bouisset & Maton, 1995), tout laisse croire que plus le volume musculaire (section transversale) est élevé, plus la capacité de ce dernier à générer une tension a tendance à augmenter. Bien que cette affirmation soit vraie dans la majorité des cas, l'importance du type de fibres qui compose majoritairement le muscle ne doit également pas être négligée. Il est admis que les fibres musculaires de *type IIb* de gros volume produisent de grande tension à vitesse rapide comparativement aux fibres de *type I*.

Sur le plan physiologique (Bouisset & Maton, 1995), précisons que la gradation de la contraction musculaire repose sur deux mécanismes de contrôle des unités motrices : la sommation temporelle et, par la suite, la sommation spatiale. La sommation temporelle cible l'augmentation de la fréquence de décharge des UMs déjà sollicitées, tout en tentant d'éviter la téτανisation. D'autre part, la sommation spatiale vise à recruter de plus en plus d'UMs lors d'un effort musculaire en s'inspirant du principe de la taille (*size principle*) proposé par Henneman. Ce principe règle l'ordre d'activation des UMs en fonction de leur taille en progressant des plus petites vers les plus grandes.

Sur le plan biomécanique (Bouisset & Maton, 1995), il est impossible de passer sous silence l'importance de la longueur du muscle, de la vitesse de la contraction et du type de contraction. La relation force-longueur d'un muscle actif confirme que la force musculaire activement produite est généralement plus élevée lorsqu'un muscle est allongé à sa longueur optimale, correspondant à la longueur où peuvent se faire le maximum de ponts d'union entre les filaments d'actines et de myosines, comparée à celle produite dans une position raccourcie. La relation force-vélocité d'un muscle actif confirme que la vitesse angulaire est inversement proportionnelle à la force générée lors d'une CVM durant un mouvement concentrique alors qu'elle est proportionnelle à la force générée durant un mouvement excentrique. Rappelons finalement que la force générée lors d'une CVM en mode excentrique est toujours supérieure à celle produite en mode statique (isométrique), elle-même étant toujours supérieure à la force générée lors d'une CVM en mode concentrique (sous-maximale).

Enfin sur le plan psychologique, seule l'importance de la motivation et la concentration seront évoquées. Bien que la motivation et la concentration demeurent difficiles à mesurer, leurs effets sur la force générée lors d'une CVM peuvent se manifester, entre autres, par un haut niveau de variabilité (coefficient de variation) entre les différents essais. Cette notion de variabilité pourrait être un indicateur de la sincérité de la force générée lors de CVMs, bien que certaines études affirment le contraire (Robinson & Dannecker, 2004).

2.2.3. Taux d'utilisation de la force musculaire

Le taux d'utilisation de la force musculaire (TUM) est un indicateur du niveau d'effort fourni par un muscle ou un groupe de muscles lors de la réalisation d'une activité fonctionnelle. Afin de quantifier le TUM, deux méthodologies sont disponibles; l'une électromyographique (TUM_{EMG}), l'autre mécanique ($TUM_{MÉC}$).

Le taux d'utilisation musculaire électromyographique (TUM_{EMG}) est un ratio, exprimé en pourcentage, qui représente l'activité EMG d'un muscle isolé par rapport à une valeur normative (Gagnon et coll., 2003; Hébert et coll., 1995; Richards et coll., 1989):

$$TUM_{EMG(i)}(\%) = \frac{EMG_{T\grave{A}CHE(i)}}{EMG_{MAX(i)}} \times 100$$

Le numérateur du TUM_{EMG} d'un muscle représente l'activité EMG de ce dernier, enregistrée en tout temps (*i*) lors de l'exécution d'une activité fonctionnelle. Quant au dénominateur, il exprime généralement la valeur EMG sommet (EMG_{MAX}) du muscle étudié obtenue lors d'une ou de plusieurs contractions volontaires maximales (CVM). L'augmentation des valeurs EMG est caractéristique d'une amplification de la sollicitation du muscle en vue de produire une tension supérieure ou de maintenir une tension en condition de fatigue (Duchene & Goubel, 1993). La détermination de l' EMG_{MAX} à partir d'une ou plusieurs CVM statiques représente la méthode la plus fréquemment rapportée (Burden et coll., 2003). Il est surprenant de constater que peu d'études ont questionné cette approche de normalisation (statique) puisque la réalisation de tâches fonctionnelles requiert en grande partie le déplacement de segments corporels (dynamique).

Ce n'est qu'au cours des dernières années que la pertinence de déterminer l' EMG_{MAX} à l'aide d'une méthode reposant sur une ou plusieurs CVM dynamiques a été abordée (Allison et coll., 1993; Burden et coll., 2003). Malheureusement, aucun consensus ne se dégage des quelques études publiées à ce jour. Certaines confirment les avantages d'une méthode dynamique sur celle statique (Kellis & Baltzopoulos, 1996), alors que d'autres ne rapportent aucune différence significative entre ces deux méthodes (Allison et coll., 1993; Mirka, 1991). Chose certaine, il est reconnu que l'activité EMG, et par conséquent l' EMG_{MAX} , change en fonction, entre autres, du type de contraction, de la longueur du muscle, de la vitesse angulaire, de la direction de la force et du muscle étudié (De Luca, 1997; Turker, 1993; Van Woensel & Arwert, 1993). Par conséquent, le type, le mode et la vitesse de la contraction musculaire ainsi que l'amplitude de mouvement mesurée lors de l'exécution d'une tâche fonctionnelle devraient, en principe, être examinés afin de calibrer la valeur normative du TUM_{EMG} (Burden et coll., 2003; Kellis & Baltzopoulos, 1996). Outre ces paramètres physiologiques, il appert également important de souligner que plusieurs paramètres techniques, dits bio-physiques (ex : type et disposition des électrodes), doivent également être pris en considération lors de l'enregistrement de l'EMG (De Luca, 1997; Hermens et coll., 2000; Turker, 1993). Lors d'une activité dynamique, ces paramètres techniques sont d'une importance capitale afin d'optimiser les qualités psychométriques des signaux EMG enregistrés.

Le taux d'utilisation musculaire mécanique ($TUM_{MÉC}$), exprimé en pourcentage, met en relation le moment musculaire net (MMN) généré par un groupe de muscles, en tout temps (*i*), lors de l'exécution d'une activité fonctionnelle avec le moment maximum prédit

(MMP) pour ce même groupe musculaire (Hébert et coll., 1995; Nadeau et coll., 1996; Requiao et coll., 2005):

$$\text{TUM}_{\text{MÉC}}(i) (\%) = \frac{\text{MMN}_{\text{TÂCHE}}(i)}{\text{MMP}(i)} \times 100$$

Le numérateur du $\text{TUM}_{\text{MÉC}}$ décrit tout simplement le MMN généré par un groupe de muscles à une articulation, en tout temps (i), lors de l'exécution d'une activité fonctionnelle ($\text{MMN}_{\text{TÂCHE}}$). Le $\text{MMN}_{\text{TÂCHE}}$ est calculé à partir d'une analyse biomécanique de la tâche (dynamique inverse), rendue possible grâce à l'acquisition simultanée de variables cinétiques et cinématiques lors de l'exécution d'une activité fonctionnelle (Winter, 1991). Quant au dénominateur du $\text{TUM}_{\text{MÉC}}$ d'un groupe musculaire, il correspond généralement au MMP qu'un groupe de muscles pourrait générer dans un contexte d'évaluation se rapprochant le plus possible des exigences mécaniques de la tâche fonctionnelle étudiée. Cette estimation est souvent faite à partir d'une équation, développée à partir de données dynamométriques recueillies lors de CVM concentriques à vitesses contrôlées, c'est-à-dire en mode isocinétique (Nadeau et coll., 1996, 1999; Requiao et coll., 2005) :

$$\text{MMP}(i) = C + [K_A * \text{Angle}(i)] + [K_V * \text{Vitesse}(i)]$$

où MMP représente la valeur maximale potentiellement générée par un groupe de muscles à un temps précis (i) pendant la tâche, tout en considérant l'angle et la vitesse angulaire de l'articulation évaluée à ce temps. Le terme C représente une constante alors que les termes K_A et K_V sont des coefficients obtenus suite à une analyse qui implique des régressions multiples incluant, respectivement, deux variables dépendantes : angle de l'articulation et vitesse articulaire. Ces variables ont été retenues étant donné leurs effets sur les moments musculaires nets maximum (MMN_{MAX}).

Il a été démontré que le MMN_{MAX} décroît suite à une diminution de l'angle de l'articulation en raison d'une réduction de la longueur des fibres musculaires (relation force-longueur) et des bras de levier musculaires, que la vitesse articulaire semble généralement inversement proportionnelle au MMN_{MAX} , et que ce dernier est plus élevé lorsque la contraction est excentrique comparativement à concentrique (Gravel *et coll.*, 1990; Kawakami *et coll.*, 2002; Lieber & Bodine-Fowler, 1993; Nadeau *et coll.*, 1997; Narici, 1999; Paavov, 1984). Le recours à une période de pré-chargement lors de la détermination du MMN_{MAX} entraîne un recrutement optimal des unités motrices tout en

minimisant l'effet du temps de croissance de la force (Gravel et coll., 1988; Paavov, 1984). L'énergie élastique peut potentialiser le MMN_{MAX} si le mouvement concentrique est rapidement initié après une élongation des muscles agonistes (Paavov, 1984). La pertinence de s'intéresser aux articulations satellites (proximale et distale) de celle évaluée, étant donné leur influence sur la longueur des muscles poly-articulaires, a été suggérée à quelques reprises (Nadeau et coll., 1996, 1999; Requiao et coll., 2005). La fixation de l'articulation proximale à celle évaluée mérite également un questionnement puisque des synergies existent entre ces articulations lors de la réalisation de tâches impliquant des muscles bi-articulaires (Jacobs et coll., 1996; Nozaki et coll., 2005; Wells, 1988).

2.2.4 Travail musculaire en chaîne fermée

Bien que les concepts des chaînes cinématiques/cinétiques ouverte (CCO) ou fermée (CCF) ne soient pas parfaitement clairs (Smidt, 1994), d'un point de vue général, les deux types de chaînes peuvent être distingués en se basant sur l'importance des résistances extérieures. Une chaîne cinématique est dite ouverte lorsque son extrémité distale n'est soumise à aucune résistance extérieure appréciable qui limite ou empêche le mouvement alors qu'une chaîne cinétique est dite fermée dans le cas contraire (Steindler, 1955). C'est pourquoi un rôle important est accordé à la notion de mise en charge au niveau du segment distal dans un système en CCF. Tout laisse croire que plus la mise en charge (résistance extérieure) progresse, plus les chances d'obtenir un travail musculaire en CCF augmentent lorsque la surface d'appui est stable. Il est également essentiel de comprendre qu'un mouvement en CCF s'avère poly-articulaire, c'est à dire qu'une articulation provoque des mouvements prévisibles à plusieurs autres articulations (interactions), contrairement à un mouvement mono-articulaire en CCO qui cible ne qu'une seule articulation (Figure 2.2.1 B).

Bien que la majorité des travaux s'intéressant au travail musculaire en CCF se soit concentrée sur les MIs, ce n'est que récemment que certaines études ont ciblées les MSs (Gefen et coll., 1997; Marciello et coll., 1995; Zerby et coll., 1994). Ces dernières ont permis, entre autres, de confirmer la contribution élevée des fibres antérieures du deltoïde et de celles de la portion claviculaire du grand pectoral à l'extension du coude lorsque les MSs, plus particulièrement les mains, supportent une partie importante de la masse corporelle chez des sujets sains. Chez ces derniers, il a même été démontré que le

recrutement préférentiel des muscles fléchisseurs de l'épaule afin d'entraîner le coude en extension en CCF pourrait se faire au dépend d'une diminution de celle des triceps (Zerby et coll., 1994).

Au cours des dernières années, plusieurs recherches ont confirmé une stratégie musculaire comparable chez les individus ayant une LMÉ, et ce particulièrement chez ceux affectés par une tétraplégie (c.f. : 2.3.3.2. Les tâches de soulèvement des fesses) Grâce aux avantages de cette stratégie de mouvements, ces individus arrivent à compléter une extension du coude lors d'activités de mise en charge aux MSs malgré une paralysie complète du triceps, principal muscle extenseur du coude (Harvey & Crosbie, 1999; Harvey & Crosbie, 2000). Par contre, cette paralysie empêche normalement une extension du coude en CCO bien qu'une fois de plus certaines stratégies compensatrices puissent être utilisées. Par exemple, une telle extension pourrait être facilitée par l'effet de la gravité.

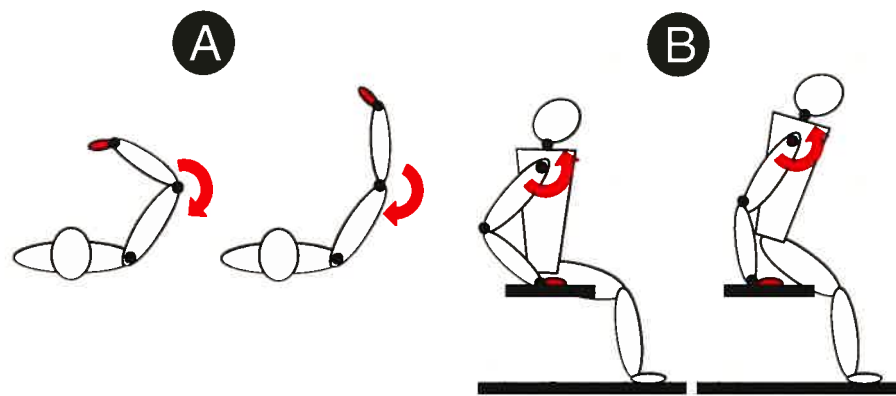


Figure 2.2.1 : Représentation schématique d'une extension du coude en chaîne cinématique/cinétique ouverte dans un plan horizontal où l'effet de la gravité est neutralisé (A ; plan transverse) et en chaîne cinématique/cinétique fermée (B ; plan sagittal). À noter que la main se déplace librement en A alors qu'elle demeure fixée au même endroit en B. C'est principalement un moment extenseur net du coude qui est responsable de l'extension de ce dernier en A, alors qu'un moment net de flexion de l'épaule l'explique principalement en B.

Tant aux MIs (activité de support) qu'aux MSs (activité de soulèvement ou de transfert), la finalité mécanique des mouvements en CCF est de produire des forces linéaires, sous les pieds ou les mains, de manière à accélérer la masse du corps dans une direction donnée. Or, ces forces linéaires peuvent être générées à l'aide de différentes combinaisons de moments musculaires (Jacobs & Schenau, 1992) et ne sont habituellement pas considérées lors d'analyses cinématiques. C'est pourquoi il apparaît pertinent d'étudier les aspects cinétiques lors de mouvements en CCF tel que proposé par

Gravel et coll (2001). À cet effet, la Figure 2.2.2 illustre comment il est possible de déterminer les groupes musculaires impliqués dans la production d'une force linéaire à partir de l'orientation de la résultante de la force de réaction du sol en illustrant la phase initiale d'un transfert assis en pivot. En A, les extenseurs du coude et les fléchisseurs de l'épaule sont impliqués puisque le vecteur de la force de réaction passe derrière l'axe de rotation de l'épaule et devant celui du coude. Pour les situations B et C, ce sont respectivement les extenseurs du coude et les fléchisseurs de l'épaule seulement qui sont nécessaires pour produire la force linéaire. Le recrutement des extenseurs du coude en C et des fléchisseurs de l'épaule en B n'est pas requis car le vecteur passe par l'axe de rotation des articulations respectives. Si la force linéaire est décomposée en une composante verticale et une composante horizontale (voir décomposition des vecteurs de B et C à la partie inférieure de la figure 2.2.2), il devient évident qu'une même composante verticale peut être générée en utilisant différents groupes musculaires. Ainsi, les sujets avec une LMÉ et une faiblesse du triceps n'auront d'autres choix que d'utiliser une stratégie de type C pour arriver à accélérer verticalement leur corps lors du transfert. On conclura qu'il compense l'absence des extenseurs du coude par les fléchisseurs de l'épaule pour arriver à produire une même force linéaire qui accélèrera le corps verticalement. Dans le même ordre d'idée, il serait fort probable, à la lumière des résultats de certaines études électromyographiques, qu'une proportion importante d'individus ayant une LMÉ tente d'orienter la force de réaction du sol tel que présenté en D. Dans cette situation, les muscles fléchisseurs de l'épaule et du coude se trouvent sollicités, étant donné l'orientation de la résultante de la force e réaction du sol, ce qui pourrait possiblement expliquer les faibles taux d'utilisation constaté pour le triceps dans certaines tâches.

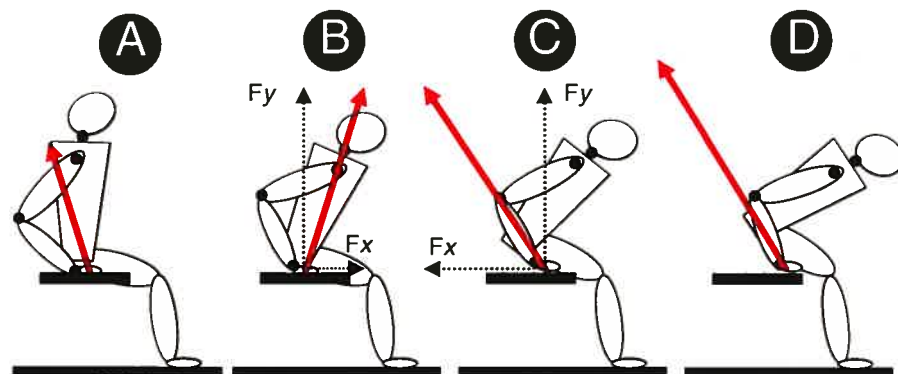


Figure 2.2.2 : Représentation schématique d'un inventaire possible de stratégies de mouvements et de production de forces linéaires aux MSs lors du soulèvement des fesses (plan sagittal). Cette sous-tâche est importante, entre autres, lors de la réalisation des transferts. Notez que la force linéaire est décomposée en composantes verticale (F_y) et horizontale (F_x) pour les stratégies présentées en B et C.

2.3. Les transferts assis en pivot

2.3.1. Description

La majorité des individus ayant subi une LMÉ développe rapidement la capacité à transférer en position assise d'une surface de départ vers une autre d'arrivée, généralement d'une hauteur s'approchant le plus possible de celle de départ, sans assistance humaine, voire sans aide technique. En fait, il a été démontré qu'approximativement 80% des individus ayant subi une LMÉ complète au niveau dorsal réalisent ce transfert de façon autonome suite au séjour initial en réadaptation fonctionnelle intensive (Yarkony et coll., 1990). Par ailleurs, c'est près de 85 % des individus affligé par une paraplégie, 58% de ceux affecté par une tétraplégie incomplète et de 16% de ceux confrontés à une tétraplégie complète qui sont autonomes lors de la réalisation des transferts assis en pivot trois ans après avoir reçu leurs congés d'un établissement de réadaptation (Yarkony et coll., 1988).

Bien que différentes techniques peuvent être utilisées lorsqu'un déplacement est requis entre deux surfaces, le transfert assis en pivot demeure le plus populaire auprès des individus ayant une LMÉ (Allison et coll., 1996; Nyland et coll., 2000). Avant d'initier les transferts assis en pivot, ces individus place généralement une main sur la surface de départ aux environs du tiers proximal de la cuisse (main traînante) alors que l'autre (main dirigeante) est positionnée aux alentours de la surface d'arrivée de façon à assurer un dégagement suffisant pour permettre le placement sécuritaire des fesses sur la surface d'arrivée à la fin du transfert. À partir de cette position de départ, les individus ayant une LMÉ inclinent généralement le tronc vers l'avant afin de faciliter le soulèvement des fesses tout en augmentant rapidement la mise en charge aux MSs et, presque simultanément, initient une rotation du tronc afin de pivoter vers la surface d'arrivée. Le transfert se complète lorsque les fesses atterrissent sur cette dernière près de la main dirigeante et qu'une position assise stable a été retrouvée (Bromley, 1998). Les transferts du fauteuil roulant au lit, au siège de la toilette, au banc de douche et au siège de la voiture, et vice-versa, représentent des exemples typiques de transferts assis en pivot (Bromley, 1998). Les individus ayant une LMÉ complètent en moyenne de 14 à 18 transferts assis en pivot par jour (Pentland & Twomey, 1994b), et il est fréquent que la hauteur de la surface d'arrivée soit plus haute que celle de la surface de départ (Forslund et coll., 2006).

Précisons que la capacité à effectuer des activités de transferts entre deux surfaces, à partir ou en direction du fauteuil roulant, est un indicateur important de la capacité fonctionnelle et de la pleine réalisation des habitudes de vie (Gresham et coll., 1986; Yarkony et coll., 1988; Khader & Tomlin, 1994; Allison, 1997). D'ailleurs, plusieurs instruments de mesures de ces dimensions accordent une place de choix au niveau d'aptitude à performer des transferts. C'est le cas, entre autres, de la Mesure d'indépendance Fonctionnelle (Deutsch et coll., 1996) et de la *Spinal Cord Independence Measure* (Catz & Itzkovich, 2007; Catz et coll., 2007). Il est évident que l'atteinte d'un niveau d'indépendance maximum lors des différentes tâches de transferts constitue un objectif fondamental du processus de réadaptation fonctionnelle auprès de cette clientèle.

2.3.2. Déterminants et facteurs limitants

Chez les personnes ayant une LMÉ, certaines études ont montré que la capacité à transférer est déterminée par plusieurs facteurs et varie de façon importante entre les individus (Allison, 1997; Nyland et coll., 2000). Bien que plusieurs facteurs méritent d'être considérés lors de l'analyse des transferts assis en pivot, les suivants ont été principalement associés aux niveaux de performance lors des activités de transferts des sujets atteints d'une LMÉ : le niveau de la lésion médullaire, la morphologie, la force musculaire et l'équilibre.

Le niveau de lésion neurologique est utilisé depuis plus d'un demi siècle par les spécialistes de la réadaptation afin d'établir un pronostic des capacités fonctionnelles suite à une LMÉ (Long et Lawton, 1955; Mizukami et coll., 1995). Le lien causal entre les déficiences et les aptitudes reliées aux activités motrices, proposée par le processus de production du handicap (Fougeyrollas, 1998), suggère une contribution du niveau lésionnel à la performance de transferts assis en pivot. Il demeure que le niveau lésionnel ne peut servir d'indicateur unique quant à l'habileté à transférer de façon autonome chez les personnes ayant une LMÉ (Allison et coll., 1996) considérant la grande variabilité au plan de la capacité fonctionnelle et du niveau d'autonomie chez les individus ayant une atteinte de même niveau, et ce particulièrement chez ceux ayant une tétraplégie (Welch et coll., 1986). Ceci supporte l'aspect multifactoriel des transferts assis en pivot (Welch et coll., 1986; Yarkony et coll., 1988; Yarkony et coll., 1990). Certains auteurs préconisent l'utilisation du niveau moteur (score ASIA) de l'atteinte au lieu du niveau lésionnel (Marino et coll., 1995). De fait, le niveau moteur a démontré une meilleure corrélation avec la

capacité fonctionnelle lorsque comparé au simple niveau neurologique de l'atteinte (Lazar et coll., 1989; Graves et coll., 1999). Le niveau de lésion contribuerait principalement à estimer la sévérité de l'atteinte des systèmes organiques (sensoriel et moteur) plutôt qu'à inférer sur le niveau de capacité (American Spinal Injury Association, 2000).

La morphologie des personnes atteintes d'une LMÉ influence également la capacité à effectuer les différentes tâches de transferts. Une étude récente estime la diminution de la masse musculaire à 15% et l'augmentation de l'indice d'adiposité à plus de 47% chez des individus atteints d'une paraplégie lorsque comparés à des sujets sains (McColl et Skinner, 1996). Les effets néfastes de tels changements morphologiques sur les capacités fonctionnelles sont de mieux en mieux documentés auprès de cette population (Symington et Mackay, 1966; Somers, 1992; Noreau et coll., 1993; Blackmer et Marshall, 1997). Il appert qu'une augmentation de la masse corporelle soit associée à des niveaux d'efforts accrus puisqu'une sollicitation plus importante de la musculature des MSs et du tronc est nécessaire lors des activités de transferts. Par conséquent, certains individus souffrant d'obésité seront confrontés à de nouvelles incapacités lors des activités de transferts étant donné qu'ils seront possiblement incapables d'augmenter leurs niveaux d'efforts afin de rencontrer les exigences de la tâche. Par ailleurs, cette demande additionnelle pourrait également être la cause sous-jacente de plusieurs pathologies musculo-squelettiques de l'épaule chez les individus ayant une LMÉ (Bergstrom et coll., 1985; Nyland et coll., 2000), qui à leur tour pourraient aggraver leurs niveaux d'incapacité (Gellman et coll., 1988). Dans un autre ordre d'idées, des observations cliniques suggèrent que les bénéficiaires dont la longueur des MSs est relativement plus longue que celle du tronc (*monkey syndrome*) démontrent davantage de facilité à effectuer les tâches de transferts (Bromley, 1986; Welch et coll., 1986) bien qu'aucune étude biomécanique n'ait encore validé cette observation (Bergstrom et al., 1985). Les facteurs morphologiques doivent donc être considérés lors de l'étude de la capacité à transférer.

La force musculaire des MSs est associée à la capacité fonctionnelle des sujets ayant une LMÉ (Noreau et coll., 1993; Janssen et coll., 1994; Dallmeijer et coll., 1999). Cette force musculaire permet les déplacements des différents segments et rend possible différentes stratégies de mouvements. En fait, diverses stratégies de mouvements sont utilisées pour effectuer différentes activités de transferts chez les sujets paraplégiques et tétraplégiques (Fujiwara et coll., 1999). Celles-ci sollicitent principalement les muscles du tronc, de la ceinture scapulaire et des MSs. À ce propos, les résultats de plusieurs études supportent l'importance des muscles thoraco-huméraux (grand dentelé, grand dorsal et

grand pectoral) en plus ceux de l'épaule lors de diverses tâches de transferts (Allison et coll., 1995; Reyes et coll., 1995; Perry et coll., 1996). L'utilisation de la force musculaire maximale de ces groupes de muscles pourrait être empêchée en raison des difficultés à stabiliser adéquatement le tronc pour permettre un effort maximal (Allison, 1997). Ceci résulte en une faiblesse apparente des muscles thoraco-huméraux. En plus de la force musculaire, une bonne mobilité aux MSs est également l'un des facteurs déterminant de la capacité fonctionnelle des sujets atteints d'une LMÉ (Silfverskiold et Waters, 1991).

Le maintien de l'équilibre postural est fondamental lors de la réalisation de nos activités fonctionnelles (Nashner & Collum, 1985; Horak & Nashner, 1986; Shumway-Cook & Woollacott, 1995). Il est reconnu qu'un déficit important du contrôle postural en position assise apparaît subitement suite à une LMÉ (Janssen-Potten et coll., 2002). Ce déficit s'explique, en grande partie, par l'atteinte de l'intégrité des afférences sensorielles et la parésie/paralyse de plusieurs muscles du tronc. Bien que plusieurs interventions thérapeutiques visant son amélioration soient rapidement initiées pendant le processus de réadaptation, des difficultés à contrôler la posture en position assise persistent couramment (Janssen-Potten et coll., 2002). L'atteinte d'un niveau optimal de contrôle postural en position assise faciliterait, entre autres, la réalisation des différentes tâches de transferts (Janssen-Potten et coll., 2002) en plus de possiblement diminuer les risques de chutes lors de ces derniers.

De plus en plus d'évidences supportent l'hypothèse que de nouvelles stratégies de contrôle de l'équilibre et de la posture sont développées chez les individus ayant une LMÉ afin de compenser le déficit sensori-moteur affectant, entre autres, le tronc (Collot, 1979; Seelen & Vuurman, 1991; Seelen et coll., 1997; Seelen et coll., 1998b; Janssen-Potten et coll., 2000). Ces stratégies compensatrices varient en fonction du niveau et de la sévérité de la LMÉ et se développent progressivement pendant la période de réadaptation (Seelen et coll., 1998b). Il est connu que plus les déficiences sensorielle et motrice sont considérables, plus les stratégies compensatrices seront importantes (Seelen et coll., 1997).

L'étude des stratégies musculaires compensatrices développées chez les sujets ayant une LMÉ fait l'objet de plus en plus d'études. L'hypothèse stipulant que ces individus utilisent certains muscles non-posturaux afin d'assurer l'équilibre assis (statique) et le contrôle du tronc (dynamique) est de plus en plus répandue. La première étude répertoriée concernant cette problématique s'intéresse spécifiquement au rôle du grand

dorsal dans l'équilibre assis d'un participant ayant une paraplégie (Collot, 1979). Selon l'auteur, l'activité du grand dorsal au niveau du segment tronc, grâce à son action de « hamac », influence grandement la stabilité du tronc et l'équilibre assis (statique et dynamique) du sujet paraplégique. D'ailleurs, lorsque comparée à celle d'un sujet sain, l'activité EMG du grand dorsal était supérieure chez ce participant lors du maintien d'une position assise statique et de tâches dynamiques de différents niveaux de complexité effectuées en position assise.

Une étude plus récente confirme, pour sa part, que le grand dorsal, les fibres ascendantes du trapèze, le grand pectoral, le grand dentelé et la portion supérieure des muscles paraspinaux sont davantage sollicités chez les participants atteints d'une LMÉ que chez les sujets sains suite à des perturbations de l'équilibre assis induites par des tâches de pointage (Seelen & Vuurman, 1991; Seelen et coll., 1997). La différence confirme l'influence du niveau lésionnel chez les participants ayant des LMÉ de niveaux élevés sur le niveau d'activation musculaire requis pour maintenir l'équilibre. Les individus avec une LMÉ ont également un temps de réaction accru lors de mouvements anticipés pendant les tâches de pointage. La contribution des muscles paravertébraux au contrôle de la posture augmente chez les participants ayant une LMÉ thoracique basse pendant des tâches de pointage. Il en résulte une réduction de la participation des muscles non posturaux. Par contre, les sujets atteints de LMÉ supérieures démontrent une demande musculaire élevée des muscles paravertébraux résiduels (trapèze et grand pectoral). L'action de ces muscles est associée à une légère augmentation du déplacement du centre de pression pendant les activités des MSs. Des travaux préliminaires visant à augmenter la stabilité du tronc à l'aide d'une orthèse dynamique démontrent que la distance de pointage augmente dans le plan sagittal avec son utilisation chez un sujet paraplégique (Allison & Singer, 1997). Par contre, la capacité à déplacer le centre de pression pendant les déplacements latéraux demeure inchangée bien qu'une certaine amélioration soit palpable.

Afin de quantifier le contrôle postural en position assise, ce n'est que récemment que quelques études biomécaniques se sont intéressées à la relation entre le centre de masse (COM) global du corps et le centre de pression (COP) mesuré à l'aide de plateformes de force (Bennett et coll., 2004; Kantor et coll., 2001). L'analyse biomécanique de l'équilibre assis quasi-statique à partir de la relation entre le COP et le COM (COP-COM) semble ne jamais avoir été réalisée auprès des individus ayant une LMÉ, bien que quelques études se sont intéressées à la position du COM et au déplacement du COP de

façon isolée en position assise (Kamper et coll., 1999; Shirado et coll., 2004). La Figure 2.3.1A démontre que la stabilité de la position assise est d'autant plus grande que la projection sur l'assise du centre de gravité des masses corporelles passe par un point très voisin des tubérosités ischiatiques, voire antérieur, dans un plan sagittal chez les sujets sains (Collot, 1979; McClenaghan, 1989).

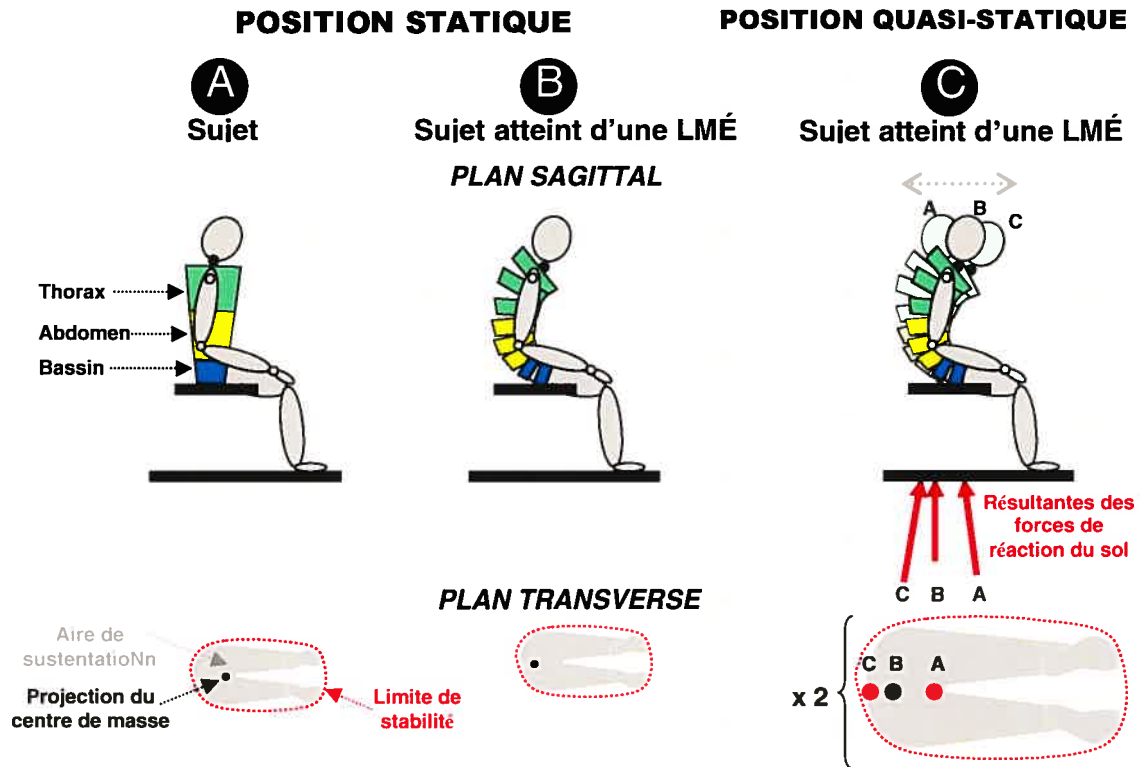


Figure 2.3.1 : Représentation schématique de la projection du centre de masse du corps à l'intérieur de l'aire de sustentation en position assise statique chez un sujet sain (A) et un autre atteint d'une LMÉ (B). L'analyse quasi-statique (C) illustre la relation entre les positions du centre de masse du corps et du centre de pression (résultante des forces de réactions du sol) lors de l'oscillation posturale. Puisque la distance COP-COM est plus grande en A qu'en B ou C, c'est à ce moment que l'instabilité posturale antéro-postérieure serait la plus élevée.

Bien que la position assise des sujets atteints d'une LMÉ se rapproche de celle des sujets sans déficiences physiques, l'accentuation de la cyphose dorsale observée chez ceux ayant une LMÉ pourrait rapprocher la projection du COM de la limite de stabilité de la base de sustentation (Figure 2.3.1B) (Collot, 1979; Chari & Kirby, 1986). Cette modification posturale abaisserait possiblement le centre de gravité dans l'espace et basculerait le bassin vers l'arrière, ce qui pourrait améliorer la stabilité de la position assise puisque la base de sustentation serait légèrement élargie. Il est à souligner que la position des mains peut contribuer à agrandir la base de sustentation ce qui optimiserait la stabilité de la position assise. Finalement, l'estimation la plus juste possible de l'équilibre

postural dans des conditions dynamiques, telle que lors de la réalisation des transferts, représente toujours un défi d'envergure bien qu'un modèle d'analyse ait récemment été présenté (Duclos et coll., 2007). Ce modèle pourrait possiblement permettre dans un futur rapproché la quantification de l'équilibre dynamique lors des transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ.

2.3.3. Études biomécaniques

Cette sous-section s'intéresse aux analyses biomécaniques ayant ciblé les MSs lors des tâches de soulèvement des fesses (termes anglais : *push-ups*; *weight-lift maneuvers*; *depression-raise transfers*) ainsi que lors de différents types de transferts chez des individus sains et d'autres atteints d'une LMÉ. Le choix d'inclure les tâches de soulèvement des fesses est justifié par le fait que ses exigences s'apparentent à celles rencontrées lors de la phase de lever au début des transferts assis en pivot. En fait, un soulèvement des fesses précède obligatoirement le pivot lors des transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ n'utilisant pas la planche de transfert.

2.3.3.1. La tâche de soulèvement des fesses

Reyes et coll (1995) sont les premiers à avoir étudié un groupe de personnes ayant une paraplégie (n=13) afin de déterminer les niveaux d'effort (TUM_{EMG}) et de synchronisation des MSs lors d'une tâche de soulèvement des fesses à partir d'une position assise dans un fauteuil roulant. À cette fin, l'activité EMG de douze muscles de la ceinture scapulaire, de l'épaule et du coude a été enregistrée alors que l'angle du coude était mesuré à l'aide d'un électrogoniomètre. Les niveaux d'efforts ont été déterminés à partir d'un ratio exprimant les valeurs enregistrées pendant la tâche de soulèvement des fesses avec la valeur maximale de l'EMG obtenue lors de contractions musculaires statiques maximales, résistantes manuellement par un évaluateur (TUM_{EMG}). Ces ratios ont été classifiés en trois catégories : élevé (> 50% EMGmax), modéré (25% à 50% EMGmax) ou faible (<25% EMGmax). Le grand pectoral et le grand dorsal ont démontré des stratégies d'activation musculaire similaires et relativement élevées pendant la tâche. Pour expliquer ces faits, les auteurs avancent l'hypothèse d'un mécanisme de protection des muscles de la coiffe des rotateurs de l'épaule car ces deux muscles thoraco-huméraux pourraient réduire la pression à l'articulation gléno-humérale (Reyes et coll., 1995). Il est à noter que le grand dorsal a démontré un niveau d'activation supérieur (58% EMGmax) à

celui du grand pectoral (32% EMGmax). Parmi les muscles évalués, seul le triceps a également démontré une stratégie d'activation élevée (54% EMGmax) pendant la phase dynamique de lever puisque l'extension du coude était très importante dans cette sous-tâche. Les muscles de la coiffe des rotateurs, le grand dentelé, les deltoïdes, la portion moyenne du trapèze et la longue portion du biceps ont démontré des niveaux d'activation faibles ou négligeables. Une stratégie commune de mouvements a été observée lors de la tâche de soulèvement. Cette stratégie combine une élévation du tronc et une extension du coude. La flexion moyenne du coude de 85° obtenue en position de départ atteint un minimum de 14° pendant la phase statique en position soulevée.

Afin de mieux comprendre l'effet de la diminution du contrôle du tronc sur la demande musculaire lors d'une tâche de soulèvement des fesses, la majorité des chercheurs impliquées dans l'étude précédente ont réalisé une nouvelle étude EMG auprès d'un important groupe (n=57) d'individus ayant une LMÉ de différents niveaux en utilisant la même approche méthodologique (Newsam et coll., 2003) : tétraplégie C6 (n=10), tétraplégie C7 (n=18), paraplégie haute (n=16), paraplégie basse (n=13). Une fois de plus, le grand pectoral (31-58%) et le grand dorsal (44-71.4%) ont démontré des niveaux d'activation plutôt élevés. Chez les participants dont l'intégrité du triceps était préservée, ce muscle a atteint un niveau modéré d'activation (31,9-50%). Sans surprise, le deltoïde antérieur s'est retrouvé significativement plus élevé chez les individus ayant une tétraplégie (C6=53,2%; C7=20,4%) que chez ceux ayant une paraplégie (haute=9,7%; basse=3%). Le sus-épineux a présenté une réponse similaire à celle du deltoïde antérieur avec une demande plus élevée documentée chez les individus ayant une tétraplégie (C6=50,1%; C7=28,1%) que chez ceux ayant une paraplégie (haute=17,5%; basse=7%). Les autres muscles étudiés ont été sollicités faiblement et de façon comparable entre les groupes de participants. Il est pertinent de rappeler que les individus ayant une paraplégie ont présenté des niveaux d'effort musculaire comparables, indépendamment du niveau de la LMÉ.

Harvey et Crosbie (2000) ont étudié une tâche de soulèvement à partir de la position assise avec les jambes allongées chez sept participants ayant une tétraplégie qui présentaient une paralysie des triceps brachii. Lors de cette tâche de transfert, six sujets sur sept ont réussi à soulever plus de 98% de leur masse corporelle et la durée moyenne de la phase de lever était de 0,63 seconde. La position de départ adoptée par les sujets se décrivait ainsi : les doigts pointant vers l'arrière, les bras en adduction contre le corps, une

légère flexion du tronc avec les mains et les épaules placés devant le sacrum, et une flexion au niveau des épaules et des poignets. Pendant la phase dynamique de la tâche, les épaules se sont déplacées vers l'avant ($67 \pm 19,3$ mm) et ont fléchi davantage alors que les coudes sont passés d'une légère flexion à une pleine extension, voire une hyperextension dans certains cas. Selon Harvey & Crosbie (2000), il est probable que l'augmentation de la flexion du tronc réduise la distance verticale entre les épaules et le bassin, ce qui faciliterait ainsi le soulèvement des fesses tout en minimisant les risques de pertes d'équilibre en direction arrière puisque le centre de masse est déplacé vers l'avant.

L'augmentation de la force verticale sous les mains, proportionnelle au mouvement d'extension du coude, s'accompagne d'une augmentation des moments fléchisseur et adducteur de l'épaule lors du soulèvement des fesses. Ces derniers moments ont atteint des valeurs de 0.65 Nm/kg et de 0.55 Nm/kg, respectivement, lorsque plus de 90% de la masse corporelle était soulevée. De même, une augmentation substantielle du moment fléchisseur du coude (0.41 Nm/kg), possiblement associée à la résistance passive des structures musculo-tendineuses selon les auteurs, est corrélée à l'augmentation du moment fléchisseur de l'épaule. Le faible moment fléchisseur observé au poignet à cette même période (0.07 Nm/kg) semble principalement associé à la résistance passive des muscles fléchisseurs du poignet et des doigts puisque la totalité des participants présentait une paralysie complète de ces muscles. Somme toute, les moments fléchisseurs (0.65 Nm/kg) et adducteurs (0.55 Nm/kg) de l'épaule pourraient expliquer en majeure partie la capacité à effectuer un soulèvement des fesses chez les individus ayant une LMÉ malgré l'absence de force musculaire au niveau du triceps.

Quant aux niveaux d'efforts (TUM_{EMG}) associés à cette tâche, ils sont présentés pour quatre muscles de l'épaule et de la ceinture scapulaire : le grand dorsal, la portion sternale du grand pectoral, le deltoïde antérieur et le biceps brachial. L'activité électromyographique du grand pectoral et du deltoïde antérieur augmente progressivement pendant la phase de lever pour atteindre des maximums vers la fin de cette phase. Les TUM_{EMG} moyens de ces muscles, observés pendant la phase de lever, sont respectivement de 63% et de 44%. Pour ce qui est du grand dorsal, une variation inter-sujet importante du TUM_{EMG} moyen allant de 1% à 109% est observée et reflète probablement des stratégies de mouvement différentes lors de la dépression de la ceinture scapulaire, ou des difficultés avec l'enregistrement de l'EMG de surface de ce muscle. Le biceps brachial présente un TUM_{EMG} négligeable de 2% (1% à 4%) ce qui suggère une contribution active limitée au moment fléchisseur du coude.

L'influence de l'angle initial de flexion du coude sur la capacité à effectuer une tâche de soulèvement a aussi été étudiée (Harvey & Crosbie, 1999). Pour ce faire, six sujets ayant une paralysie des triceps étaient invités à soulever leur poids, à partir de la position assise avec les jambes allongées, sous quatre conditions expérimentales différentes : les mains en appui sur la surface de traitement et sur des blocs surélevés de 45 mm, 90 mm et 135 mm. Les sujets sont arrivés à soulever une moyenne de 97% et 98% de leurs poids pour les tâches de soulèvement avec les mains placées sur la surface de traitement et sur le bloc surélevé de 45 mm. Pour ce qui est du placement des mains sur les blocs de 90 mm et 135 mm, les sujets ont uniquement réussi à dégager 59% et 43% respectivement de leurs masses corporelles.

Les sujets ont démontré une tendance à fléchir les épaules et à étendre les coudes lors de la phase de lever des différentes tâches de soulèvement. Cependant, les positions de départ avec les mains sur les blocs de 90 mm et 135mm n'ont pas permis la pleine extension du coude la limitant de $22\pm 10,1^\circ$ et de $34\pm 9,7^\circ$ respectivement. L'augmentation de la force verticale sous les mains est une fois de plus associée aux moments fléchisseurs de l'épaule, du coude et du poignet. Le moment fléchisseur de l'épaule s'accroît proportionnellement à la progression de la hauteur des blocs sur lesquels les mains reposent lors de la position de départ. Les moments adducteurs de l'épaule, fléchisseurs du coude et du poignet sont demeurés presque identiques dans l'ensemble des conditions expérimentales ce qui confirme à la fois l'importance du moment fléchisseur de l'épaule et sa capacité d'adaptation en fonction des exigences de la tâche. Les moments fléchisseurs de l'épaule et du poignet contribuent à stabiliser le coude, voire à l'étendre, avec leurs actions de rotation sur les parties adjacentes du bras et de l'avant-bras, respectivement. Le moment adducteur de l'épaule est à son plus fort niveau lors du soulèvement sur la surface nivelée et lorsque les mains sont placées sur le bloc de 45 mm. Cependant, ce moment adducteur diminue de manière substantielle lors des deux conditions expérimentales les plus élevées malgré le haut niveau d'activation du grand pectoral. Une contribution préférentielle du grand pectoral au moment fléchisseur de l'épaule est suggérée puisque cette articulation présente une extension accrue en relation avec la hauteur des blocs sur lesquels les mains sont placées.

L'EMG du grand pectoral, du deltoïde antérieur et du biceps brachial est demeuré semblable lors des différentes conditions expérimentales. La demande musculaire (TUM_{EMG}) pour le grand pectoral et le deltoïde antérieur était de 41% et 64% de l'EMGmax

respectivement. Le biceps brachial présente un taux inférieur à 2% de l'EMGmax. Les efforts musculaires maximums ont été observés vers la fin de tâches expérimentales lorsque les moments fléchisseur et adducteur étaient optimaux.

Récemment, van Drongelen et coll (2005) (Van Drongelen et coll., 2005b) ont rapporté un moment résultant net maximal de 0,5 Nm/kg chez des sujets sains (n=8) et de 0,6 Nm/kg chez d'autres atteints de paraplégie (n=8) ou de tétraplégie (n=4) lors de la réalisation d'une tâche de soulèvement en position assise dans le fauteuil roulant. Une simulation complétée à partir des données obtenues chez les sujets tétraplégiques inclus dans l'étude précitée a également conclu que les muscles grand dentelé, grand pectoral, deltoïde et certains de la coiffe des rotateurs (particulièrement le sous-scapulaire et sous-épineux) contribuent grandement à la réalisation de la tâche de soulèvement (van Drongelen et coll., 2006). Il est finalement intéressant de souligner que les résultats récents de ce groupe de recherche confirment unanimement que la réalisation d'une tâche de soulèvement est nettement plus exigeante pour les épaules et les coudes que la propulsion manuelle du fauteuil roulant sur une surface nivelée ou sur un plan incliné (van Drongelen et coll., 2006; Van Drongelen *et coll.*, 2005a, 2005b).

Finalement, les forces de réaction du sol ont été investiguées lors de la tâche de soulèvement des fesses en position assise avec les jambes allongées (Ikawa & Tokuhiko, 1995; Kotami & Tokuhiko, 2002). En moyenne, la composante verticale de la force de réaction du sol mesurée sous une main était égale à environ 40% de la masse corporelle (39,1-42,8%) pendant la période où les fesses sont soulevées selon la position des mains (Ikawa & Tokuhiko, 1995), et apparaît toujours avant les composantes horizontales lors de l'initiation de la séquence de mouvements (Kotami & Tokuhiko, 2002). Pendant cette période, le coude était en extension complète et le poignet en extension (74,7°) lorsque la main était en appui sur la surface (Ikawa & Tokuhiko, 1995).

2.3.3.2. Les tâches de transferts

Transfert assis en pivot, jambes fléchies :

Une étude biomécanique pertinente au projet proposé présente une description subjective des stratégies de mouvements et objective des niveaux d'activité EMG (TUM_{EMG}) de muscles de la ceinture scapulaire, de l'épaule et du coude lors d'un transfert impliquant un aller et un retour entre le fauteuil roulant et une plate-forme d'exercices chez des participants ayant une paraplégie (Perry et coll., 1996). Lors de cette étude, les efforts

musculaires ont été objectivés à l'aide d'une échelle ordinale en fonction des intensités : faible (<25% de la force musculaire maximale mesurée lors d'un effort résisté manuellement), modérée (25 à 50% de la force musculaire maximale mesurée lors d'un effort résisté manuellement) et élevée (plus de 50% de la force musculaire maximale mesurée lors d'un effort résisté manuellement). L'analyse des résultats confirme que les efforts musculaires atteignent leurs niveaux les plus élevés pendant la phase de lever du transfert, c'est-à-dire au moment où les fesses ne sont en contact avec aucune surface. De plus, aucune différence significative n'a été confirmée entre les bras dirigeant et traînant pour l'ensemble des muscles étudiés pendant la phase de lever. Pendant cette période, des TUM_{EMG} modérés ont été mesurés au niveau du deltoïde antérieur tandis que ceux du grand pectoral, grand dorsal et grand dentelé ce sont avérés élevés. À leur étonnement, Perry et coll (1996) ont rapporté un faible TUM_{EMG} pour la longue portion du triceps (bras dirigeant=14%; bras traînant=12%) pendant cette période du transfert. Un électrogoniomètre placé au coude a permis de mesurer l'angle de cette articulation lors de la tâche. L'amplitude du coude dirigeant a progressée de de 17° à 51° de flexion alors que le coude traînant a varié de 59° à 73° pendant le transfert. Aucune mesure cinématique n'a été rapportée pour les autres segments impliqués.

Une seconde étude a quantifié et comparé les niveaux d'activité EMG (TUM_{EMG}) de muscles de la ceinture scapulaire, de l'épaule et du coude des MSs dirigeant et traînant entre des individus ayant une LMÉ souffrant de douleur chronique aux épaules et d'autres sans problèmes lors d'un transferts assis en pivot entre des surfaces nivelées (Finley et coll., 2005). Les auteurs de cette étude prétendent que les muscles deltoïde antérieur, grand dentelé et trapèze (fibres inférieures) sont plus sollicités au M/S traînant qu'au M/S dirigeant dans certaines portions du mouvement. Par contre, cette interprétation des résultats apparaît inadéquate étant donné plusieurs limites méthodologiques. Entre autres, il demeure important de souligner que les MSs dirigeant et traînant assument fort probablement des fonctions différentes dans les portions articulaires comparées, et que les deux groupes de participants ont été regroupés pour l'estimation des TUM_{EMG} . Ce regroupement semble d'autant plus discutable qu'une différence de la cinématique de l'omoplate avait été préalablement établie entre ces des groupes lors des transferts, ce qui influence inévitablement la synergie musculaire existante. En fait, moins de rotation interne et de rétraction de l'omoplate ont été détecté chez les participants souffrant de douleur chronique aux épaules comparativement aux autres.

Plus récemment, une étude biomécanique incluant 13 individus ayant une LME s'est principalement intéressée aux forces de réaction du sol sous les mains ainsi qu'à quelques éléments cinématiques lors des transferts assis en pivot (Forslund et coll., 2006). Les résultats ont démontré que la valeur médiane de la composante verticale de la force de réaction du sol était plus élevée sous la main traînante (27% de la masse corporelle) comparativement à celle obtenue sous la main dirigeante (23%) chez les hommes quand la main demeurait en contact avec la plate-forme de force durant le transfert. Une tendance similaire, d'intensité moindre toutefois, a également été confirmée chez les femmes. À partir de ces résultats, les auteurs suggèrent d'utiliser, par exemple, le MS le plus faible à titre de dirigeant. Mentionnons également que la valeur maximale de la composante verticale de la force de réaction du sol mesurée sous la main traînante survenait habituellement juste avant la phase de lever des fesses chez les hommes alors que celle sous la main dirigeante était atteinte plus tard, au moment où les fesses n'étaient pas appuyées. Cette stratégie pourrait laisser croire que les hommes arrivent à pré-programmer plus efficacement la séquence de mouvements, et possiblement à mieux bénéficier du momentum généré par la flexion du squelette axial (tête et tronc), juste avant le soulèvement des fesses lors des transferts. Des différences morphologiques entre les participants et participantes pourraient expliquer ces résultats.

Pour terminer, signalons qu'une étude exploratoire s'est aussi intéressée à la force de réaction du sol sous la main dirigeante de sujets sains ($n=6$), ainsi qu'à l'activité EMG du biceps, triceps, deltoïdes antérieur et postérieur, lors des transferts assis en pivot vers une surface d'arrivée de différentes hauteurs par rapport à celle de départ : 40 cm (basse), 50 cm (similaire) et 60 cm (haute) (Wang et coll., 1994). Les modifications de la hauteur du siège d'arrivée n'ont eu aucun effet sur les valeurs moyennes des composantes de la force de réaction du sol mesurée sous la main dirigeante. Par contre, les valeurs sommets des composantes verticale et médio-latérale étaient plus élevées lors des transferts vers la surface d'arrivée basse comparativement à une de hauteur similaire. Ce transfert sollicite également davantage le triceps alors que celui vers la surface d'arrivée haute recrute davantage le biceps.

Transfert latéral en position assise, jambes allongées :

Une étude biomécanique s'est intéressée à l'évaluation des déplacements angulaires et aux stratégies d'activation musculaire lors des déplacements latéraux auprès

de huit participants ayant une tétraplégie et deux ayant une paraplégie (Allison et coll, 1995; Allison et coll, 1996). Deux stratégies de mouvements distinctes, décrites principalement par la position observée entre la tête et le bassin des sujets, ont été observées dans le plan sagittal. La première technique de transfert impliquait la flexion du tronc (Figure 2.3.2A) alors que la deuxième technique de lever s'effectuait avec le tronc maintenu en rectitude (Figure 2.3.2B). Les auteurs ont suggéré qu'une force musculaire élevée au niveau des triceps semblait être un déterminant important dans le cas de la technique de lever avec le tronc maintenu en rectitude alors qu'une faiblesse des triceps ne pouvait pas servir d'indicateur chez celle favorisant la flexion du tronc.

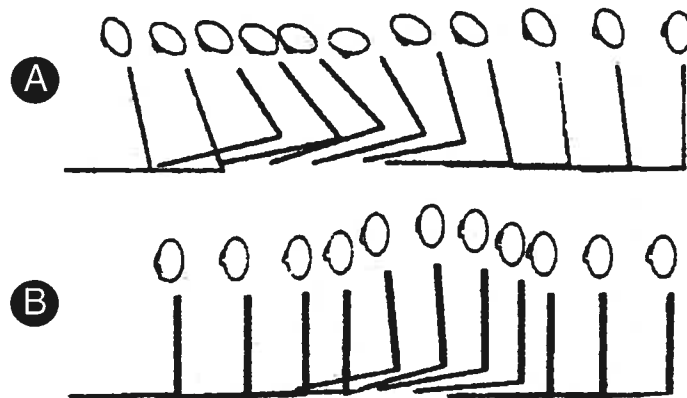


Figure 2.3.2 : Stratégies de mouvements observées dans le plan sagittal lors des déplacements latéraux chez les sujets atteints d'une LMÉ : A) Technique avec la flexion du tronc, B) Technique de lever avec le tronc maintenu en rectitude (Tiré de Allison et coll., 1996)

L'étude d'Allison et coll. (1996) a également révélé deux stratégies de mouvements dans le plan frontal. La première stratégie définit une trajectoire latérale similaire pour la tête et le bassin (Figure 2.3.3A) tandis que la seconde stratégie révèle un déplacement dans des directions opposées entre la tête et le bassin (Figure 2.3.3B). L'hypothèse que cette dernière stratégie serve à compenser la faiblesse musculaire des triceps, tel qu'avancé par Somers (1992), a également été retenue comme explication par Allison et coll (1996). De plus, les auteurs proposent que le momentum développé à la tête facilite le déplacement du tronc et du bassin. Des stratégies mixtes ont également été remarquées chez quelques individus, ce qui complique l'interprétation des résultats compte tenu, entre autres, du nombre limité de participants.

Parallèlement à l'étude de la cinématique, l'enregistrement de l'activité EMG a permis d'analyser les niveaux d'intensité et de synchronisation entre les muscles

fléchisseurs du coude et dépresseurs de la ceinture scapulaire (Allison et coll., 1995). Les résultats ont révélé que l'activité EMG bilatérale des grands dorsaux et des longues portions des triceps différait selon les stratégies de mouvements retenues. Lors de la stratégie de translation, le recrutement maximum de ces deux muscles apparaît lors du premier 25% de la phase de lever du transfert au MS contralatéral à la direction du déplacement des sujets. En ce qui concerne le côté ipsilatéral, l'activité EMG est notée à environ 75% après le début de la phase normalisée de lever. À l'opposé, lorsque la stratégie de rotation est utilisée, l'activité maximale de l'ensemble des muscles étudiés est synchronisée et survient à 60% de la phase de lever. Quant aux niveaux d'effort requis pour effectuer la tâche de transfert, ils n'ont pas été mesurés dans cette étude.

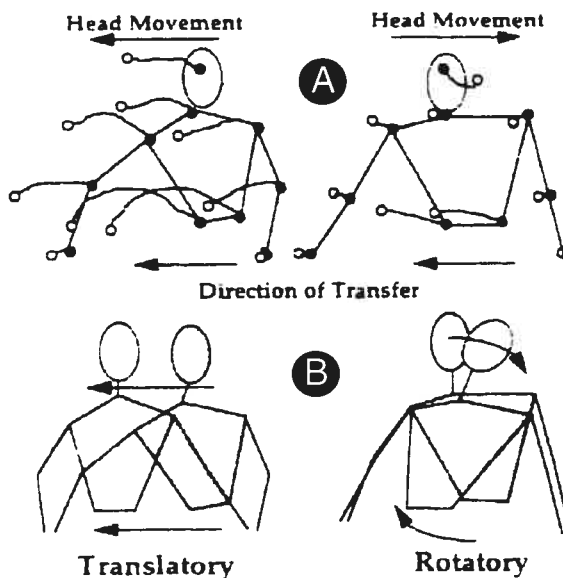


Figure 2.3.3 : Stratégies de mouvements observées dans le plan frontal lors de déplacements latéraux chez les sujets atteints d'une LMÉ. A) Technique de translation, B) Technique de rotation (Tiré de Allison et coll., 1996).

Transfert postérieur en position assise, jambes allongées :

Une étude biomécanique s'est intéressée à l'évaluation des déplacements angulaires et des TUM_{EMG} lors des déplacements postérieurs auprès de sujets paraplégiques (Figure 2.3.4) (Gagnon et coll., 2003; Gagnon et coll., 2005). Différentes positions de départ ont été adoptées lors du transfert en direction postérieure vers la surface nivelée bien que l'excursion totale des déplacements angulaires soit comparable entre les deux groupes de sujets. Une flexion du tronc combinée à une augmentation de l'extension de l'épaule et de la flexion du coude ont été observées chez les participants n'ayant aucun contrôle des muscles abdominaux (LMÉ_{Haute}; C7 à T6) alors que ceux ayant un contrôle partiel ou total des muscles abdominaux (LMÉ_{Basse}; T11 à L1) ont préféré un

alignement se rapprochant davantage de la verticale pour le segment tête-tronc (axe rachidien) avant d'initier l'activité. Cette flexion du tronc contribue probablement à l'amélioration de la stabilité dynamique du tronc et à la réduction du risque de perte d'équilibre lors des transferts chez les sujets ayant un déficit plus important de la musculature du tronc. En réalité, le centre de masse du complexe tête-tronc-MSs, situé devant la onzième vertèbre dorsale juste sous l'appendice xyphoïdienne, est abaissé et avancé dans la base de sustentation devant les ischions ce qui optimise la stabilité de la position de départ. De surcroît, le sacrum s'horizontalise et, par le fait même, la base de sustentation s'agrandit.

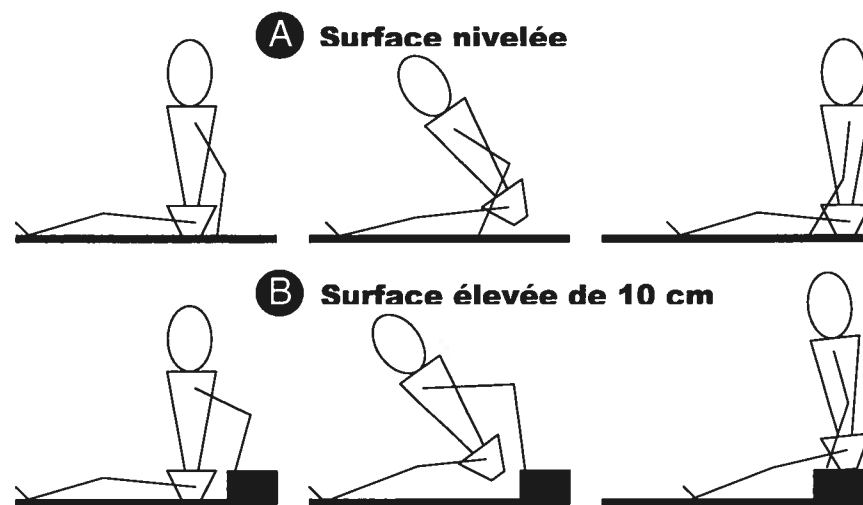


Figure 2.3.4 : Stratégies de mouvements observées dans le plan sagittal lors des déplacements postérieurs chez les sujets atteints d'une LMÉ : A) Technique avec la flexion du tronc, B) Technique de lever avec le tronc maintenu en rectitude (Tiré de Gagnon et coll., 2003 & Gagnon et coll., 2005)

Quant au transfert en direction postérieure vers la surface élevée, trois différentes positions de placement des mains furent adoptées au départ par les dix sujets évalués (Figure 2.3.5). Ces positions ont été définies en fonction de la position initiale des mains : 1) basse lorsque les deux mains reposaient sur la surface inférieure 2) haute lorsque les mains étaient appuyées sur la surface élevée et finalement 3) asymétrique lorsqu'une main reposait sur chacune des surfaces. Une fois de plus, la flexion du tronc observée chez les sujets conservant au moins une main sur la surface basse avant d'initier le transfert était présente et même plus importante que celle mesurée lors du transfert sur la surface nivelée. Cette flexion semble une fois de plus contribuer à l'amélioration de la stabilité dynamique du tronc et à la réduction du risque de perte d'équilibre lors des transferts. À l'inverse, il serait juste de croire que le contrôle de l'équilibre dynamique assis

est plus complexe lorsque les mains sont placées sur la surface élevée puisque le centre de masse est élevé et reculé dans la base de sustentation, ce qui diminue la stabilité de la partie supérieure du corps et augmente le niveau de difficulté de la tâche. Il est à noter que seulement trois participants sont arrivés à compléter la tâche expérimentale en plaçant les mains sur la surface élevée au départ ce qui corrobore bien avec les niveaux d'activités musculaires plus élevés obtenus dans cette tâche.

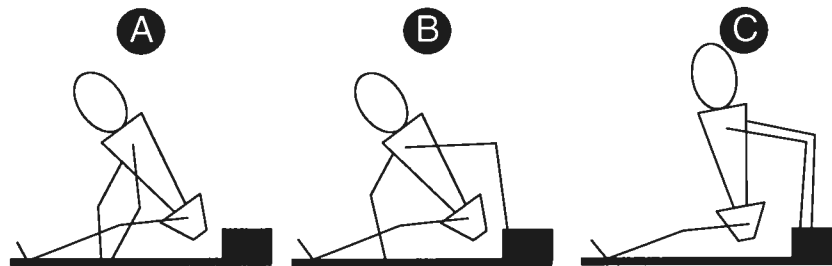


Figure 2.3.5 : Stratégies de placement des mains lors des transferts postérieurs vers une surface sur-élevée de 10 cm : A) mains symétriques sur la surface basse ou de départ; B) mains asymétriques; C) mains symétriques sur la surface haute ou d'arrivée (Tiré de Gagnon et coll., 2005).

Afin d'accomplir les transferts proposés dans cette étude, les sujets ont retenu deux stratégies distinctes de mouvements: l'une reposait principalement sur l'enroulement de l'axe rachidien alors que l'autre sollicitait davantage la contribution active des fléchisseurs de l'épaule et des extenseurs du coude. La stratégie d'enroulement de l'axe rachidien est observable à la fois lors des transferts vers l'arrière sur la surface nivelée et en direction de la surface élevée lorsque au moins une main demeure en contact avec la surface basse. La flexion simultanée de la tête et du tronc décrit principalement cette stratégie qui génère l'accélération (momentum) contribuant à l'élévation et au déplacement vers l'arrière du bas du tronc, du bassin et des MIs. Cette stratégie de type «action-réaction» permet probablement de réduire les efforts aux MSs et au tronc. Finalement, la stratégie observée suite au placement des mains sur la surface élevée limite considérablement le recours à ce momentum en raison de l'importante extension aux épaules exigée par cette stratégie. Cette dernière repose principalement sur la participation des muscles fléchisseurs de l'épaule et des extenseurs du coude, ce qui augmente le travail musculaire associé à cette stratégie de déplacement sur la surface élevée.

L'analyse des stratégies d'activation musculaire des différents muscles lors du transfert en direction postérieure sur une surface nivelée a révélé des stratégies musculaires similaires entre les deux groupes de sujets. Cependant, les sujets atteints

d'une LMÉ haute ont démontré des niveaux d'effort musculaire plus élevés chez tous les muscles étudiés. D'ailleurs, les TUM_{EMG} moyens pendant la phase de lever étaient significativement plus élevés pour le biceps, le deltoïde antérieur, le deltoïde postérieur et le grand pectoral chez les participants n'ayant aucun contrôle des muscles abdominaux. Contrairement à nos attentes, les demandes musculaires calculées pour le triceps et le grand dorsal n'ont pas atteint des niveaux élevés d'effort musculaire pendant la phase de lever.

2.3.4. Effets secondaires

La réalisation de transferts assis en pivot n'est pas sans risque. Bien que peu probable, le simple fait de réaliser des transferts assis en pivot pourrait ultimement exacerber certaines déficiences, conduire à une incapacité secondaire à compléter un tel transfert et même perturber la participation sociale. Chaque élément de ce processus sera brièvement clarifié dans les sous-sections qui suivent.

2.3.4.1. Risques associés

Mise en charge aux membres supérieurs lors des transferts :

La fréquence élevée de réalisation des transferts assis en pivot, combinée à l'intensité des efforts requis aux MSs lors de ces derniers, pourraient exacerber le développement et la chronicité des déficiences secondaires affectant les structures musculo-squelettiques, neurologiques ou vasculaires des MSs chez les individus ayant une LMÉ (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Cette supposition est d'autant plus plausible qu'une prévalence importante de douleur et d'inconfort a souvent été répertoriée à l'épaule (30-60%), au coude (5-16%) et au poignet (40-66%) auprès de cette population (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). De plus, une étude a également prouvé que la pression intra-articulaire de l'épaule augmentait de 250% lors des transferts (mise en charge) comparativement à celle mesurée au repos (Bayley et coll., 1987). Parmi les individus ayant une LMÉ qui se plaignent de douleurs et inconforts aux MSs, la majorité d'entre eux (32-92%) associe principalement ces symptômes à la réalisation de transferts assis en pivot (Bayley et coll., 1987; Dalyan *et coll.*, 1999; Nichols *et coll.*, 1979; Pentland & Twomey, 1994a; Subbarao *et coll.*, 1995). Bien que discuté à la section 2.3.2 (Déterminants et facteurs limitants), rappelons que le risque associé à la mise en charge

est largement pondéré par la masse corporelle des individus ayant une LMÉ (Boninger *et coll.*, 1999; Pentland & Twomey, 1994b), bien qu'une certaine controverse puisse exister sur ce point (Boninger *et coll.*, 2001). Il est suggéré qu'une augmentation de la masse corporelle pourrait entraîner une augmentation de la force de compression (force articulaire dirigée vers le haut) à l'épaule (Bayley *et coll.*, 1987). De même, la force musculaire maximale des MSs module également le niveau de risque tel que discuté à la section 2.2.2.3 (Taux d'utilisation de la force musculaire) (Curtis *et coll.*, 1995).

Mouvements des membres supérieurs en lien avec la technique utilisée pour réaliser les transferts :

Des stratégies de mouvements complexes gouvernent les transferts assis en pivot. Bien que peu étudiés, certains mouvements isolés ou combinés risquent de compromettre l'intégrité des MSs. C'est pourquoi des mouvements isolés s'approchant, voir surpassant, l'amplitude articulaire physiologique normale sont à proscrire lors des transferts. Par exemple, il est reconnu que l'extension excessive des poignets lors des transferts assis en pivot, possiblement liée au développement du syndrome du tunnel carpien, est définitivement à éviter (Yarnall *et coll.*, 2005). D'autres paramètres, telles les vitesses et accélérations angulaires élevées aux articulations des MSs, représentent également un risque pour ces derniers. Par ailleurs, certaines combinaisons de mouvements sont reconnues comme étant menaçantes pour l'intégrité du MS, particulièrement à l'épaule (Neer, 1983). C'est le cas, entre autres, des mouvements combinés de flexion, d'abduction et de rotation interne observés à l'épaule traînante lors des transferts assis en pivot (Perry *et coll.*, 1996). En présence de cette combinaison de mouvements, l'insertion des muscles formant la coiffe des rotateurs se retrouve alors compressés sous l'articulation acromio-claviculaire ce qui augmente le risque de lésions musculotendineuses à la coiffe des rotateurs de l'épaule (Neer, 1983). Précisons que la mise en charge (déplacement supérieur de l'humérus), telle que décrite précédemment, accentue ce phénomène pathologique (Reyes *et coll.*, 1995).

Pertes d'équilibre et chutes lors des transferts :

D'autres éléments méritent également d'être abordés lorsque nous nous intéressons aux risques associés aux transferts assis en pivot. Parmi eux, les pertes d'équilibre et les chutes à partir ou vers un fauteuil roulant ne peuvent être passées sous silence, bien qu'elles soient peu documentées dans la littérature. Des évidences suggèrent qu'approximativement 58% des usagers d'un fauteuil roulant aurait chuté de ce dernier à au moins une reprise, et qu'une proportion considérable de ses chutes serait

survenue lors de transferts (Kirby et coll., 1994). Il a également été documenté qu'environ 17% des 36 559 incidents et accidents répertoriés, en lien avec l'utilisation d'un fauteuil roulant, qui ont nécessité un suivi médical d'urgence sont liés à une chute lors d'un transfert à partir ou vers un fauteuil roulant (Ummat & Kirby, 1994). Dans le même ordre d'idée, une étude récente a révélé que la cause d'une grande proportion (44%) des fractures documentées chez des individus ayant une LMÉ, usagers chroniques du fauteuil roulant, survient suite à une chute lors des transferts (Nelson et coll., 2003). Finalement, une étude ayant répertorié les décès en lien avec l'utilisation d'un fauteuil roulant dans le registre du *U.S. Consumer Products Safety Commission* entre 1973 et 1987 confirme qu'un peu moins de 10% des décès résultent d'une chute lors des transferts (Calder & Kirby, 1990). À ce jour, aucune étude n'a jamais quantifié l'équilibre dynamique lors des transferts assis en pivot malgré l'importance de cette dimension. Par contre, il a été suggéré que l'apparition de spasmes musculaires aux MIs lors des transferts pourrait perturber l'équilibre et augmenter les risques de chutes (Little et coll., 1989).

2.3.4.2. Déficiences secondaires

La préservation de l'intégrité des MSs représente une composante importante des programmes de réadaptation des individus ayant une LMÉ (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Malgré de nombreux efforts en ce sens, une proportion importante de ces individus développe tout de même une déficience secondaire du complexe de l'épaule ou du poignet au fil des ans suivant la LMÉ (Subbarao et coll., 1995). Ajouté aux traumatismes répétitifs auxquels les MSs sont exposés, le vieillissement des individus ayant une LMÉ peut également contribuer à l'apparition et l'évolution de ces déficiences secondaires (Pentland et Twomey, 1994). Ces dernières, qui seront brièvement présentées, perturbent à leurs tours la réalisation des transferts assis en pivot (Bayley et coll., 1987; Dalyan et coll., 1999; Nichols et coll., 1979; Pentland & Twomey, 1994a; Subbarao et coll., 1995). Notons que l'importance du dépistage, de la surveillance et du traitement précoce de ces déficiences secondaires affectant les MSs chez les individus ayant une LMÉ est incontestable (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005).

Épaules :

Plusieurs déficiences secondaires affectant le complexe de l'épaule ont été rapportées chez les individus atteints d'une LMÉ selon l'approche diagnostique retenue

(Dyson-Hudson & Kirshblum, 2004). À partir de radiographie de l'épaule, plusieurs auteurs ont observé des changements dégénératifs des structures osseuses, pouvant aller jusqu'à la nécrose de la tête humérale (Barber & Gall, 1991; Bayley et coll., 1987). Parmi les principaux changements dégénératif, la prévalence de la formation d'ostéophytes sous l'acromion (11%), de la calcification des tendons de la coiffe des rotateurs près des insertions (10%), de la dégradation de l'articulation acromio-claviculaire (8%) et de la résorption osseuse de la partie latérale de la clavicule (5%) a récemment été précisée (Boninger et coll., 2001). Plus récemment, l'imagerie par résonance magnétique (IRM), reconnue comme étant plus spécifique et sensible que la radiographie, a permis de peaufiner ces diagnostics en plus d'identifier la formation fréquente d'oedème, l'épaississement de structures ligamentaires (ligament acromio-coracoïdien) et la présence d'ostéophytes qui précèdent habituellement de développement de déficiences secondaires plus sévères au complexe de l'épaule (Boninger et coll., 2001). D'autres études ont rapportées des taux élevés de rupture complète ou partielle de la coiffe des rotateurs (65%) suite à des arthrographies de l'épaule chez les individus rapportant des douleurs aux épaules (Bayley et coll., 1987). La prévalence élevée des ruptures complète (62%) ou partielle de la coiffe des rotateurs (12%) a également été précisée à partir de l'IRM en étudiant des épaules douloureuses d'individus ayant une LMÉ (Escobedo et coll., 1997).

L'instabilité de l'articulation gléno-humérale est de plus en plus mise en cause dans le développement de ces déficiences auprès de la population à l'étude. Il semble de plus en plus probable que l'intégrité du bourrelet glénoïdien formé d'un fibrocartilage (labrum), augmentant l'emboîtement des surfaces articulaires et améliorant la répartition du lubrifiant articulaire (liquide synovial), soit compromise. Lorsque cette atteinte est spécifique à la partie supérieure du labrum, elle pourrait même être étroitement reliée à celle du tendon de la longue du biceps à proximité de son site d'insertion (Lee & Harryman, 1997). Des mouvements anormaux de la tête humérale résulteraient de cette instabilité et augmenteraient les risques d'apparition des déficiences secondaires discutées. Le déséquilibre musculaire a également été associés aux déficiences secondaires du complexe de l'épaule chez les individus ayant une LMÉ (Pentland & Twomey, 1994a; Dalyan et coll., 1999). Il résulterait, en partie, d'une faiblesse des puissants muscles adducteurs de l'épaule, tels que le grand dorsal, le grand rond, les fibres inférieures du grand pectoral, qui exercent une traction de la tête humérale vers le bas. Lors des efforts de flexion ou d'abduction de l'épaule, les forces actives et passives de ces muscles n'offriraient pas l'opposition nécessaire pour contrer le déplacement vers

le haut de la tête humérale causé par la contraction du deltoïde. Ceci entraînerait la butée de la tête humérale contre l'arche acromio-coracoïdienne causant, entre autres, la compression du tendon du sus-épineux.

Pour compléter, mentionnons que les douleurs et inconforts ressentis aux épaules peuvent également être référés par le coude (distal) ou par les rachis cervical ou dorsal (proximal). En fait, une étude affirme que 13% des douleurs ressenties aux épaules serait référées du rachis cervical chez des individus ayant une LMÉ (Sie et coll., 1992). Il est surprenant de constater que la prévalence des pathologies de ces dernières régions n'a jamais été spécifiquement répertoriée auprès des individus ayant une LMÉ.

Poignets :

La neuropathie du nerf médian distale, mieux connue sous le terme de syndrome du tunnel carpien (STC), est la déficience secondaire la plus fréquemment rapportée au poignet chez les individus ayant une LMÉ. Il est probable que ce phénomène soit relié à l'intensité et la fréquence des exigences mécaniques rencontrées lors de la réalisation de transferts assis en pivot (étiologie mécanique), bien qu'aucune étude n'ait confirmé ce lien à présent. En fait, les forces élevées transmises aux os du carpe (poignet) lors des transferts, combinées à l'extension extrême des poignets, telle que discutée dans la section précédente, menacent l'intégrité du ligament annulaire antérieur du carpe et du nerf médian passant sous ce dernier au niveau du poignet. Le STC engendre habituellement des engourdissements ainsi qu'une diminution de la sensibilité au pouce, à l'index, au majeur et à une partie de l'annulaire en plus d'occasionner des douleurs au poignet et à la main. De plus, le STC peut provoquer dans une forme plus sévère une atteinte motrice des muscles innervés par le nerf médian. Par exemple, une diminution de la masse musculaire des muscles de la proéminence thénar de la main, qui se manifeste par une diminution de la force de préhension, est souvent détectée dans les formes plus sévères de STC. À ce jour, le STC chez les individus ayant une LMÉ a uniquement été relié à la propulsion manuelle du fauteuil roulant (Boninger et coll., 1999; Boninger et coll., 2004; Shimada et coll., 2001). Rappelons que des tendinites et de l'arthrose sont aussi diagnostiquées au poignet à l'occasion auprès de cette clientèle.

2.3.4.3. Incapacités secondaires et participation sociale

En présence de déficiences secondaires, il demeure évident que la capacité des individus ayant une LMÉ à accomplir des transferts assis en pivot peut ultimement être limitée. Dans une telle situation, il est conseillé aux physiothérapeutes, ergothérapeutes et autres professionnels de la réadaptation d'adhérer aux recommandations récemment développées (guide de pratique clinique) afin de proposer et d'offrir une approche thérapeutique optimale à partir des connaissances actuelles sur les transferts (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005) :

- Effectuer des transferts entre des surfaces nivelées lorsque possible;
- Éviter les mouvements combinés de flexion, d'abduction et de rotation interne observés à l'épaule lors des transferts;
- Placer les mains les plus près possibles des cuisses sur les surfaces de départ et d'arrivée;
- Éviter de placer les mains à plat sur les surfaces de transfert;
- Varier les techniques utilisées et la fonction assumée par le MS (traînant versus dirigeant)
- Considérer l'utilisation d'une planche de transfert lors des transferts.

Dans un contexte plus global, il est également suggéré d'utiliser un fauteuil roulant à propulsion électrique afin de diminuer les efforts aux MSs et de favoriser la guérison des déficiences secondaires. L'adhésion à l'ensemble, ou à une partie, de ces recommandations devrait permettre de progressivement retrouver un niveau d'aptitude et de participation sociale s'approchant de ceux existants avant l'apparition d'une ou des déficiences secondaires. Bien entendu, ces recommandations s'inscrivent dans une prise en charge globale, incluant d'autres interventions thérapeutiques spécifiques.

CHAPITRE 3 : Objectifs

3.1. Objectif général et hypothèse générale de l'étude

Malgré le fait que la réalisation de transferts assis en pivot figure parmi les activités fonctionnelles les plus exigeantes complétées par les individus ayant une LMÉ, aucune étude à ce jour n'a quantifié les exigences mécaniques (forces et moments) requises aux membres supérieurs lors de leurs réalisations. Les difficultés associées à la modélisation tridimensionnelle du membre supérieur, combiné au fait qu'aucun système d'évaluation spécifique ne soit commercialement disponible pour l'évaluation des transferts assis en pivot, peuvent expliquer cette lacune. Ainsi, cette thèse a pour objectif général de décrire les stratégies de mouvements (*cinématique*) et de quantifier les efforts requis aux membres supérieurs (*cinétique*), en utilisant une approche biomécanique rigoureuse, lorsque des individus ayant une LMÉ exécutent des transferts assis en pivot en utilisant leur technique habituelle en laboratoire (environnement simulé nouvellement développé). Globalement, nous faisons l'hypothèse que des stratégies de mouvements (*cinématique*) et des niveaux d'efforts (*cinétique*) différents seront observés entre les MSs dirigeant et traînant. De plus, la modification de la hauteur du siège d'arrivée devrait entraîner des changements de stratégies de mouvements (*cinématique*) et de niveaux d'efforts (*cinétique*).

3.2. Objectifs spécifiques de la thèse

Afin de rencontrer l'objectif général proposé pour cette étude, différents objectifs spécifiques ont guidé l'avancement des travaux de recherche:

1. Concevoir et vérifier une approche méthodologique permettant d'estimer les forces et les moments aux articulations (*cinétique*) à partir d'un montage expérimental nouvellement développé incluant cinq surfaces instrumentées, en plus d'enregistrer les déplacements tridimensionnels du membre supérieur (*cinématique*) lors de la réalisation de transferts assis en pivot (c.f. Article #1).
2. Caractériser et comparer les stratégies de mouvements (amplitudes articulaires et vitesses angulaires) aux épaules, coudes et poignets ainsi qu'au tronc à l'aide d'une analyse tridimensionnelle lors de la réalisation de transferts assis en pivot

d'un siège de départ (hauteur=50 cm) à un siège d'arrivée de différentes hauteurs (bas=40 cm; nivelée=50 cm; haut=60 cm) par rapport à celui de départ (c.f. Article #2).

3. Décrire et comparer l'activité électromyographique de cinq muscles bilatéralement lors de la réalisation de transferts assis en pivot d'un siège de départ (hauteur=50 cm) à un siège d'arrivée de différentes hauteurs (bas=40 cm; nivelée=50 cm; haut=60 cm) par rapport à celui de départ (c.f. Article #3).
4. Quantifier et comparer les composantes tri-axiales des forces de réaction du sol sous les fesses (siège de départ; siège d'arrivée), les mains (main traînante; main dirigeante) et les pieds lors de la réalisation de transferts assis en pivot d'un siège de départ (hauteur=50 cm) à un siège d'arrivée de même hauteur (50 cm) et surélevé (60 cm) rapport à celui de départ (c.f. Article #4).
5. Recenser et comparer les forces articulaires et les moments musculaires nets maximaux agissant aux épaules et aux coudes entre une tâche de transferts assis en pivot vers une surface de réception nivelée (bras dirigeant; bras traînant) et une autre de soulèvement des fesses (c.f. Article #5).

Chacun de ces objectifs spécifiques est repris avec davantage de précisions (sous-objectifs) en avant-propos des articles scientifiques, ainsi qu'à l'intérieur de l'introduction de ces derniers, qui sont inclus dans les chapitres présentant la méthodologie (c.f. Chapitre 4) et les résultats (c.f. Chapitre 5). De plus, les hypothèses en lien avec ces objectifs spécifiques sont également clairement définis dans chacun des articles scientifiques et ne sont donc pas répétés sous cette section par souci de concision.

CHAPITRE 4 : Méthodologie

L'essentiel de la méthodologie que nous avons développée pour quantifier les efforts aux membres supérieurs (forces et moments) lors des transferts assis en pivot est décrit dans l'article suivant : « ***Biomechanical Assessment of Sitting Pivot Transfer Tasks Using a Newly-Developed Instrumented Transfer System*** ». Cet article a été soumis à la revue *Journal of Biomechanics*. Les auteurs sont Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Pierre Desjardins et Luc Noreau. La contribution de chaque auteur est résumée sur la première page de cet article.

À lui seul, cet article ne permet pas l'appréciation de l'ensemble des aspects méthodologiques nécessaires à l'achèvement de cette thèse. C'est pourquoi une section complémentaire a été ajoutée à la suite de ce premier manuscrit afin de faire le lien entre les différentes procédures expérimentales utilisées dans cette thèse et les objectifs de cette dernière.

4.1. Article #1 : Biomechanical Analysis of Sitting Pivot Transfer Tasks Using a Newly-Developed Instrumented Transfer System. *

Dany Gagnon*^{1,2}, Sylvie Nadeau^{1,2}, Pierre Desjardins^{1,2}, Luc Noreau^{3,4}

¹ Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal – Montreal Rehabilitation Institute, Montreal, Canada,

² School of Rehabilitation, University of Montreal, Montreal, Canada,

³ Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration, Quebec City, Canada

⁴ Department of Rehabilitation, Laval University, Quebec City, Canada

Correspondance to: Sylvie Nadeau, PhD, École de réadaptation, Université de Montréal, C.P. 6128, succursale Centre-Ville, Montréal, Québec, H3C 3J7, Canada. E-mail :

████████████████████

* Version abrégée (3000 mots) acceptée pour publication dans la revue *Journal of Biomechanics*.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif à la conception et la fabrication de la station instrumentée visant l'analyse des transferts, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction du présent manuscrit. Pierre Desjardins a participé à la conception et la fabrication de la station instrumentée visant l'analyse des transferts, à l'élaboration de la méthodologie ainsi qu'à la création et l'adaptation des différents programmes informatiques utilisés lors de la collecte et du traitement des données. Dre Sylvie Nadeau et Dr Luc Noreau ont contribué au développement du protocole de recherche spécifique à cette partie de la programmation de recherche, ont encadré l'ensemble du processus en plus de réviser et commenter ce manuscrit.

4.1.1. Avant-propos

Les déficiences motrices et sensitives qui affectent généralement le tronc et les membres inférieurs des individus ayant subi une LMÉ perturbent la capacité locomotrice de la majorité de ces individus. Ces déficiences obligent une proportion élevée des individus ayant une LMÉ à opter pour l'utilisation du fauteuil roulant manuel afin d'accroître l'efficacité de leur mobilité et leur participation à la société. Par conséquent, leurs membres supérieurs se retrouvent sollicités de façon accrue, non seulement lors de la propulsion du fauteuil roulant, mais également lors de la réalisation de tâches fonctionnelles reliées à l'utilisation du fauteuil roulant, telle les transferts assis en pivot entre différentes surfaces. Ces transferts figureraient parmi les tâches les plus exigeantes pour les membres supérieurs en terme de mise en charge et d'efforts musculaires (Perry *et coll.*, 1996). Ces exigences pourraient possiblement contribuer au développement, même à la perpétuation, de déficiences secondaires affectant les membres supérieurs chez cette population.

Il est surprenant de constater qu'aucune étude biomécanique rigoureuse n'ait, jusqu'à présent, tenté de mieux comprendre les exigences mécaniques (forces et moments) imposés aux membres supérieurs lors de la réalisation de cette tâche. Le fait qu'aucun système d'évaluation spécifique ne soit commercialement disponible afin de facilement procéder à l'étude des transferts, combiné aux difficultés connues associées à la modélisation tridimensionnelle du membre supérieur peuvent expliquer en partie cette lacune.

Le premier défi de cette thèse était donc de développer une approche méthodologique novatrice permettant de quantifier les exigences mécaniques (forces et moments) imposés aux membres supérieurs lors des transferts assis en pivot. Afin de globalement répondre à cet objectif, quelques sous-objectifs ont orienté cette phase cruciale de recherche et développement :

1. Concevoir et fabriquer un montage expérimental incluant cinq surfaces instrumentées permettant l'enregistrement des composantes tri-axiales des forces de réaction sous les fesses (siège de départ; siège d'arrivée), les mains (main traînante; main dirigeante) et les pieds en tout temps lors de la réalisation de transferts assis en pivot à partir de composantes commercialement disponibles. Ce montage devait également permettre des ajustements en hauteur pour les sièges en plus d'ajustement en largeur pour les mains;

2. Examiner la précision de l'intensité et de la position des forces de réaction mesurées à l'aide du montage, et ce particulièrement pour celles générées par les surfaces instrumentées supportant les mains;
3. Modéliser les membres supérieurs, le tronc et la tête afin de mesurer la cinématique tridimensionnelle de ces segments lors des transferts assis en pivot;
4. Créer, adapter et vérifier l'ensemble des programmes informatiques permettant d'estimer les forces et les moments aux articulations des membres supérieurs en utilisant le modèle de la dynamique inverse;
5. Tester l'approche méthodologique auprès d'un sujet ayant une LMÉ;
6. Présenter des résultats préliminaires et confirmer la pertinence de l'approche méthodologique proposée en discutant brièvement ces résultats.

4.1.2. ABSTRACT

This paper describes the technical characteristics of a transfer assessment system, along with details on three-dimensional (3D) upper extremity (U/E) kinematics required to compute U/E joint forces and moments using inverse dynamics during a displacement of the body in a sitting position from an initial surface to a target one (sitting pivot transfer (SPT)). This system includes five instrumented surfaces designed to continuously measure position (center of pressure (COP)), magnitude and direction of the tri-axial force components underneath the feet, hands (leading and trailing) and buttocks (initial and target seats) during SPTs. Linearity, COP position and natural frequency tests were performed to confirm the accuracy of the transfer assessment system outcomes. Preliminary data of one person with spinal cord injury performing SPTs toward a target seat of same height (50 cm) and additional ones toward a raised target seat (60 cm) are also presented. The transfer assessment system was found to be safe, versatile in terms of height- and width-adjustment ranges, portable within a laboratory environment, easy for experienced rehabilitation scientists to use, and allowed for valid quantification of reaction forces during SPTs as confirmed by the overall accuracy test results. Combined with the 3D U/E kinematic and anthropometric parameters, the transfer assessment system outcomes allowed for the quantification of U/E joint forces and moments. Preliminary results highlight the kinematic and kinetic specificities of the leading and trailing shoulders and elbows during SPTs. The impact of modifying target seat heights on the kinematic and kinetic outcomes during SPTs are also explored. The transfer assessment framework proposed is useful for research and offers a wide spectrum of possibilities for acquiring new biomechanical knowledge on SPTs that may strengthen clinical practice guidelines, targeting the preservation of U/E integrity following SCI.

Keywords: kinematics, kinetics, shoulder, spinal cord injury, upper extremity.

4.1.3. Introduction

Severe sensory-motor trunk and lower extremity impairments often limit functional ambulatory capacity among individuals with spinal cord injury (SCI). Despite intensive rehabilitation efforts, many of these individuals become manual wheelchair users to overcome this functional limitation, and rapidly reach an optimal level of social participation. Consequently, their upper extremities (U/Es) become highly challenged during wheelchair propulsion and numerous other basic functional activities, such as overhead reaching, weight-relief lifts and transfer tasks.

Electromyographic evidence suggests that transfers, especially SPTs, may rank among the most demanding functional mobility activities for the U/Es (Finley *et al.*, 2005; Perry *et al.*, 1996). The SPT is a displacement of the body in a sitting position from an initial surface to a target one (Bromley, 1998). When performing SPTs, the leading U/E is usually flexed and abducted to some degree with the hand positioned on or near the target surface, while the trailing U/E is positioned beside the thigh on the initial surface. From this position, individuals with SCI generally lean forward to lift their buttocks off the initial surface and quickly pivot their buttocks toward the target surface using a twisting motion. The transfer is complete once the buttocks land on the target surface next to the leading hand and sitting balance has been secured. Transferring from a wheelchair to a treatment table, a regular bed, a tub/shower bench, a toilet seat, a car seat and vice versa are typical examples of SPTs (Bromley, 1998). Individuals with SCI have been found to perform an average of 14 to 18 of these transfers per day (Finley *et al.*, 2005; Pentland & Twomey, 1994) and frequently encounter height differences between surfaces while doing so (Forslund *et al.*, 2006).

The necessity to support most of the bodyweight with the U/Es during SPTs, added to the elevated number of SPTs performed daily (frequency), may exacerbate the development or perpetuation of secondary U/E musculoskeletal impairments among individuals with SCI. In fact, a high prevalence of shoulder (30-60%), elbow (5-16%) and wrist (40-66%) joint complaints exists and has been frequently linked to performing SPTs among this population (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). These secondary impairments could have deleterious consequences on the ability to perform SPTs (Fougeyrollas *et al.*, 2002). Very few U/E kinematic assessments of SPTs have been published (Allison *et al.*, 1996; Finley *et al.*, 2005; Nawoczinski *et al.*, 2003), and U/E kinetic parameters remain to be rigorously documented among individuals with

SCI performing SPTs since only one exploratory study has documented peak resultant shoulder force and moment to date (Tharakeshwarappa, 2005). The limited body of knowledge on SPTs may explain why the Consortium for Spinal Cord Medicine recently called for additional scientifically-generated knowledge on SPTs to upgrade clinical practice guidelines aimed at preserving U/E function following SCI (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). The lack of readily available U/E force and moment measuring systems to assess SPTs, added to the complexity of 3D U/E modeling, may explain, in part, the paucity of biomechanical research in this research domain.

To gain new biomechanical knowledge on SPTs, a novel transfer assessment system which allowed for simultaneous and continuous recordings of the reaction forces and center of pressure under the trailing and leading hands, buttocks and feet during SPTs was designed and fabricated with commercially available force plate and transducer build-ins. This paper describes the technical characteristics of this instrumented transfer assessment system and the methodological approaches used to quantify U/E kinematic and kinetic parameters during SPTs. Preliminary results of one individual with SCI who performed SPTs are presented and briefly discussed. The clinical relevance of biomechanical analysis of SPT analysis is also highlighted.

4.1.4. Methods

4.1.4.1. Instrumented transfer assessment system

A transfer assessment system, composed of five distinct instrumented surfaces, was developed to quantify the tri-axial components of the reaction force underneath the feet, buttocks (initial and target seats) and hands (leading and trailing) during SPTs (Figure 1A). The initial seat (size: 46.5 cm X 50.8 cm) is built with a unique AMTI (Advanced Mechanical Technology Inc., Newton, Ma) force plate (Model OR6), whereas the target seat (size: 53.5 cm X 50.8 cm) is composed of four force transducers (AMTI Model MC3A) (Desjardins *et al.*, 2004; Roy *et al.*, 2007). Both sitting surfaces are mounted on an aluminium plate and supported by a steel structure. A slide-guide rail system, embedded in each structure, allows for height adjustment (min = 39 cm; max = 77 cm) using manual scissor jack cranks attached underneath the sitting surface and connected to the base of the steel structure. A locking system is integrated into the slide-guide rail system to further

secure and reinforce the selected seat height. Both chairs are bolted to the concrete floor to optimize natural frequency of each instrumented surface and dissipate vibrations. High-density foam (thickness = 1 cm) covers the seating surfaces to preserve skin and soft-tissue integrity. To monitor reaction forces generated under the hands, two additional custom-made width- and height-adjustable hand-specific surfaces (size: 30.5 cm X 30.5 cm), each designed with three force transducers (AMTI Model MC3A) mounted on aluminium plates, were connected laterally underneath the chairs using sliding square shaft steel rods, with additional steel bars projecting to the floor to optimize the overall rigidity of the system. To allow the hand surface to overlap the seat surface to which it was attached (width-adjustment), a cantilever support was used and induced high internal bending stress. To reduce bending stress transmission to the force transducers, spherical slide bearings were used (one for each transducer). This explains why three force transducers were required per instrumented hand surface. These hand surfaces allow for adjustments so that the width of the instrumented seats corresponds to that of the subject's own wheelchair and accommodates various hand placement positions. Neoprene sheets (60 durometer) were fitted, embedded and squeezed strategically into the supporting structure and force transducers/plates before being bolted together to dampen vibration and isolate the transducers from each other. Lastly, two conventional force plates (AMTI Model OR6) (combined size: 92.6 cm X 50.8 cm), embedded into the floor as routinely done for gait assessment, record the ground reaction force transmitted through the feet. This system allows for recording, amplifying and storing of the tri-axial components of the reaction forces at a sampling frequency of 600 Hz throughout the SPT using a custom-made Labview program. The tri-axial components (x , y , and z) of the reaction forces correspond to the antero-posterior (F_x), vertical (F_y) and medio-lateral (F_z) directions, respectively, when expressed in the laboratory reference system (Figure 1B and 1C). All forces recorded during transfers are later filtered with a fourth-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and sampled at 60 Hz to match the kinematic data. A total of 29 reference points are recorded using an Optotrak motion analysis system to locate all instrumented surfaces within the laboratory coordinate frame, and to build a common reference system for all instrumented surfaces. Data from all force transducers specific to an instrumented surface are combined to quantify reaction force in addition to each of the five instrumented surfaces supporting the subject during SPTs.

The accuracy of the reaction forces measured over the five instrumented surfaces was verified. The vertical static properties of these surfaces were established by applying

dead weights up to 726 ± 2 N. Five measurements were obtained during the loading process as well as during the unloading process. This linearity test was performed three times. The quasi-static horizontal properties of the instrumented hand and sitting surfaces were further validated by applying slow varying forces up to 164 N. These quasi-static forces were generated using a small transducer (AMTI MC3A) fixed to a handle (Gaudreault *et al.*, 2006). The position of the applied force vectors was obtained continuously from the 3D coordinates of six LEDs mounted on the transducer (Gaudreault *et al.*, 2006). Measurements were obtained in each of the four horizontal directions (x^+ , x^- , z^+ , z^-) of the local coordinate frame of each surface and were repeated three times in each direction. The exact location of the calculated centers of pressure over each instrumented hand and sitting surface was also verified. A force of 130 N was slowly applied via a rolling steel ball bearing over each surface during three 20-second trials that covered the entire surface (Popovic *et al.*, 2005; Poskriakov, 2006). The trajectories of 13 LEDs fixed on a rigid cylinder (30 cm X 30 cm) supported by the steel ball bearing, were simultaneously recorded using an Optotrak motion analysis system. A rigid-body transformation algorithm was used to compute the location of the center of the rolling ball (± 2 mm) during these tests. The results were compared with those of the center of pressure (COP) calculated by the program using the platform data (Eggert *et al.*, 1997). Lastly, the natural frequency of each instrumented surface was tested by quickly and forcefully hitting each instrumented surface with a rubber impact hammer (transient excitation) and measuring the force output. The frequency of the signal was measured by applying a Fast Fourier Transform to the output data of the force transducers and the decay of the force amplitude was used to estimate the damping factor. In order to obtain accurate measurements, the sampling frequency was set at 600 Hz. Finally, the natural frequency of each force plate was compared to the frequency content measured during each SPT recorded.

4.1.4.2. Subject

A 54-year-old male (weight = 63.8 kg; height = 1.70 m) who sustained a complete sensory-motor SCI (ASIA A) (American Spinal Injury Association, 2003) at the level of T6 more than 31 years ago was recruited to test the transfer assessment system. This subject was a long-term manual wheelchair user, could execute SPTs independently between seats of equal or different heights and performed, on average, over 20 SPTs daily. Subjective assessment and objective clinical examinations confirmed that this subject presented no signs or symptoms of U/E impairments or any other condition that might alter

his ability to transfer. Ethical approval was obtained prior to initiating this testing session. The subject read and signed the informed consent form.

4.1.4.3. *Sitting pivot transfers*

After a familiarization period, the subject performed three SPTs between the initial and target seats set at a height of 50 cm to represent typical transfer situations encountered in daily life. Thereafter, only the height of the target seat was raised to 60 cm (+10 cm) and the subject completed three additional transfers. The subject was instructed to use his usual transfer strategy, especially in terms of movement amplitude and velocity. The starting position was similar for all trials of each task. Since only the target seat height was modified during this preliminary study, the right U/E always played the leading role, whereas the left U/E played the trailing role. Note that it would be possible to assess the leading and trailing roles of each U/E during level and non-level SPTs since both seats are height-adjustable.

4.1.4.4. *Segmental kinematics*

Kinematic parameters during each SPT were recorded at a sampling frequency of 60 Hz using an Optotrak motion analysis system consisting of four synchronized camera units (model 3020; NDI Technology Inc., Waterloo, Ontario, Canada). This system tracks the 3D coordinates of the skin-fixed LEDs used as markers on the subject segments at all times. A model of 12 rigid segments was used and a set of three non-collinear markers was placed on each segment: upper trunk, abdomen, pelvis, scapula, arm, forearm and both sides of the hand (Figure 2). In addition, specific bony landmarks were digitized using a 6-marker probe to further define articular centers and principal axes of segments. Those landmarks were the chin, acromion, glenohumeral joints, medial epicondyles, lateral epicondyles, olecranon processes, ulnar styloid processes, radial styloid processes, anterior superior iliac spines and mid-points over the iliac crests. All marker trajectories were later visually inspected to identify missing marker coordinates and, when possible, their coordinates were interpolated using a linear or cubic spline method. The marker coordinates were finally smoothed with a fourth-order Butterworth zero-lag filter using a cut-off frequency of 6Hz.

To estimate the glenohumeral (G-H) joint rotation center position, the subject performed three right and three left shoulder flexion/extension and abduction/adduction

movement cycles, during a 10-second recording period. The anthropometric G-H joint center was obtained from a spherical least square fitting procedure (Meskers *et al.*, 1998; Stokdijk *et al.*, 2000; Veeger, 2000). Thereafter, the position of the estimated G-H joint center was further validated by pivoting the clavicle/scapula segment around a fixed arm segment (Figure 3). The basic assumption of this procedure is that the concentric sphere formed by each marker placed on the clavicle/scapula segment will form a perfect sphere of unvarying radius when expressed in the local coordinate system of the humerus. To verify this technique the distance between each marker on the clavicle/scapula and the G-H joint center was computed and the difference between the maximum and minimum values was reported as errors. A maximum radius variation of 2 cm is tolerated.

Thereafter, custom-made programs were used to quantify angular displacements and velocities at the trunk, shoulder and elbow joints within an articular coordinate frame (Figure 4) (Cole *et al.*, 1993; Denavit & Hartenberg, 1955; Grood & Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2005). Shoulder flexion-extension kinematic parameters correspond to rotation of the longitudinal axis fixed to the arm segment around the transverse axis passing through the left and right glenohumeral joints at the trunk segment (positive toward the right). Shoulder abduction-adduction kinematic parameters correspond to the complement of the angle formed by the longitudinal axis fixed to the arm segment and the transverse axis of the trunk segment when rotating around an axis defined by the cross product of these previous two axes (Denavit & Hartenberg, 1955). Elbow flexion-extension kinematic parameters correspond to rotation of the longitudinal axis fixed to the forearm segment around the transverse axis passing through the medial and lateral epicondyles of the arm segment (Denavit & Hartenberg, 1955). Joint angular velocities were calculated as the first derivative of the joint angle data with respect to time.

4.1.4.5. Anthropometric parameters

Anthropometric measurements must be obtained to calculate U/E joint forces and moments. The length and circumference of the arm, forearm and hand segments were measured, along with the subject's weight to compute segment inertial parameters (Winter, 1992). The length of the arm, forearm and hand represent the distance measured between the glenohumeral joint and the lateral epicondyle, between the lateral epicondyle radial styloid and the radial styloid and the tip of the third finger, respectively. The circumference of each segment was measured proximally, distally, and at the most prominent region between these previous two landmarks. The mass of the arm, forearm

and hand segments correspond to 2.8, 1.6 and 0.6% of the total body mass, respectively (Winter, 1992). The center of mass of the arm, forearm and hand segments are located at 43.6, 43.0 and 50.6% of the segment length relative to the proximal axis, respectively (Winter, 1992). Moments of inertia were computed from the segment length, diameters and mass for all segment studied.

4.1.4.6. Net joint forces, moments and power

Reaction forces measured underneath each hand, U/E kinematic data and anthropometric data recorded were input into a 3D inverse dynamic algorithm, performed with a custom-made program developed from the Kingait3 software (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada). This allowed for calculation of the net joint forces and moments acting at the shoulder and elbow at all times. To use this approach, the arm, forearm and hand segments were considered as three distinct rigid bodies linked by the shoulder, elbow and wrist joints, respectively. The net antero-posterior (F_x), vertical (F_y) and medio-lateral (F_z) joint forces acting at the shoulder joint were expressed within the arm segment coordinate frame, and those at the elbow joint within that of the forearm. The magnitudes of the resultant joint force vectors were determined by applying appropriate trigonometric formulae using the F_x , F_y , and F_z values ($F_{\text{resultant}}^2 = F_x^2 + F_y^2 + F_z^2$). The net shoulder and elbow moments were expressed around the axes used to report kinematic parameters using a Jacobian matrix (Fujie *et al.*, 1996). This allowed for calculation of flexion-extension moments at the shoulder and elbow joints along with abduction-adduction moments at the shoulder joints. To facilitate moment interpretation, their polarities were adjusted to reflect the net muscular moment acting at the joint with flexion and adduction being positive. The net joint mechanical power is the product of the net joint moment (Nm) and joint angular velocity (r/s). Muscles are deemed to generate energy when the power is positive and absorb it when the power is negative.

4.1.4.7. Data reduction and outcome measures

Each SPT trial was divided into three phases: pre-lift, lift-pivot and post-lift phases (Perry *et al.*, 1996). The vertical reaction force recorded at the initial and target seats allowed for the determination of the start (vertical force = 0 at the start seat; seat-off) and end (vertical force >0 at the target seat; seat-on) of the lift-pivot phase, respectively. This period was further validated by verifying the initial and final vertical displacements of the center of mass of the pelvis. The start of the pre-lift phase (preparation phase) was

determined by the beginning of the acceleration phase of the head-trunk segment which preceded the lift-pivot phase, whereas the end of the post-lift (repositioning phase) phase was confirmed by the end of the deceleration phase of that same segment. All kinematic and kinetic data recorded were time-normalized to 100 data point per phase for a total of 300 data points for each SPT performed. Thereafter, mean patterns were obtained for all kinematic and kinetic variables of interest by averaging the data of the three trials recorded for each task.

4.1.5. Results

4.1.5.1. Accuracy

Overall, errors of less than 2% were calculated when verifying the vertical static and quasi-static horizontal properties of all instrumented hand and sitting surfaces. The errors in determining the center of pressure position on these instrumented surfaces were always under 1 cm. The weakest natural frequency and damping factor were 4 ± 2 Hz and 0.2 respectively and spectral analysis of trials provided 90% of the signal at a frequency lower than 2.6 Hz.

4.1.5.2. Joint angles and angular velocities

Angular displacement and velocity patterns are shown in Figure 5. At the start of the transfers, the leading shoulder is placed into a flexed and abducted position with the leading elbow being almost fully extended, whereas the trailing shoulder is positioned into a slightly abducted position with the elbow flexed. From this initial position, the leading shoulder rapidly moved into extension and abduction and reached its peak extension and abduction velocities just before seat-off. Almost simultaneously, the leading elbow quickly flexed. During the same period, the trailing shoulder maintained a near-neutral flexion/extension angle and a moderate abduction angle, while the trailing elbow progressed into flexion. At seat-off and shortly after, the leading shoulder moved into flexion and adduction, whereas the trailing shoulder progressed into flexion and abduction until the end of the lift phase. During the second half of the lift phase, the leading shoulder flexion angle approached the neutral flexion-extension angle, whereas the trailing shoulder flexion angle progressed to prepare for target seat-on. In conjunction with these

movements, both elbows were extended early during the lift phase whereas only the trailing one continued to extend until the end of the lift phase.

Raising the height of the target seat had an impact on some kinematic parameters. Among the differences, the additional elbow extension angle reached with both U/Es during the lift phase along with an increase in the elbow velocity of the trailing arm shortly after seat-off deserves attention. This increased trailing elbow extension is also accompanied by an increased trailing shoulder flexion during the lift phase. Note that the sharp movement toward the extension angle at the trailing shoulder near seat-on resulted from the fact that the subject slid his trailing hand closer to his body.

4.1.5.3. Net joint forces

Resultant net shoulder and elbow joint force patterns along with those of its tri-axial components are shown in Figure 6. When specially looking at the resultant joint force patterns, the subject appears to shift a considerable amount of weight to his U/Es as his shoulder and elbow joint forces quickly increase around seat-off, with more weight being initially supported by the trailing U/E. The trailing U/E is then progressively unloaded while the resultant force continues to increase at the leading elbow and shoulder when the buttocks move toward the target seat. Yet, the highest peak resultant joint forces were recorded at the trailing shoulder and elbow when transferring to the high seat. When specifically looking at the tri-axial components of the resultant forces, both upper arm segments (shoulder joints) were always exposed to greater posterior shearing forces (F_x) than upward compressive forces (F_y), while forearm segments (elbow joints) were predominantly exposed to compressive forces (F_y) followed by combinations of shearing forces (F_x and F_z) influenced by target seat heights. Overall, the change in the target seat height had a greater impact at the elbows than at the shoulders.

4.1.5.4. Net joint moments

Net shoulder and elbow joint moment patterns are shown in Figure 5. The moment patterns revealed that the subject relied on substantial bilateral shoulder flexor and adductor moments when performing SPTs. An elbow flexion moment was also required at the leading U/E whereas an extension moment was observed at the trailing U/E around seat-off. This last moment switched to a flexor moment after seat-off. Comparable shoulder flexors moments were generated independently of the U/E role or target seat

height, whereas shoulder adductor moments increased with target seat height. The elbow flexor moments also increased when the target seat height was raised.

4.1.5.5. Joint power

Joint power patterns are shown in Figure 5. Distinct phases of energy generation (concentric) and absorption (eccentric) are characterized. Eccentric shoulder extension effort preceded concentric shoulder flexion effort required to initiate seat-off at both shoulders. Concentric shoulder adduction effort was observed at the leading shoulder, whereas eccentric effort occurred at the trailing shoulder. At the leading elbow, an eccentric elbow extension effort came before a concentric elbow flexion effort, which occurred later during the lift phase. An opposite pattern of lesser intensity was observed at the trailing elbow. The negative burst power at the leading shoulder was very high before seat-off and the overall power burst was higher at the leading U/E than the trailing one.

4.1.6. Discussion

The development of an innovative instrumented transfer assessment system was a prerequisite to initiate a research program focusing on sitting pivot transfers among long-term manual wheelchair users. For this reason, this paper describes the technical characteristics of an innovative experimental set-up, referred to as the transfer assessment system. This system includes five instrumented surfaces which allows for the recording of forces and moment components generated underneath the feet, buttocks (initial and target seats) and hands (leading and trailing) and to continuously locate the center of pressure over each instrumented surface during SPT. Details regarding three-dimensional U/E kinematics and anthropometric parameters that needed to be input into an U/E inverse dynamic model, are also presented. Finally, sample data from one subject performing SPTs toward a target seat of two different heights highlight the usefulness of the biomechanical framework proposed.

The development of this transfer assessment system represents a key milestone in the advancement of this research field. In fact, this innovative system was safe, versatile in terms of height- and width-adjustment possibilities, relatively portable within a laboratory environment despite its heavy weight, was fairly easy for experienced rehabilitation

scientists to us, and allowed rigorous quantification of the U/Es kinetic parameters throughout SPTs. This last point is further supported by the fact that all accuracy tests confirmed the validity of the force measurements obtained as well as the locations of U/E center of pressure. One important disadvantage is definitively the elevated costs linked to the development and pilot testing of this system. The purchasing of numerous force plates/transducers accounted for most of the expenses. The development of this prototype also required extensive labor, which further increased its cost, as it resulted from a collaborative effort involving well-trained rehabilitation engineers, scientists, machinists and clinicians. Additional work will be made to reduce the overall weight of the transfer assessment system and further increase its rigidity and natural frequency.

Even though preliminary work had been conducted to assure a consensus on the positions of the various instrumented surfaces within the experimental set-up, the pre-selected positions will most likely not satisfy all potential users. It should be noted that this simulated transfer environment replicates common real-life situations as closely as possible, although it may not allow as many adjustment possibilities as does a natural environment. For example, the angle between the seats may indeed differ from the angle a person may routinely use when transferring in daily life. In addition, a person may have to slightly modify their usual hand placement strategy, although the hand components are height and width adjustable. To this effect, there are plans to add a depth-adjustment component to further increase hand placement opportunities during SPTs. Among other considerations, the stability of the transfer surfaces is generally not as good as the assessment system in daily-life situations and the firmness of the surfaces underneath the hands may be less stable and more destabilizing than that of the transfer assessment system (i.e., a soft mattress). The fact that participants don't have to lift their buttocks over the rear wheel of the wheelchair while transferring may also have an effect. Consequently, the importance of a familiarization period prior to recording SPTs needs to be stressed.

The large amount of load imposed on the U/Es while performing SPTs (intensity), added to the elevated number of transfers performed daily (frequency) confirm the need for detailed biomechanical investigations of this functional task. Somewhat surprisingly, shoulder and elbow mechanical load have never been quantified during SPTs, though this task ranks among the most demanding wheelchair-related activities for the U/Es (Bayley *et al.*, 1987; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005; Van Drongelen *et al.*, 2005a, 2005b). Quantification of the shoulder and elbow mechanical load during SPTs may facilitate the identification of key factors required to independently perform

this task (predictive variables). Moreover, it may improve the understanding of potential risk factors contributing to secondary U/E musculoskeletal impairments and loss of transfer independence. This paper is the first to provide methodological insight into ways of simultaneously quantifying U/E kinematics and kinetics during SPTs among individuals with SCI using a biomechanical approach.

Some of the preliminary results deserve to be discussed as they demonstrate the usefulness of the methodological approach proposed, especially of the instrumented transfer assessment system. With respect to kinematics, the rapid extension angular velocities attained at the leading shoulder, together with the large extension movement and eccentric shoulder flexor moment simultaneously sustained by this joint may expose it to an increased risk of developing secondary impairments. For its part, the combined flexion-abduction movement observed at the trailing shoulder may also trigger the development of an impingement syndrome, especially in the presence of a narrowed humero-acromial space or osteophytes beneath the acromio-clavicular joint (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). The fact that both elbows remain flexed during SPTs also needs to be considered in clinical practice.

As regards the net joint forces, the large vertical stress (F_y), added to the even more elevated and rapidly increased posterior stress (F_x), observed at both shoulders may be detrimental to the shoulder joints. More precisely, the vertical stress may narrow the subacromial space, whereas the horizontal stress may compromise the stability of the shoulder joint (Bayley et al., 1987; Hastings & Goldstein, 2004). The fast-growing elevated vertical force (F_y) found at both elbows represents a possible mechanism that could traumatize elbow joint structures.

For net joint moments, substantial U/E strength, especially of the shoulder flexors (1.46-1.68 N/kg) and adductors (0.41-0.68 N/kg), is required when lifting the buttocks off the initial seat and shifting it onto the target seat (lift phase) during SPTs. The performance of SPTs is definitively more demanding for the U/Es than level-ground manual wheelchair propulsion and weight-relief lifts (Bayley et al., 1987; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005; Van Drongelen et al., 2005a, 2005b). It is possible that the substantial shoulder flexor and adductor moments required during SPTs come near, even exceed, the maximum force-generating capability of these muscle groups, which in itself, could become a limiting factor (Nadeau *et al.*, 1996; Sabick *et al.*, 2004). The amplitude of the elbow extension moment may also challenge the clinical assumption regarding the

crucial contribution of this moment to perform SPTs. This finding corroborates the opinions of electromyographic studies revealing very low tricep activation during this task (Perry et al., 1996). The substantial shoulder flexor moments may simultaneously induce a dynamic interaction extension torque at the elbow (adjacent joint) during transfers as the hand displacement is restricted (closed kinetic chain) (Marciello *et al.*, 1995).

With regard to mechanical power, it was possible to confirm the energy-generating or absorbing role of the different muscle groups investigated during SPTs. Such information is essential especially when considering task-specific U/E muscle strength assessment and training. With close scrutiny, it may also be possible to notice the influence of bi-articular muscles, such as the biceps. At the leading U/E, this muscle generated energy at the shoulder joint, whereas energy was being absorbed at the elbow (adjacent joint) early during the lift phase. This means that the leading biceps possibly contracted in a near isometric fashion at this time.

As considerable effort is put forth to improve laboratory-based assessments of SPTs among long-term manual wheelchair users, the necessity to translate this knowledge into the development of new clinical assessment and treatment protocols or new or improved technical or technological aids will become increasingly imperative. Hopefully rehabilitation professional will be able to rapidly integrate these scientific findings into clinical practice when training individuals with SCI to perform SPTs. The SPT methodological approach proposed in this paper is undeniably a great complement to the manual wheelchair propulsion biomechanical research field. The use of this transfer assessment framework with other populations, such as individuals with stroke or lower-extremity amputation for instance, may also be pertinent in the future since their U/Es also withstand increased demand during transfers.

4.1.7. Conclusion

This paper proposes a novel framework for completing detailed U/E biomechanical assessment during SPTs performed by long-term manual wheelchair users. These assessments are expected to further the current body of knowledge on SPTs, provide a thorough understanding of the principle underlying the most effective and safest transfer techniques and strengthen clinical practice guidelines targeting the preservation of U/E

integrity following SCI. Additional research needs to be conducted with a greater number of subjects before U/E injury mechanisms or limiting factors can be ascertained.

4.1.8. ACKNOWLEDGEMENTS

Special thanks are extended to Dr. Patrick Dehail for his assistance during data collection, to Michel Goyette and Jean-François Pilon for their engineering expertise and to Daniel Marineau and André Dumoulin for their technical assistance. The financial support for this project came from the Quebec Rehabilitation Research Network (www.repar.ca), the Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation, and the Canadian Foundation for Innovation. Dany Gagnon currently holds a fellowship from the Canadian Institute of Health Research and previously held a PhD scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Dr Sylvie Nadeau is a junior II scientist supported by the FRSQ.

FIGURES

- Figure 4.1.1:** Close-up view of the transfer assessment system developed to continuously record reaction forces underneath the feet, buttocks, leading and trailing hands during sitting pivot transfers in the laboratory environment (A) along with an overall frontal (B) and sagittal (C) plane view of the experimental set-up and laboratory coordinate system.
- Figure 4.1.2:** Schematic representation of the location of the skin-fixed infrared light emitting diodes (LEDs) used as markers on the subject's segments. Gray dots represent LEDs that were fixed on the posterior plane of the subject.
- Figure 4.1.3:** Schematic representation of the sphere-fitting procedure to estimate the glenohumeral joint rotation center.
- Figure 4.1.4:** Schematic representation of the joint segment and rotation axes used to calculate kinematic and kinetic parameters at each joint during sitting pivot transfers. Note that the left shoulder abduction displacement, velocity and moment are reported as positive (+), rather than negative (-), to facilitate comparison between shoulders and to report the results in terms of clinically- relevant movement nomenclature.
- Figure 4.1.5:** Summary of the joint forces measured during sitting pivot transfers. Note that left shoulder lateral reaction force is reported as positive (+), rather than negative (-), to facilitate comparison between shoulders and to report the results in terms of clinically-relevant movement nomenclature. The lift phase occurs between initial seat-off and target seat-on. The pre-lift phase occurs before seat-off and the post-lift phase occurs after seat-on. Solid lines correspond to mean values, whereas dotted lines represent \pm SD.
- Figure 4.1.6:** Summary of the kinematic and kinetic outcomes measured during sitting pivot transfers. Note that left shoulder adduction moment is reported as positive (+), rather than negative (-), to facilitate comparison between shoulders and to report results in terms of clinically-relevant movement nomenclature. The lift phase occurs between initial seat-off and target seat-on. The pre-lift phase occurs before seat-off and the post-lift phase occurs after seat-on. Solid lines correspond to mean values, whereas dotted lines represent \pm SD.

FIGURE 4.1.1

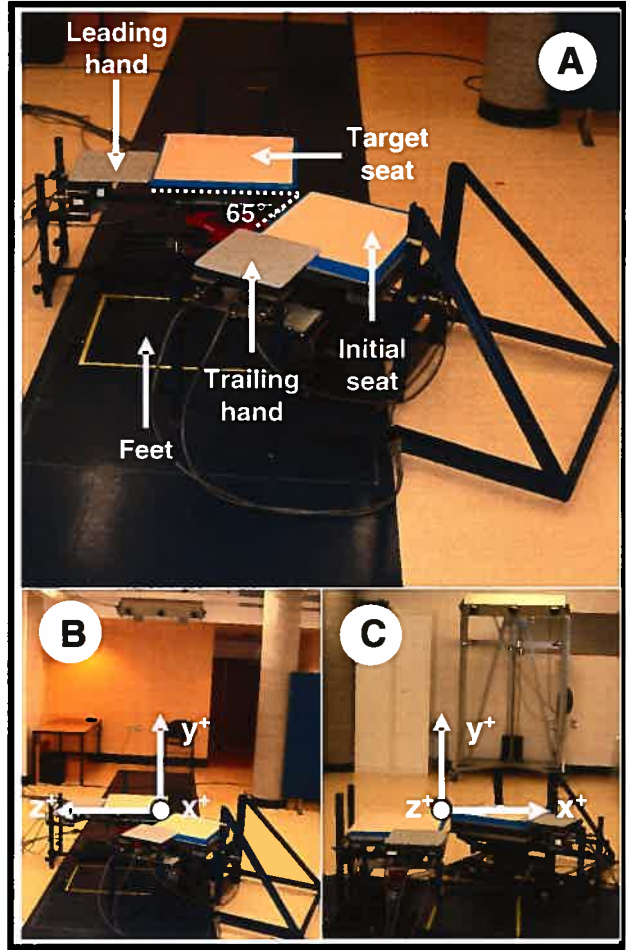


FIGURE 4.1.2

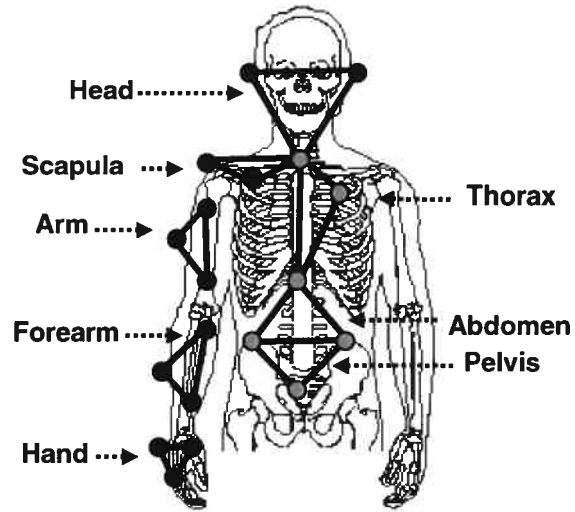


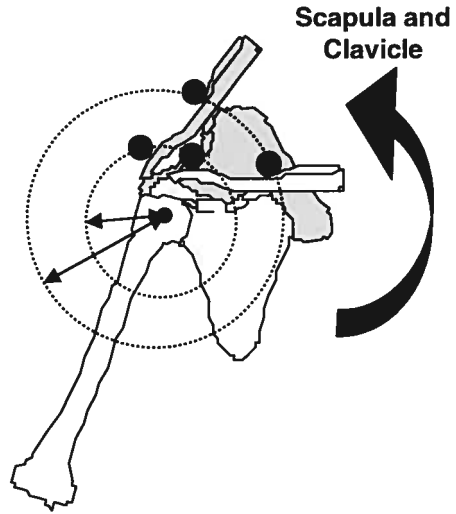
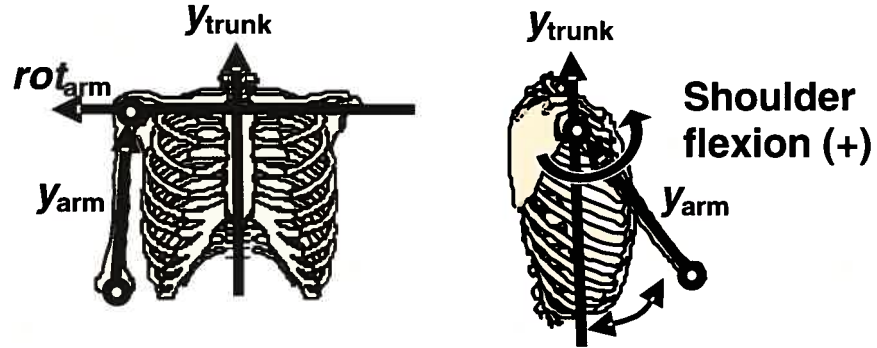
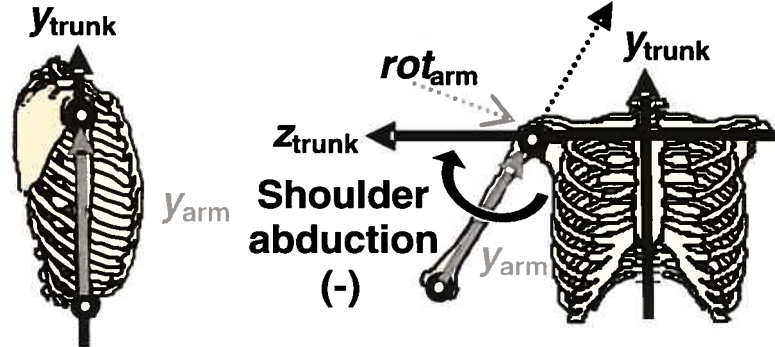
FIGURE 4.1.3

FIGURE 4.1.4

SHOULDER FLEXION-EXTENSION



SHOULDER ABDUCTION-ADDUCTION



ELBOW FLEXION-EXTENSION

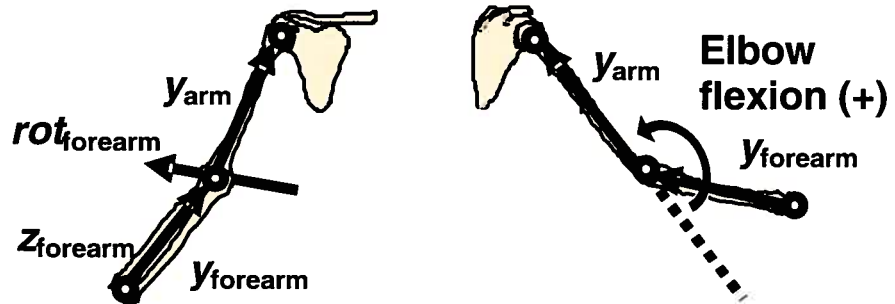


FIGURE 4.1.5

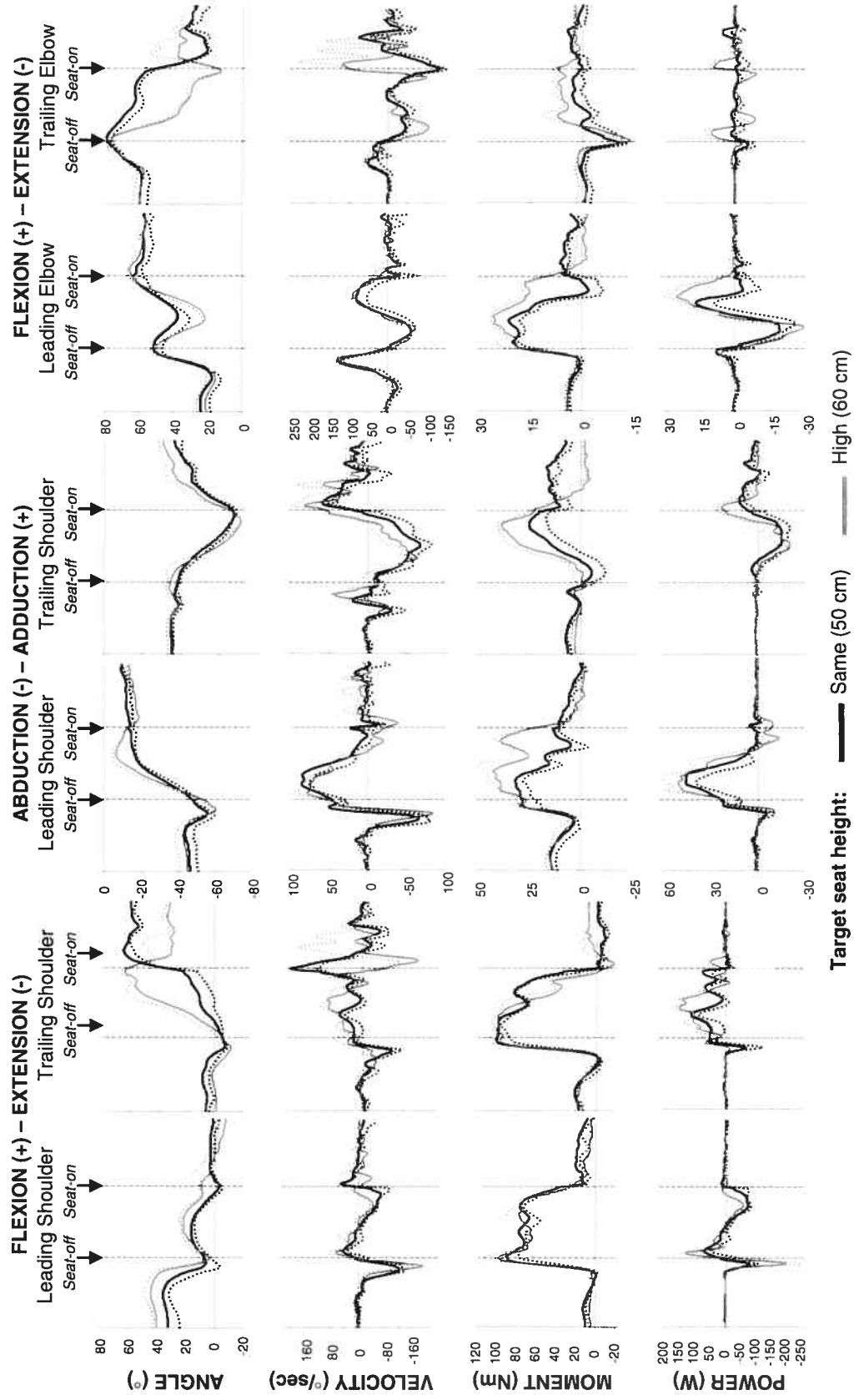
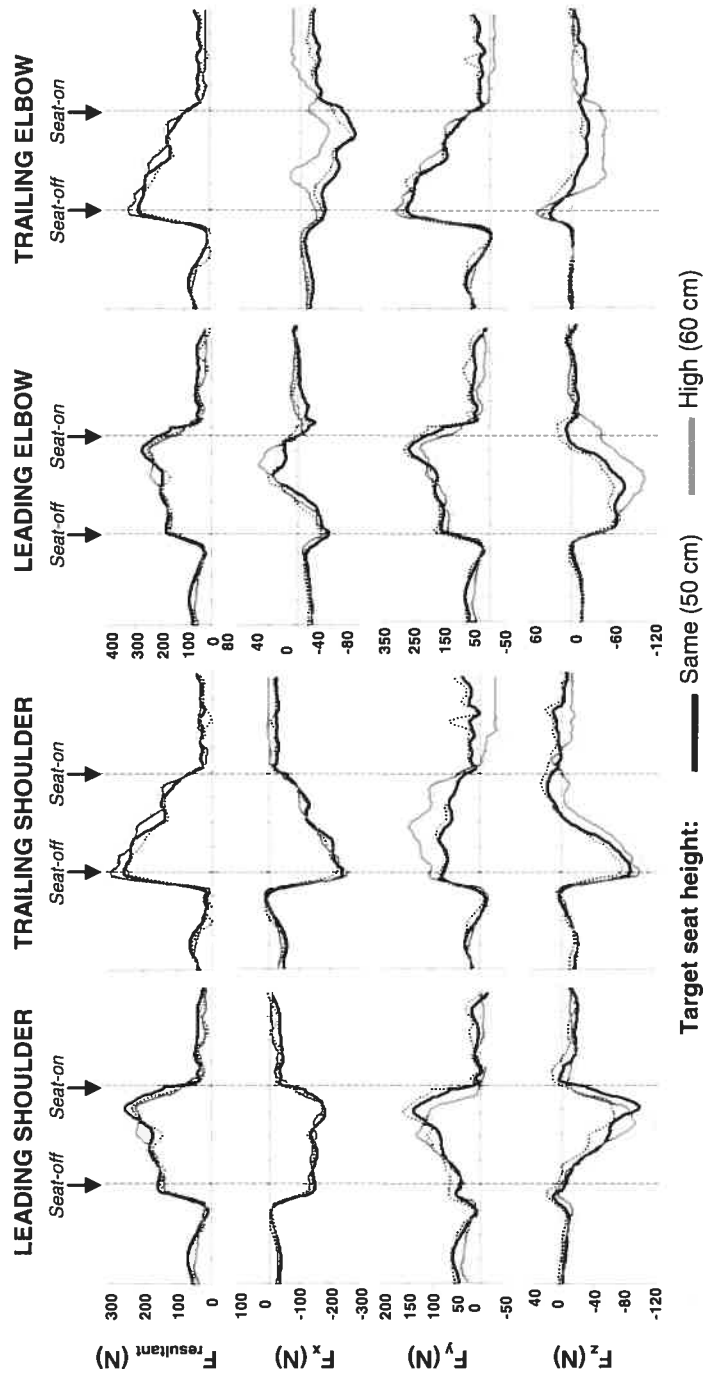


FIGURE 4.1.6



Target seat height: — Same (50 cm) — High (60 cm)

4.1.9. REFERENCES

- Allison, G. T., Singer, K. P., & Marshall, R. N. (1996). Transfer movement strategies of individuals with spinal cord injuries. *Disabil Rehabil*, 18(1), 35-41.
- American Spinal Injury Association. (2003). Reference manual for the international standards for neurological classification of spinal cord injury. Chicago: American Spinal Injury Association.
- Bayley, J. C., Cochran, T. P., & Sledge, C. B. (1987). The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am*, 69(5), 676-678.
- Bromley, I. (1998). *Tetraplegia and paraplegia: A guide for physiotherapists* (Fifth ed.). Edinburgh, UK: Churchill Livingstone.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *J Biomech Eng*, 115(4A), 344-349.
- Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines (Ed.). (2005). *Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals* (First ed.). Washington (DC): Paralyzed Veteran of America.
- Denavit, J., & Hartenberg, R. S. (1955). A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *J App Mech*, 22, 215-221.
- Desjardins, P., Nadeau, S., Gravel, D., & Roy, G. (2004). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when seated, rising from a chair and sitting down. Paper presented at the 13th Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics, Halifax.
- Eggert, D. W., Lorusso, A., & Fisher, R. B. (1997). Estimating 3-d rigid body transformations: A comparison of four major algorithms. *Machine Vision and Applications*, 9, 272-290.
- Finley, M. A., McQuade, K. J., & Rodgers, M. M. (2005). Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 32-40.
- Forslund, E. B., Granstrom, A., Levi, R., Westgren, N., & Hirschfeld, H. (2006). Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: Coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord*.
- Fougeyrollas, P., Noreau, L., & Boschen, K. (2002). The interaction of environment with individual characteristics and social participation: Theoretical perspectives and applications in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 7, 1-16.

- Fujie, H., Livesay, G. A., Fujita, M., & Woo, S. L. (1996). Forces and moments in six-dof at the human knee joint: Mathematical description for control. *J Biomech*, 29(12), 1577-1585.
- Gaudreault, N., Gravel, D., Nadeau, S., Desjardins, P., & Briere, A. (2006). A method to evaluate contractures effects during the gait of children with duchenne dystrophy. *Clin Orthop Relat Res*.
- Good, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2), 136-144.
- Hastings, J., & Goldstein, B. (2004). Paraplegia and the shoulder. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 15(3), vii, 699-718.
- Marciello, M. A., Herbison, G. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. (1995). Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(5), 426-432.
- Meskers, C. G., van der Helm, F. C., Rozendaal, L. A., & Rozing, P. M. (1998). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *J Biomech*, 31(1), 93-96.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1996). A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4(4), 386-394.
- Nawoczenski, D. A., Clobes, S. M., Gore, S. L., Neu, J. L., Olsen, J. E., Borstad, J. D., et al. (2003). Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(9), 1293-1300.
- Pentland, W. E., & Twomey, L. T. (1994). Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part ii. *Paraplegia*, 32(4), 219-224.
- Perry, J., Gronley, J. K., Newsam, C. J., Reyes, M. L., & Mulroy, S. J. (1996). Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(4), 350-355.
- Popovic, M., Goswami, A., & Herr, A. (2005). Ground reference points in legged locomotion: Definitions, biological trajectories and control implications. *International Journal of Robotics Research*, 24(12), 1013-1032.
- Poskriakov, S. (2006). *Humanoid balance control: A comprehensive review*. University of Geneva, Geneva.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Pottie, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.

- Sabick, M. B., Kotajarvi, B. R., & An, K. N. (2004). A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(7), 1151-1159.
- Stokdijk, M., Nagels, J., & Rozing, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *J Biomech*, 33(12), 1629-1636.
- Tharakeswarappa, N. (2005). Biomechanical assessment of independent transfers: Pilot study involving persons with paraplegia. University of Pittsburgh, Pittsburgh, PA.
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., & Veeger, H. E. J. (2005a). Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1434-1440.
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., & Veeger, H. E. J. (2005b). Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1214-1220.
- Veeger, H. E. J. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *J Biomech*, 33, 1171-1175.
- Winter, D. A. (1992). *Biomechanics and motor control of human movements* (2nd edition ed.). Waterloo, Canada: University of Waterloo Press.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--part ii: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5), 981-992.

4.2. Section complémentaire à la méthodologie

Bien que l'article précédent résume l'essentiel de la méthodologie, certains éléments se doivent d'être précisés dans cette section complémentaire. En fait, cette section vise essentiellement à apporter des éclaircissements sur l'avancement des travaux de recherche, sur les participants, critères d'admissibilité et procédure de recrutement, sur l'évaluation clinique, sur les tâches expérimentales, sur l'évaluation dynamométrique isocinétique, sur l'électromyographie et sur les analyses statistiques. Il est à noter que les étapes en lien avec le traitement des données et les mesures de résultats se retrouvent dans le contenu de chaque article et ne sont pas reprises sous cette section.

4.2.1. Démarche expérimentale

Ce projet d'études doctorales visait principalement à développer et valider une approche méthodologique innovatrice permettant de rigoureusement quantifier les exigences biomécaniques reliées à la réalisation de transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ. Même si plusieurs étapes de recherche ont été nécessaires afin de relever ce défi (Figure 4.7), seules celles complétées une fois la fabrication du montage expérimental terminé sont abordées dans cette thèse. Soulignons également que chaque article inclus dans cette thèse est en lien avec une étape distincte.

4.2.2. Participants, critères d'admissibilité et procédure de recrutement

Pour prendre part aux différentes études de ce projet, les individus atteints d'une LMÉ devaient répondre aux critères suivants : 1) être de genre masculin, 2) avoir plus de 18 ans, 3) avoir subi une LMÉ depuis plus d'un an, 4) avoir une masse corporelle n'excédant pas 150 kg, 5) présenter une atteinte motrice complète (ASIA A ou B), 6) transférer de façon autonome entre deux surfaces nivelées, sans assistance humaine ou aide technique, 7) tolérer au moins deux heures d'activité avec périodes de repos. Tous les individus ayant un diagnostic de traumatisme crânio-cérébral concomitant à la LMÉ, souffrant de déficiences neuro-musculo-squelettiques secondaires aux MSs, présentant une atteinte de l'intégrité de la peau et des tissus mous sévère sous les fesses, ou de

toutes autres conditions pouvant interférer avec la performance lors des transferts assis en pivot ont été exclus du projet. Les caractéristiques démographiques et cliniques des participants inclus dans les études intermédiaire et finale sont présentées dans les tableaux 4.2.1 et 4.2.2, respectivement.

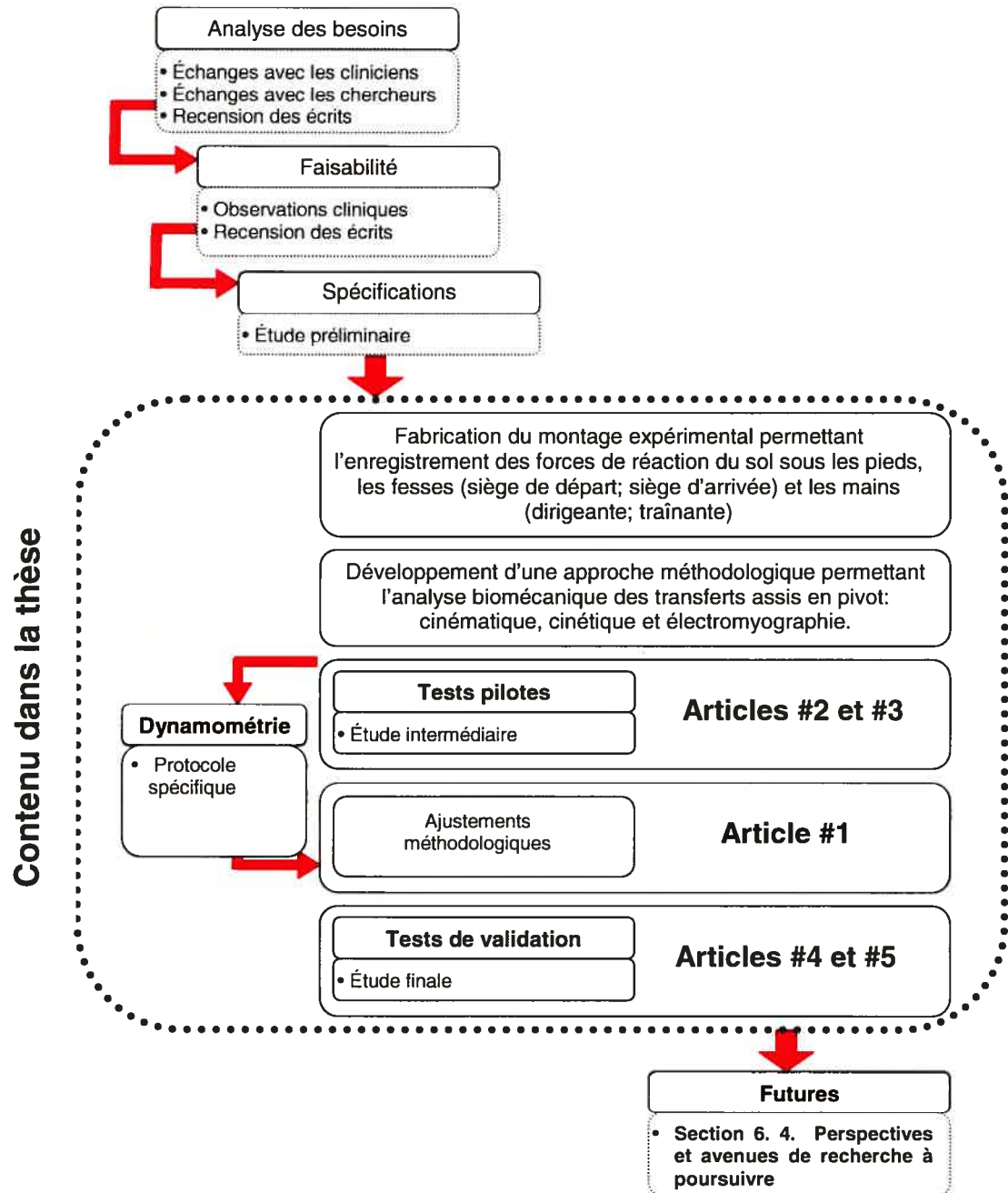


Figure 4.2.1 : Représentation schématisée des principales étapes réalisées à ce jour afin de développer une approche méthodologique permettant l'analyse biomécanique des transferts assis en pivot. Les cinq articles scientifiques présentés dans cette thèse sont situés à l'intérieur de ce processus de développement.

Tableau 4.2.1: Description des participants de l'étude intermédiaire (Tests pilotes)

Participants	s636	s637	s638	s639	s640	s641	s642	s643	s644	s645	s646	s647	MEAN	SD
INFORMATION														
• Âge (années)	53,0	26,9	51,5	26,4	50,6	44,4	28,6	36,4	38,0	43,8	38,7	37,1	39,6	9,3
• Taille (m)	1,68	1,88	1,75	1,78	1,88	1,7	1,78	1,6	1,85	1,7	1,98	1,72	1,78	0,11
• Masse (Kg)	63,8	72,7	76,6	62,6	80,9	76,3	80,8	63,6	112,9	107,2	122,7	69,6	82,5	20,4
• IMC (kg/m ²)	22,6	20,6	25,0	19,8	22,9	26,4	25,5	24,8	33,0	37,1	31,3	23,5	26,0	5,2
• Temps depuis LMÉ (années)	30,6	1,1	2,7	2,5	32,4	13,8	3,1	2,5	4,3	4,0	2,5	5,9	8,8	11,1
FAUTEUIL ROULANT														
• Largeur (cm)	46	41	41	42	39	41	42	42	42	41	56	36	42,4	4,8
• Hauteur (cm)	56	59	51	55	54	52	52	52	56	52	60	53	54,3	2,9
ASIA MOTEUR														
• MSs (/50)	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	-
• MIs (/50)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-
• TOTAL (/100)	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	-
ASIA SENSITIF														
• Toucher (/112)	54	50	68	48	72	44	66	64	56	66	44	53	57,1	9,8
• Piqûre (/112)	56	52	68	48	74	46	72	66	56	70	51	55	59,5	9,9
• TOTAL (/224)	110	102	136	96	144	90	138	130	112	136	95	108	116,4	19,3
ASIA														
• Échelle de sévérité	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
• Niveau de la LMÉ	T6	T3	T10	T5	T11	T4	T10	T9	T7	T10	T5	T6	T3 à T11	
TRANSFERTS ASSIS EN PIVOT														
• Nombre (/jour)	20	16	28	12	10	14	12	20	26	16	4	28	17	8
TÂCHES EXPÉRIMENTALES														
• Réussite (%)	s636	s637	s638	s639	s640	s641	s642	s643	s644	s645	s646	s647	Réussite (%)	
• Transfert-surface nivelée	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	100%	
• Transfert-surface abaissée	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	91,7%	
• Transfert-surface surélevée	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	83,3%	
PARTICIPANTS INCLUS :														
• Article #2	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Participants n=10	
• Article #3	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Participants n=10	

Tableau 4.2.2: Description des participants de l'étude finale (Tests de validation)

Participants	s713	s714	s715	s716	s717	s718	s719	s720	s721	s722	s723	s724	s725	s726	s727	s728	s734	s735	s736	MEAN	SD
INFORMATION																					
• Age (années)	39,0	44,8	30,2	48,2	59,3	56,3	49,3	34,5	54,1	34,3	51,7	33,8	27,5	38,1	31,8	37,5	31,9	48,7	41,6	41,7	9,6
• Taille (m)	1,85	1,73	1,73	1,83	1,78	1,70	1,78	1,72	1,70	1,83	1,88	1,83	1,75	1,73	1,68	1,58	1,83	1,85	1,72	1,76	0,08
• Masse (Kg)	105,2	105,3	84,6	75,2	98,6	100,5	86,1	61,0	63,8	60,5	88,7	80,7	64,4	51,3	75,0	63,3	88,4	104,6	93,6	81,6	17,3
• IMC (kg/m ³)	30,7	35,2	28,3	22,5	31,1	34,8	27,2	20,6	22,1	18,1	25,1	24,1	21,0	17,1	26,6	25,4	26,4	30,6	31,6	26,2	5,3
• Temps depuis LMÉ (années)	5,3	5,0	2,4	2,6	3,0	7,3	4,8	6,8	31,7	5,8	33,5	2,4	3,6	6,9	2,8	3,5	5,8	6,4	3,2	7,5	9,0
FAUTEUIL ROULANT																					
• Largeur (cm)	43	47	40	42	45	43	42	39	38	38	41	45	39	36	41	39	41	42	43	41,3	2,8
• Hauteur (cm)	56	54	53	56	56	50	56	56	56	54	57	50	57	54	52	54	57	58	53	54,7	2,3
ASIA MOTEUR																					
• MSs (/50)	50	50	50	24	50	50	50	50	50	19	50	50	50	50	50	50	21	50	50	45,5	10,8
• MIs (/50)	0	0	0	0	0	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,9	3,9
• TOTAL (/100)	50	50	50	24	50	67	50	50	50	19	50	50	50	50	50	50	21	50	50	46,4	11,8
ASIA SENSITIF																					
• Toucher (/112)	56	72	48	22	76	70	44	54	52	21	72	46	52	46	44	64	23	53	48	50,7	16,3
• Piqûre (/112)	56	72	48	21	79	78	44	56	52	21	72	46	48	46	44	64	23	58	48	51,4	17,4
• TOTAL (/224)	112	144	96	43	155	148	88	110	104	42	144	92	100	92	88	128	46	111	96	102,1	33,6
ASIA																					
• Echelle de sévérité	A	A	A	A	B	C	A	A	B	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A-C	
• Niveau de la LMÉ	T7	T11	T5	C6	T10	T4	T4	T6	T6	C6	T11	T4	T5	T4	T4	T9	C6	T6	T5	C6 à T11	
TRANSFERTS ASSIS EN PIVOT																					
• Nombre (/jour)	22	18	22	8	14	28	24	14	22	15	11	24	16	22	35	7	14	20	20	19	7
TÂCHES EXPÉRIMENTALES																					
Transfert-surface nivelée	s713	s714	s715	s716	s717	s718	s719	s720	s721	s722	s723	s724	s725	s726	s727	s728	s734	s735	s736	Réussite (%)	
• Avec planche de transfert	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	73,7%	
• Sans planche de transfert	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	57,9%	
Transfert-surface surélevée	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	N/E	✓	✓	✓	✓	100%	
Soulèvement des fesses	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	100%	
PARTICIPANTS INCLUS :																					
• Article #1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Participants	n=1
• Article #4	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	19	n=12
• Article #5	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	7	n=13

La première étape du recrutement s'est déroulée avec la collaboration du Services des archives médicales de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM) lors de la préparation de l'étude intermédiaire pour des raisons de confidentialité des données. À partir de critères d'admissibilité précis (genre masculin; âge entre 18 et 65 ans; ouverture du dossier à l'IRM avant 2005; diagnostic de lésion médullaire/paraplégie/tétraplégie), une archiviste médicale a identifié une liste de participants potentiels. Une lettre d'invitation expliquant la nature du projet de recherche, les critères d'inclusions et la compensation prévue, signée par la Coordinatrice de la recherche clinique de l'IRM, a été postée à un sous-groupe de 70 participants potentiels sélectionnés au hasard. Suite à l'envoi de cette lettre de recrutement, quinze individus ont répondu favorablement à l'invitation et ont été évalués dans le cadre de l'étude intermédiaire. Tous les participants ont également accepté de s'inscrire à un registre de participants potentiels à contacter lors d'études ciblant les individus ayant une LMÉ. Lors de l'étude finale, une approche de recrutement similaire a été retenue, bien qu'il ait également été possible de recruter certains participants à partir du registre nouvellement mis sur pieds.

Précisons finalement que le protocole expérimental de ce projet avait préalablement reçu l'assentiment du Comité d'éthique à la recherche du Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation du grand Montréal (CRIR) (re : Annexe 1 : Copie du certificat d'éthique). En conformité avec les règles d'éthiques endossées par le CRIR, un formulaire de consentement devait également être signé par chaque sujet avant de participer à l'étude (re : Annexe II : Formulaire de consentement). Ce formulaire décrit, entre autres, le but de l'étude, son déroulement, de même que toutes les informations nécessaires à un consentement libre et éclairé.

4.2.3. Évaluation clinique

Chaque participant a subi une évaluation clinique, complétée par un physiothérapeute, avant de procéder à l'évaluation des tâches expérimentales en laboratoire. Cette évaluation visait principalement à collecter différentes données démographiques (âge, taille, masse corporelle, etc.) et cliniques (date de la LMÉ, type d'accident, nombre de transferts complétés quotidiennement, etc.), à confirmer l'intégrité des MSs et à caractériser la sévérité des déficiences sensori-motrices associées à la LMÉ. Brièvement, l'intégrité des épaules, coudes et poignets a été vérifiée à partir d'une anamnèse, d'observation et d'examen cliniques (mobilité active, mobilité passive,

mouvements statiques résistés, épreuves spéciales et palpation) (Magee, 2006). Quant à la sévérité des déficiences sensori-motrices associées à la LMÉ, elle a été déterminée à partir de l'échelle développée par l'ASIA (2003), telle que présentée dans la recension des écrits (*c.f.* Section 2.1.2.2).

4.2.4. Tâches expérimentales

Bien que les transferts assis en pivot vers un siège d'arrivée nivelé (hauteur=50cm) et surélevé (hauteur=60cm) soient bien définis dans l'article inclus sous cette section, les Figures 4.2.2 et 4.2.3 permettent une appréciation visuelle de ces deux tâches expérimentales ainsi que de leurs contextes de réalisation. Précisons également qu'une troisième tâche de transfert assis en pivot, effectué vers une surface d'arrivée abaissée (hauteur=40cm), a également été évaluée lors de l'étude intermédiaire (Articles #1 et #2). Ce dernier transfert n'a cependant pas été inclus dans l'étude finale. Il a plutôt été décidé d'inclure une tâche de soulèvement des fesses puisque la manoeuvrabilité du montage expérimental pouvait le permettre, moyennant quelques adaptations. L'ajout de cette tâche visait, entre autres, à élargir l'inventaire de possibilités de ce montage, tout permettant de comparer les exigences entre cette tâche fonctionnelle et les transferts assis en pivot.

Afin d'étudier la tâche de soulèvement des fesses, le montage expérimental utilisé lors de l'évaluation des transferts assis en pivot était modifié, une fois l'évaluation de ces tâches terminée. Dans un premier temps, la surface instrumentée rattachée à la chaise de départ permettant l'enregistrement des forces de réaction sous la main gauche était détachée et rangée à l'écart. La chaise de départ était ensuite déplacée le plus près possible de la chaise d'arrivée et élevée à une hauteur de 60 cm, soit 10 cm plus haut que le siège sur lequel les participants prenaient place. Finalement, une boîte rigide d'une hauteur de 10 cm était juxtaposée à la surface instrumentée afin de niveler la hauteur des mains et permettre l'enregistrement des forces de réaction sous la main droite pendant les transferts (Figure 4.2.4).

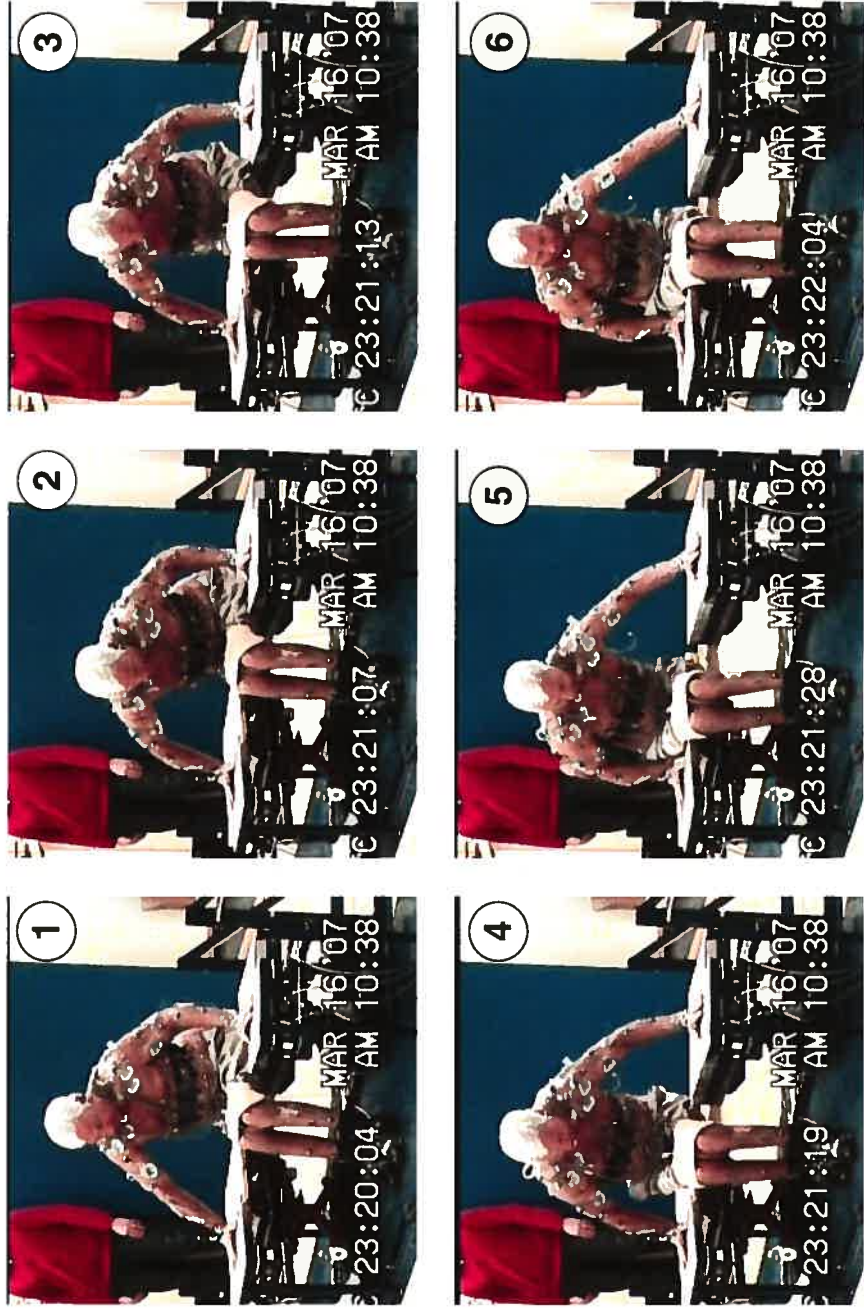


Figure 4.2.2: Transfert assis en pivot vers une surface nivelée (hauteur=50 cm)

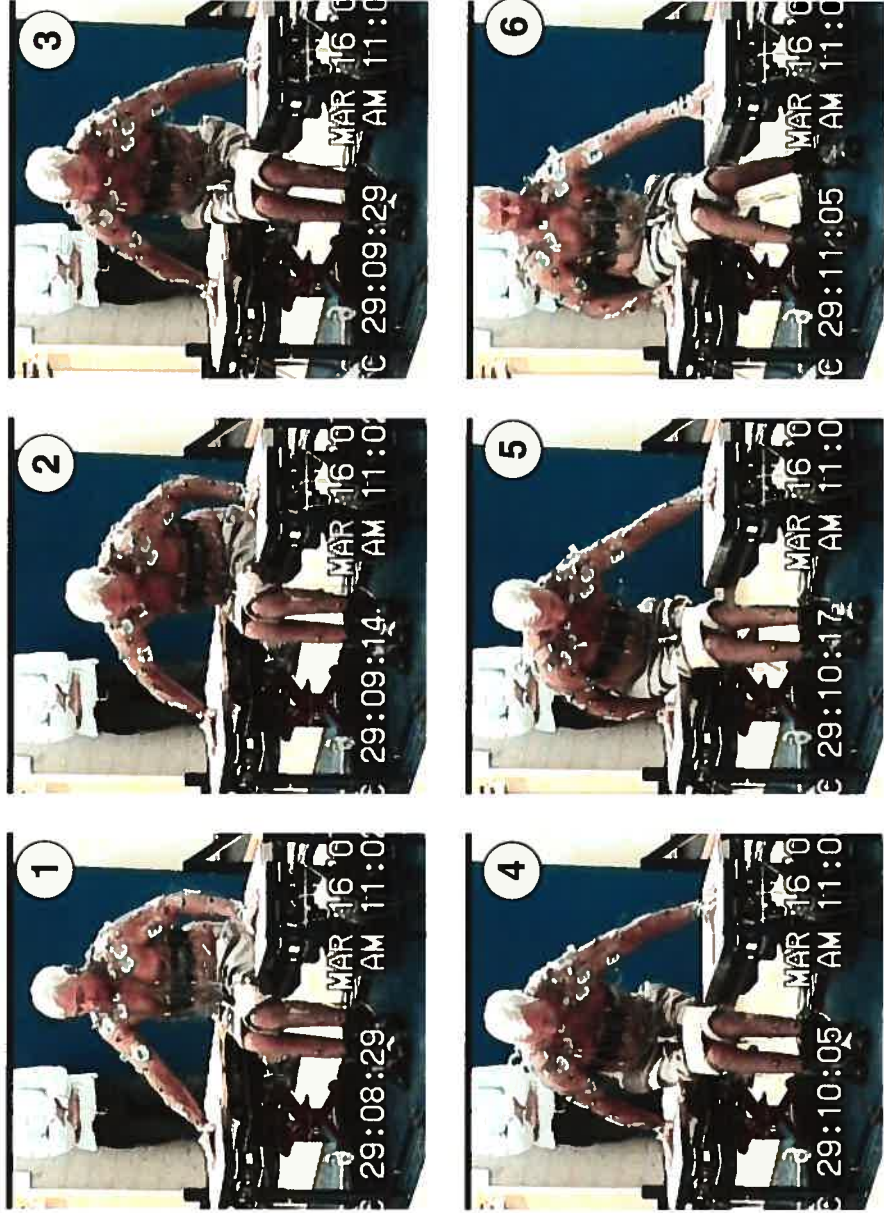


Figure 4.2.3: Transfert assis en pivot vers une surface surélevée (hauteur=60 cm)



Figure 4.2.4: Tâche de soulèvement des fesses en position assis

4.2.5. Électromyographie

L'activité musculaire de la longue portion du biceps, de la longue portion du triceps, du chef antérieur du deltoïde, du chef claviculaire du grand pectoral et du grand dorsal a été enregistrée avec un système de marque NORAXON 900 lors de l'exécution des différentes tâches expérimentales. Pour ce faire, des paires d'électrodes de surface (AMBU® Blue Sensor M) ont été collées sur les ventres des muscles étudiés (distance inter-électrode= 1 cm) après que la peau ait été rasée au besoin et nettoyée avec de l'alcool afin de minimiser l'impédance. Des électrodes de référence ont aussi été placées sur des proéminences osseuses en périphérie de la fourchette sternale. Les signaux étaient d'abord collectés dans les boîtiers d'enregistrement auxquels les câbles des électrodes se rattachaient, convertis du mode analogique au mode numérique, et finalement acheminés par télémetrie à un système de reconditionnement des signaux. Ce système amplifiait les signaux EMG (gain= 2000), puis les filtrait avec un filtre passe-bande (10–500 Hz). Finalement, les signaux EMG étaient échantillonnés à une fréquence de 1200 Hz par un micro-ordinateur à l'aide d'un programme original d'enregistrement des signaux, développé sous Labview, version 5.0.

Le signal EMG de chaque muscle a été visuellement inspecté avant d'initier son traitement à l'aide d'un programme original de traitement des signaux, développé sous Labview, version 6.1. Une fois la ligne de base de l'activité EMG soustraite, un filtre passe-bas (30Hz) de type Butterworth de 4^{ième} ordre sans déphasage a été appliqué afin d'éliminer, entre autres, une possible contamination associée à l'activité cardiaque (Redfern et coll. ; 1993). Par la suite, les signaux EMG étaient traités en considérant l'amplitude RMS (root mean square) calculée sur des fenêtres successives de 250 msec (300 points enregistrés). Finalement, le patron d'activation EMG généré pour chaque muscle était d'abord normalisé en fonction du temps pour les trois phases distinctes des transferts (re : article #1), et ensuite en fonction de l'amplitude moyenne obtenue pendant la phase de lever lors du transfert entre les chaises de même hauteur. Davantage de précisions méthodologiques concernant l'EMG peuvent être retrouvées sous la rubrique «*Methods*» de l'article #3.

4.2.6. Dynamométrie isocinétique

Chaque participant a bénéficié d'une évaluation de la force concentrique de différents groupes musculaires de l'épaule et du coude au MS droit. Cette évaluation a été réalisée à l'aide d'un dynamomètre isocinétique de marque Biodex®. Les participants étaient positionnés sur la chaise du système dynamométrique avec des angles de 90° et de 110° de flexion des genoux et des hanches, respectivement, puisque le dossier de la chaise a été incliné de 20° vers l'arrière. Afin d'assurer la production d'efforts maximaux et d'éviter d'éventuelles compensations, les participants étaient fermement stabilisés par des sangles au niveau du tronc, du bassin et des membres inférieurs. Les participants pouvaient également se stabiliser davantage en s'agrippant à une poignée fixée au côté gauche de la chaise pendant les essais. Les évaluations ont été réalisées en mode passif afin d'évaluer la force concentrique isocinétique de chaque groupe musculaire sur la totalité de l'amplitude articulaire sélectionnée. Ce mode d'évaluation a été préféré au mode isocinétique habituellement utilisé qui ne permet pas à tous les participants, notamment les plus faibles, de compléter le mouvement actif sur la totalité de la plage articulaire prédéterminée. Par ailleurs, afin d'obtenir une force maximale concentrique dès le début du mouvement, une période de pré-chargement d'une seconde était systématiquement exigée afin de mettre en tension l'ensemble des structures musculo-tendineuses, particulièrement les composantes élastiques séries, avant le début du déplacement du dynamomètre (mouvement évalué).

Pour les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction de l'épaule, l'axe de rotation du dynamomètre a été aligné avec celui de l'épaule. Le coude était positionné en légère flexion (35°) alors que l'avant-bras et le poignet étaient maintenus en position neutre. Les moments de flexion de l'épaule ont été mesurés à partir de -35° d'extension jusqu'à 70° de flexion, et vice versa pour les moments d'extension de l'épaule. Les moments d'abduction de l'épaule ont été mesurés entre 15° et 70° d'abduction, et vice versa pour les moments d'adduction. Pour les mouvements de flexion et d'extension du coude, l'axe de rotation du dynamomètre a été aligné avec celui du coude. Pour ces mouvements, l'épaule a été placée en légère flexion (45°) et abduction (45°) alors que l'avant-bras et le poignet étaient maintenus en position neutre. Les moments de flexion du coude ont été mesurés de 5° à 90° de flexion du coude, et vice versa pour les moments d'extension.

Tous les mouvements ont été évalués à trois vitesses angulaires distinctes, soit à 30°/s, à 60°/s et à 120°/s. Le choix des amplitudes et des vitesses des mouvements a été dicté par les résultats de l'analyse cinématique des transferts assis en pivot (Article #1). La pertinence des mouvements a quant à elle été validée à partir de l'activité EMG (Article #2). Pour tous les mouvements, deux essais étaient complétés après une période d'échauffement. Un troisième essai était enregistré lorsqu'il y avait un écart supérieur à 10% entre les deux valeurs maximales initialement mesurées. Une période de repos de 30 secondes était respectée entre les deux essais d'un même mouvement alors que deux minutes de repos étaient octroyées entre deux mouvements différents. Au cours de chaque essai, les sujets étaient verbalement encouragés. Afin de permettre une correction de l'effet de la gravité (moment produit par la masse du segment évalué et de l'appareillage), deux essais en mode passif exécutés à une vitesse de 30°/s étaient enregistrés pour chaque mouvement évalué. Il est à noter que l'enregistrement et la visualisation en temps réel des moments générés, des angles articulaires et des vitesses angulaires étaient facilités par un programme original d'enregistrement des signaux, développé Labview, version 5.0.

Les courbes de moment de chaque essai ont été visuellement inspectées avant d'initier leur analyse à l'aide d'un programme original de traitement des signaux, développé sous Labview, version 6.1. Celui-ci permet d'obtenir une valeur de moment de force maximale pour chaque degré de la plage articulaire sélectionnée, ce qui permet la création d'une courbe moments-angles maximale. Après soustraction ou addition des moments enregistrés en mode passif selon le mouvement considéré, les courbes de moments en fonction de la position angulaire ont été reconstruites afin de servir aux analyses ultérieures. Davantage de précisions méthodologiques concernant la dynamométrie peuvent être retrouvées sous la rubrique «*Methods*» de l'article complémentaire #6 présenté en annexe.

4.2.7. Analyses statistiques

Par souci de concision, les diverses analyses statistiques quantitatives retenues lors des travaux de recherche en lien avec cette thèse ne seront pas redéfinies sous cette section. Les détails de la démarche statistique complétée afin de répondre aux hypothèses spécifiques de chaque article sont plutôt présentés dans chacun des articles scientifiques inclus dans cette thèse, sous la rubrique «*Methods*».

CHAPITRE 5 : Résultats

Les principaux résultats en lien avec cette thèse sont présentés sous forme d'articles scientifiques soumis, ou acceptés avec révisions, à des revues spécialisées, avec comité de lecture, dans le domaine de la réadaptation, de la biomécanique, des lésions médullaires ou encore d'une combinaison de ces derniers. Cette structure de présentation de thèse a été favorisée afin d'optimiser la diffusion des derniers obtenus. À cet effet, les principaux résultats de cette thèse sont rendus disponibles dans les articles scientifiques suivant :

1. ***Trunk and Upper Extremity Kinematics During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury.*** Cet article a été accepté pour publication dans la revue *Clinical Biomechanics*. Les auteurs sont Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng, Denis Gravel.
2. ***Electromyographic Patterns of Upper Extremity Muscles During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury.*** Cet article a été accepté pour publication dans la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Les auteurs sont Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng, Denis Gravel.
3. ***Quantification of Reaction Forces During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury.*** Cet article a été accepté pour publication dans la revue *Journal of Rehabilitation Medicine*. Les auteurs sont Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Patrick Dehail, Denis Gravel.
4. ***Comparison of Peak Shoulder and Elbow Mechanical Loads During Weight-Relief Lifts and Sitting Pivot Transfers Among Individuals With Spinal Cord Injury.*** Cet article a été accepté avec révisions mineure pour publication dans la revue *Journal of Rehabilitation and Development*. Les auteurs sont Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Patrick Dehail.

Il est à noter que tous ces articles scientifiques ont été rédigés dans le cadre de mon programme de formation doctorale. De plus, la qualité des revues scientifiques auxquelles les articles scientifiques ont été soumis mérite également d'être reconnue. La contribution de chaque auteur est résumée dans un encadré sur la première page de chaque article.

5.1. Article #2 : Trunk and Upper Extremity Kinematics During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury*

Dany Gagnon, PhD candidate, PT^{a,b,*}, Sylvie Nadeau, PhD, PT^{a,b}, Luc Noreau, PhD^{c-d}, Janice J. Eng, PhD, PT^{e,f,g}, Denis Gravel, PhD, PT^{a,b}

^a Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Institut de réadaptation de Montréal, Montreal, Canada,

^b École de réadaptation, Université de Montréal, Montreal, Canada,

^c Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale de Québec, Quebec City, Canada

^d Département de réadaptation, Université Laval, Quebec City, Canada

^e Rehabilitation Research Laboratory, GF Strong Rehabilitation Hospital, Vancouver, Canada,

^f School of Rehabilitation Sciences, University of British Columbia, Vancouver, Canada,

^g International Collaboration on Repair Discoveries, Vancouver, Canada,

* Accepté pour publication dans la revue *Clinical Biomechanics*.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif, essentiel et majoritaire au développement du protocole expérimental, à l'élaboration de la méthodologie, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données cliniques et cinématiques présentées, de même qu'à la rédaction du présent manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, Dr Luc Noreau et Dr Denis Gravel ont contribué au développement du protocole expérimental et à l'élaboration de la méthodologie spécifique à cette partie de la programmation de recherche, ont encadré et supervisé l'ensemble des étapes subséquentes du processus en plus de réviser et commenter ce manuscrit. Dre Janice Eng a agi principalement à titre de consultante et a également révisé et commenté ce manuscrit.

5.1.1. Avant-propos

L'autonomie lors des transferts est un indicateur important de la capacité fonctionnelle et de la pleine réalisation des habitudes de vie chez les individus atteints d'une LMÉ. Pour cette raison, l'atteinte d'un niveau optimal d'indépendance lors des transferts assis en pivot constitue habituellement une étape fondamentale du processus de réadaptation chez ces individus. Malheureusement, les physiothérapeutes et ergothérapeutes disposent de peu d'information probante sur les stratégies de mouvements associées à la réalisation des transferts assis en pivot chez cette clientèle. C'est possiblement ce qui explique, en partie, que le processus d'apprentissage de ces derniers ait peu évolué au cours des dernières années, et qu'il repose toujours principalement sur une approche intuitive où le processus «essais et erreurs» occupe une place de premier choix.

Il est aussi étonnant de constater qu'aucune étude cinématique n'ait encore tenté de quantifier les stratégies de mouvements (amplitudes articulaires et vitesses angulaires) avec précision aux épaules, coudes et poignets ainsi qu'au tronc lors de la réalisation de transferts assis en pivot. L'objectif général de cette partie de la thèse (c.f. Chapitre 3) vise donc à combler cette lacune et à accroître les connaissances cinématiques en lien avec la réalisation du transfert assis en pivot.

Afin de globalement répondre à cet objectif, quelques sous-objectifs ont orienté cette partie de la thèse :

1. Caractériser les stratégies de mouvements (amplitudes articulaires et vitesses angulaires) aux épaules, coudes et poignets des MSs dirigeant et traînant ainsi qu'au tronc à l'aide d'une analyse cinématique tridimensionnelle lors de la réalisation de transferts assis en pivot d'un siège de départ (hauteur=50 cm) à un siège d'arrivée de différentes hauteurs (bas=40 cm; nivelé=50 cm; haut=60 cm) par rapport à celui de départ;
2. Comparer les paramètres cinématiques rapportés entre les membres supérieurs «traînant» et «dirigeant» ;
3. Étudier l'effet de la hauteur du siège d'arrivée (bas = 40 cm ; nivelé = 50 cm ; haut = 60 cm) sur les paramètres cinématiques rapportés ;
4. Reconnaître certains paramètres cinématiques pouvant augmenter le risque de développer des déficiences secondaires aux membres supérieurs ;

5. Proposer des paramètres cinématiques (amplitudes articulaires et vitesses angulaires) utiles à l'élaboration d'un protocole dynamométrique d'évaluation, et possiblement d'entraînement, de la force musculaire des MSs en lien avec les aptitudes requises pour la réalisation des transferts assis en pivot.

5.1.2. ABSTRACT

Background: Although reaching an optimal level of independence during sitting pivot transfer is crucial for individuals with spinal cord injury, little is known regarding the kinematic requirements of this functional task.

Methods: Ten males with spinal cord injury performed independent sitting pivot transfers between an initial seat and a target one placed at same (50cm), lower (40cm), and higher heights (60cm) than the initial one, using their usual movement strategies. Three-dimensional trunk, shoulder, elbow and wrist kinematics were collected bilaterally during sitting pivot transfers. Each sitting pivot transfer was divided into three phases for analysis: pre-lift, lift-pivot and post-lift. Temporal parameters were also documented.

Findings: Peak shoulder extension displacement and velocities were always higher at the leading shoulder compared to the trailing one ($P<0.004$), and almost coincided with peak trunk velocities early during the lift phase. With increasing target seat height, shoulder flexion ($P<0.011$) and elbow extension ($P<0.013$) displacements and velocities of the trailing U/E augmented and reached higher values at this upper extremity compared to the leading upper extremity, with one exception at the shoulder. Elbows generally remained flexed (min=28.4-55.8°) during the lift phase of all transfers whereas extreme wrist extension positions (max=83.9-87.9°) were documented across all transfers. Total durations of transfers (2.6-2.8 s) and lift-pivot phases (1.0-1.3 s) were not affected by target seat heights.

Interpretation: Sitting pivot transfers are characterized by substantial angular displacements and velocities at the trunk and upper extremities. Some kinematic parameters documented during sitting pivot transfers may increase the risk of developing secondary musculoskeletal impairments in this population.

Key words: Movement; Rehabilitation; Spinal Cord Injury; Transfers; Upper Extremity.

5.1.3. INTRODUCTION

Reaching an optimal level of independence during transfer activities figures among the key objectives of individuals with spinal cord injury (SCI) undergoing intensive rehabilitation (Bromley, 1998). Among all transfer activities, sitting pivot transfer is reported to be the one most commonly used by individuals with SCI (Bromley, 1998). On average, they perform 14 to 18 sitting pivot transfers daily (Finley *et al.*, 2005; Pentland & Twomey, 1994b) and frequently encounter height differences between seating surfaces when doing so (Forslund *et al.*, 2006). Transferring from a wheelchair to a treatment table, bed, tub/shower bench, toilet seat, car seat and vice versa represent typical sitting pivot transfers realized by individuals with SCI (Bromley, 1998). Physical and occupational therapists frequently focus on developing the ability to perform sitting pivot transfers with minimal or no human or physical assistance, especially during the initial rehabilitation period (Bromley, 1998).

When initiating sitting pivot transfers, individuals with SCI generally move as close as possible to the target surface and position themselves sideways to it. They move their buttocks forward on the initial surface, place their feet on the floor and put their hands on stable surfaces in preparation for the sitting pivot transfer. The hand positioned near the target surface is described as the leading one (leading upper extremity (U/E)) whereas the hand closer to the initial surface is referred to as the trailing one (trailing U/E). From this initial position, they generally move their head and trunk forward while simultaneously pushing with their upper extremities (U/Es), to move from one surface (initial seat) to the adjacent one (target seat) (Bromley, 1998). As a result, most of their weight is shifted to their hands while their buttocks are raised to clear the initial seat (seat-off) and move towards the target one. Upon landing on this seat (seat-on), the load supported by the U/Es rapidly diminishes as most of the body weight is shifted to the buttocks (Forslund *et al.*, 2006; Gagnon *et al.*, 2007; Perry *et al.*, 1996). The phase during which the buttocks are not supporting any weight (lift phase) is the most demanding one for both U/Es (Gagnon *et al.*, 2003; Gagnon *et al.*, 2005; Gagnon *et al.*, 2007; Perry *et al.*, 1996)). At this time, both U/Es need to simultaneously support most of the body weight, contribute to head, trunk and lower extremity (L/E) displacements and assure dynamic postural stability. The combination of all these roles may explain why shoulder pain has frequently been linked to transfer activities (Dalyan *et al.*, 1999; Gironde *et al.*, 2004; McCasland *et al.*, 2006; Pentland & Twomey, 1994a; Subbarao *et al.*, 1995).

Very few studies have assessed the kinematics of transfer activities in individuals with SCI (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Allison *et al* (G.T. Allison, 1997) were the first to investigate movement patterns during a lateral long-sitting transfer performed on a mat platform in individuals with SCI. Gagnon *et al* (Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005) quantified movement patterns during posterior long-sitting transfers to surfaces of even and elevated (10cm) heights. More recently, Forslund *et al* (Forslund et al., 2006) studied head, trunk and shoulder movements, especially in terms of linear displacements, during sitting pivot transfers performed by individuals with SCI. Other studies have also focused on scapular kinematics during sitting pivot transfers in healthy individuals (Nawoczinski *et al.*, 2003) and long-term manual wheelchair users (Finley et al., 2005). Although these results have provided valuable information on segment displacements during sitting pivot transfers, additional studies are needed to further document the kinematic requirements of the trunk and U/Es.

To our knowledge, there are no studies reporting detailed kinematics of the trunk and U/Es, or the effects of modifying target surface heights on these parameters, during sitting pivot transfers performed by individuals with SCI. Therefore, the main objective was to characterize movement patterns at the trunk and U/Es during sitting pivot transfers to three different target seat heights in individuals with SCI. This data will be used as a reference to build a dynamometric testing protocol for quantifying maximal strength capabilities in conditions approaching those encountered during transfers. A secondary objective was to compare angular displacements and velocities measured at the trunk and leading and trailing U/Es during the lift phase across the three target seat heights. The hypothesis was that significant differences exist between leading and trailing U/E kinematics and that varying the heights of the target seat leads to significant kinematic changes at the trunk and U/Es.

5.1.4. METHODS

5.1.4.1. Participants

Ten males (age=41.0 years (9.3); height= 1.74 m (0.08); body mass=79.4 kg (17.6)) with complete sensory-motor thoracic SCI (T4 to T11; ASIA A (American Spinal Injury Association, 2003)) following a traumatic injury participated in this study (Table 1). All participants were at least two years post-SCI, long-term manual wheelchair users, able to

independently execute sitting pivot transfers between seats of similar height (no physical or technical assistance required) and routinely using this type of transfer in daily life (number of transfers per day=19 (7)). Subjective assessment and objective clinical examinations (passive and active movements, resisted static movements, clinical diagnostic tests and palpation), as proposed by Magee (Magee, 2006), confirmed that none of the participants presented signs and symptoms of musculoskeletal impairments affecting the trunk or U/E joints or of any other condition that might alter their ability to transfer. The study was conducted at the Pathokinesiology Laboratory of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR), located at the Montreal Rehabilitation Institute. Ethical approval was obtained from the CRIR Research Ethics Board. Participants reviewed and signed an informed consent form before entering the study.

5.1.4..2. Sitting pivot transfer tasks

Participants had to transfer from one custom-made instrumented width- and height-adjustable chair to another one placed at a 90° angle, in a sitting position with their feet in a position of preference (Figure 1). Both seats, padded with high-density foam (thickness: 1 cm), were initially set at a height of 50 cm for all participants (task 1). This pre-selected height closely replicates the height (mean (SD)) of participants' wheelchair seats and cushions (53.0 cm (1.7)). The target seat was subsequently lowered to a height of 40 cm (task 2), and finally raised to 60 cm (task 3). These last two conditions were selected to mimic, for example, the height of a regular toilet seat (task 2) and that of a bed or car seat (task 3). Since only the height of the target seat was modified, the dominant (right) U/E always acted as the leading one whereas the non-dominant (left) U/E acted as the trailing one for all transfers. After a familiarization period, three transfer trials per experimental task were recorded for each participant. Prior to initiating the transfers, participants were instructed to place their feet and hands in their position of preference. Although the starting position was not standardized among participants, initial hand, feet and buttock positions were kept constant across trials of a given task executed for each participant. Participants were also encouraged to use their ordinary transfer strategies while transferring, especially in term of movement amplitude and velocity.

5.1.4..3. Kinematic assessment

The kinematic parameters of transfer tasks were recorded at a sampling frequency of 60 Hz using five synchronized Optotrak motion analysis camera units (Figure 1). The

three-dimensional (3D) coordinates of 40 skin-fixed markers (infrared light emitting diodes (LEDs)) were recorded to model nine rigid segments (head, trunk, pelvis, arm, forearm and hand segments on each side), with at least three non-collinear markers placed over each segment. In addition, 22 specific bony landmarks were digitized to further define joint centers and principal axes of segments. Prior to completion of the transfer tasks, three right and left shoulder flexion/extension and abduction/adduction movement cycles were recorded respectively during a 10-second period to estimate the location of the glenohumeral joint center with respect to the scapula, using a quadratic sphere fitting procedure (Stokdijk *et al.*, 2000; H. E. J. Veeger, 2000). Before computation of the kinematic variables, marker trajectories were visually inspected to identify missing marker coordinates and when possible, interpolate their coordinates using a linear or cubic spline method. Marker coordinates were then smoothed using a 4th order Butterworth zero-lag filter with a cut-off frequency of 6 Hz.

Custom-made programs were then used to quantify angular displacements and velocities at the trunk, shoulder, elbow and wrist joints (Figure 2) (Cole *et al.*, 1993; Grood & Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2005). Shoulder flexion–extension kinematic parameters corresponded to rotation of the longitudinal axis fixed to the arm segment about the transverse axis of the trunk segment; those for shoulder abduction-adduction corresponded to the complement of the angle formed by the transverse axis fixed to the arm segment and that of the trunk segment. Elbow flexion-extension kinematic parameters corresponded to rotation of the longitudinal axis fixed to the forearm segment about the transverse axis of the arm segment. Alternative methods were used to report trunk and wrist kinematic parameters. To quantify forward-backward inclination of the trunk segment, the angles measured between the longitudinal axis fixed to the trunk segment and the gravitational direction line (y axis) of the laboratory coordinate system around an axis perpendicular to the plane formed by these two vectors (cross-product) was used. Similarly, the angle measured between the longitudinal axes of the hand and forearm segments respectively within the plane defined by these two vectors was used to measure the wrist joint kinematics. Joint angular velocities were calculated as the first derivative of the joint angle data with respect to time. Shoulder (internal/external) and elbow (pronation/supination) rotation displacements and velocities were not reported as their motion was difficult to capture accurately. Relatively large bony rotation movements may have occurred around the y axis of the arm or forearm segment without causing equivalent displacements of their corresponding technical markers (LEDs) and anatomical landmarks at the arm and forearm segments (Taylor *et al.*, 2005). Finally, wrist angular velocities

were not reported; an alternative approach was used to document them, since they are highly altered by proximal joint velocities (shoulder and elbow) during closed kinetic chain activities.

5.1.4.4. Data reduction

Each sitting pivot transfer was divided into three phases: pre-lift, lift-pivot and post-lift (Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005; Perry et al., 1996). Recording of the vertical forces by force transducers mounted under the seats of the two instrumented height-adjustable chairs allowed determination of the start (seat-off; vertical force =0 at the initial seat) and end (seat-on: vertical force >0 at the target seat) of the lift-pivot phase of the transfer using event markers. Their positions were validated by verifying the initial and final vertical displacements of the center of mass of the pelvis. The start of the pre-lift phase was determined by the beginning of the acceleration phase of the head and trunk segments which preceded the lift-pivot phase; the end of the post-lift phase was confirmed by the end of the deceleration phase of these two segments. Angular displacement and velocity data were time-normalized to 100 data points per phase for a total of 300 data points for the complete transfer task. The mean curves for each participant were obtained by averaging three trials of a given transfer task. Group mean curves were then calculated by averaging all individual means for a given transfer task. Angular displacement and velocity profiles were documented at the trunk, shoulder, elbow and wrist joints across all phases of the transfer and all transfers performed (Figures 3 and 4). However, specific angular displacement and velocity values (minimum, maximum, excursion) were only reported for the lift-phase of the transfer (Table 2). In fact, the majority of the largest and fastest movements documented in this study were observed during the lift-pivot phase of the transfers; this appears to correspond with previously reported elevated muscular and mechanical demands during this phase (Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005; Gagnon et al., 2007; Newsam *et al.*, 2003; Perry et al., 1996).

5.1.4.5. Statistical analysis

Descriptive statistics (mean (SD)) were calculated for the subject characteristics, duration of the transfer phases, angular displacements (minimum, maximum and excursion values) and velocities (maximum values). One-way repeated measures analyses of variance (ANOVA) were used to determine the effects of target seat heights on the temporal parameters of the transfers (durations of lift-phase only and of entire

transfer) as well as the trunk displacements and velocities. For all other parameters investigated, two-way repeated measures ANOVA [2 U/E roles (leading vs. trailing) X 3 target seat heights (same= 50 cm vs. high = 60 cm vs. low = 40 cm)] were applied to determine their effects on the kinematic outcomes. Main effects were analyzed to determine the influence of U/E roles or target seat heights in the absence of interaction. Whenever an interaction effect (U/E roles X target seat heights) was depicted, a one-way repeated measures ANOVA model was applied for each U/E to assess the effect of target seat heights, whereas differences between U/E roles were assessed with a paired t-test for each seat height. Whenever an ANOVA revealed significant differences ($P < .05$), pairwise post-hoc comparisons were performed to locate differences, using an appropriate Bonferroni correction. All statistical analyses were performed using SPSS® for Windows (version 11.5).

5.1.5. RESULTS

5.1.5.1. Temporal parameters

On average, the total duration of the transfers was 2.8 s (SD 0.5), 2.6 s (SD 0.4) and 2.7 s (0.6) when transferring to the low, same and high target seats respectively. The corresponding values for the duration of the lift-pivot phase only were 1.2 s (0.3), 1.0 s (0.3) and 1.3 s (SD 0.3). No statistical differences were found across the three transfers for total duration or for lift-pivot phase duration.

5.1.5.2. Overview of the transfer kinematics

Mean angular displacement and velocity patterns of the three sitting pivot transfer tasks are shown in Figure 3 and Figure 4 respectively. At the start of the transfers, a flexed and abducted shoulder, a slightly flexed elbow and an extended wrist was observed at the leading U/E whereas a near-neutral shoulder position, a flexed elbow and an extended wrist characterized the trailing U/E. The trunk was also held in a flexed position at this time. From this initial position, trunk flexion reached its peak velocity around seat-off and triggered shoulder extension, elbow flexion and wrist extension at the leading U/E. While the shoulder maintained a near-neutral position, the elbow progressed into flexion and the wrist attained extreme extension position at the trailing U/E. Once the lift phase started (seat-off), trunk flexion continued as the velocity progressively decreased, whereas the

trailing shoulder was moved into flexion and abduction. In the leading U/E during this period, the shoulder was adducted while being kept in a near neutral flexion-extension position. After reaching elevated elbow flexion values early during the lift phase, the leading elbow continued to progress into flexion, whereas the trailing one changed direction and moved into extension towards the end of the lift phase. Note that substantial bilateral wrist extensions were present throughout the transfers. At the end of the transfer tasks (post-lift phase), the trunk returned almost to its initial position and was primarily facilitated by shoulder flexion and elbow extension of the trailing U/E.

5.1.5.3 Kinematics of the pivot-lift phase

Minimum, maximum and excursion values of angular displacements and velocities obtained during the lift-phase of the transfer are reported in Table 2. For trunk flexion-extension movements, the only significant difference between the three tasks was a higher trunk extension velocity when transferring to the low target seat in comparison to the high one ($P=0.017$).

For the shoulder flexion and extension movements, a key difference was that the leading U/Es moved further into extension (minimum) than the trailing one ($P<0.004$). Moreover, transfer to the high target seat required additional extension at the leading shoulder compared with transferring to the low target seat ($P=0.05$). Less shoulder flexion and excursion was required for transfer to the same level than for the other transfers ($P<0.035$) for the leading U/E. Maximum shoulder flexion ($P<0.005$) and excursion ($P<0.011$) of the trailing U/E amplified as target seat height increased. As regards peak flexion velocities, flexion velocity of the leading shoulder increased as target seat height was raised ($P<0.001$). However, flexion velocity was more elevated at the trailing shoulder than at the leading one during transfers to target seats of lower ($P=0.005$) or the same ($P=0.001$) heights. Peak extension velocities were always higher at the leading shoulder compared to those at the trailing one ($P<0.004$) and remained unaffected by target seat heights.

For shoulder abduction movements, the leading U/E consistently demonstrated greater minimum ($P=0.046$) and excursion ($P=0.046$) values than the trailing U/E across all target seat heights. Peak shoulder abduction velocity ($P<0.0001$) was higher at the trailing shoulder compared to the leading one and vice-versa for peak shoulder adduction velocity ($P=0<0.0001$).

For the elbow movements, additional extension was required at the leading elbow when transferring to the low or high target seat compared to one of similar height ($P < 0.032$); this affected the movement excursion, which was found to be more pronounced during these transfers ($P < 0.005$). At the trailing U/E, elbow extension progressed as target seat height was raised ($P < 0.013$). Peak elbow extension angular velocity increased as target seat height was raised ($P < 0.0001$), and was always higher at the trailing U/E compared to the leading one ($P < 0.0001$). In contrast, peak elbow flexion velocity values were consistently more elevated at the leading U/E compared to the trailing U/E ($P = 0.014$), regardless of target seat heights.

For wrist movements, the only difference found was at the leading one, where less extension was observed during transfer to the high target seat ($P < 0.009$) compared to the others. This may explain the largest excursion documented at this wrist during this transfer ($P < 0.0001$).

5.1.6. DISCUSSION

This study reports the trunk and upper-extremity angular displacements and velocities observed when individuals with SCI perform independent sitting pivot transfers using a self-selected technique. In general, this study confirmed sophisticated 3D movements and interactions between all segments investigated and subtle adaptations across target seat heights investigated. Of clinical relevance, the kinematic parameters observed, especially at shoulder and wrist joints, may be linked to the development and perpetuation of secondary musculoskeletal impairments.

5.1.6.1. Opposite leading and trailing U/E movements

Movements in opposite directions were observed during sitting pivot transfers, especially between the leading and trailing shoulders in the sagittal and frontal planes. In the sagittal plane, the leading shoulder was found to rapidly extend around seat-off and remained aligned with the trunk thereafter during the lift phase, whereas the trailing shoulder progressed into flexion during this period. In the frontal plane, the leading shoulder was progressively adducted whereas the trailing one was abducted during the same period. Moreover, the angular velocities suggest that the leading U/E initiates the pull around the start of the lift phase (moderate shoulder adduction velocities) whereas the

trailing one pushes to reach maximal speed (slow to moderate shoulder abduction) around the middle of the lift phase, across all target seat heights. As regards the opposite elbow movements observed between the leading (flexion burst) and trailing ones (extension burst) towards the end of the lift phase, they further support the pulling role of the leading U/E (high elbow flexion velocities) and the pushing role of the trailing U/E (high elbow extension velocity). Such asymmetric movements certainly differ from the symmetric ones frequently reported during manual wheelchair propulsion and weight-lift maneuvers in individuals with SCI. In addition, they highlight the joint kinematic challenges facing SCI patients in terms of motor control when they attempt to simultaneously coordinate multi-joint movements while preserving dynamic balance during sitting pivot transfers, especially around the start of the lift-pivot phase.

5.1.6.2. Effects of target seat height modifications

Surprisingly, the angular displacement and velocity patterns were generally comparable across the three different transfer tasks at the leading and trailing U/Es, although a few differences were revealed, especially in terms of magnitude. Participants may have found the most intuitively natural (internal model) movement sequence for successfully transferring, and probably have the ability to modulate the timing and magnitude of its components in order to adjust for specific target seat height. Accordingly, the shoulder of the leading U/E reaches its peak extension angular displacement and velocity values when transferring to the high target seat whereas peak flexion angular displacement and velocity were found at the trailing U/E at the same time. At the trailing elbow, additional elbow extension and a tendency for larger joint excursion were observed as the height of the target seat was raised. Along with these changes, peak elbow extension velocity showed a similar pattern of progression, reaching its maximal value during transfer to the high seat. Similarly, the leading U/E attained its most elevated elbow extension velocity during transfer to the high seat. These fastest elbow extension velocities documented during transfer to the high seat, and the relatively small elbow excursions ($<30^\circ$), deserve attention. Since the shoulder and elbow joints were affected by target seat height modifications, it is possible that these joints assume key roles in the inter-segmental dynamics of both U/Es during sitting pivot transfers.

5.1.6.3. Trunk flexion facilitates lift-off

Trunk flexion initiated around seat-off probably helps to generate a flexion momentum early during sitting pivot transfers. The intensity and timing of this momentum, due in part to the inertia effect of the prominent mass of trunk and head segments (axial skeleton) and their angular velocities, may facilitate seat-off when feet are firmly positioned on the floor and knees do not exceed 90° of flexion (Bromley, 1998). Surprisingly, similar trunk flexion angular displacements and velocities were found across all transfers studied, although additional and faster trunk flexion values were anticipated as target seat height was raised, to optimize momentum. The contribution of this axial skeleton compensatory strategy may saturate at its optimal level (ceiling values), irrespective of the complexity of the transfer task. This ceiling effect may reflect the maximum capability of impaired active and passive trunk extensors to counteract this flexion momentum during transfers. In other words, increasing trunk flexion angular displacement and velocity above the values measured may have compromised dynamic stability and increased the risk of falling when participants were performing the transfers. Note that these initial rapid trunk flexion movements may trigger a sequence of movements (interaction torques) at the U/Es. The shoulder extension, elbow flexion and wrist extension sequence observed at the leading U/E, for example, may have been facilitated by this trunk flexion since the transfers studied involved U/E closed kinetic chain efforts.

5.1.6.4. Risk exposure at the shoulders

Although isolated angular displacements measured at the shoulders during transfers were within normal physiological ranges of motion (ROMs), additional elements need to be considered when assessing the risk of developing secondary musculoskeletal impairments at the shoulder. Among these elements, high angular velocities, normally accompanied by elevated angular accelerations, deserve particular attention. The very fast angular velocities attained during leading shoulder extension, together with the large extension movement simultaneously sustained by this joint, may jeopardize leading shoulder joint integrity. In addition, combined movements observed at the trailing shoulder need to be considered. Although the flexion and abduction ROMs are within physiological limits at this shoulder, the flexion-abduction movement combinations may be linked to the development of an impingement syndrome, particularly in the presence of narrowed humero-acromial space or osteophytes beneath the acromio-clavicular joint (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Added to this movement

combination, the large vertical forces previously documented at the trailing U/E during the transfers may exacerbate development of secondary musculoskeletal impairments, especially when the shoulder is exposed to repetitive use (elevated number of transfers) (Bayley *et al.*, 1987; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). It is noteworthy that comparable values to those in this study have been found for isolated peak angular displacement values at the shoulder joint during manual wheelchair propulsion. Mean minimum, maximum and excursion values of 55.5° (extension), 19.6° (flexion), 75° were found in the sagittal plane during wheelchair propulsion, whereas 24.3° (adduction), 50.1° (abduction), 25.8° were reported in the frontal planes respectively (Boninger *et al.*, 1998; Davis *et al.*, 1998; Koontz *et al.*, 2002; Newsam *et al.*, 1999; Rao *et al.*, 1996).

5.1.6.5. Full elbow extension not essential

The results of this study reinforce the belief that full elbow extension ROM is not essential for individuals with SCI to successfully perform sitting pivot transfer (Gagnon *et al.*, 2003; Gagnon *et al.*, 2005). Complete elbow extension was never attained at either U/E or across transfer conditions during the lift phase of all transfers. Consequently, substantial net extension elbow moments certainly need to be generated to counteract the elbows' tendency to collapse, especially during the lift pivot phase of the transfers. It may be that these net extension elbow moments are facilitated, especially by the contribution of the adjacent shoulder flexion moments, since the U/Es are solicited in closed kinetic chains during transfers (Gefen *et al.*, 1997; Marciello *et al.*, 1995; Zerby *et al.*, 1994). Moreover, kinematic analyses of weight-relief maneuvers (depression-raise transfers) (L. Harvey & Crosbie, 2001; L. A. Harvey & Crosbie, 1999, 2000) and manual wheelchair propulsion (Finley *et al.*, 2004; Newsam *et al.*, 1999) in individuals with SCI have led to comparable findings as regards full elbow extension requirements.

5.1.6.6. Extreme wrist extension

Maximum wrist extension values exceeding active physiological extension ROM were found at the leading and trailing U/Es, regardless of target seat height. These results corroborate previous findings reporting excessive wrist extension when individuals with SCI perform transfers (Yarnall *et al.*, 2005). Such extreme wrist ROM may certainly increase the risk of developing or perpetuating secondary wrist musculoskeletal impairments such as carpal tunnel syndrome among individuals with SCI. Furthermore, the

fact that the fingers of both hands were also extended (hands flat strategy) during transfers may have exposed the anterior structures surrounding the wrists to additional tensile stress while the posterior ones may have undergone severe compression. The effects of alternative hand placement strategies during transfers, such as fistled hands with wrists in neutral position, and their side-effects on the elbow and shoulder joints, certainly need to be studied in the future. Note that wrist extension is definitely more pronounced during transfers than during propulsion of a manual wheelchair, when mean peak wrist extensions of 34-39° have been reported (Boninger *et al.*, 1997; Finley *et al.*, 2004; H. E. Veeger *et al.*, 1998).

5.1.6.7. Limitations of the study

Although the sitting pivot transfers were performed in a simulated laboratory environment designed to replicate real life situations as closely as possible, it was impossible to modify the pre-determined position of the two chairs, given the complexity of the experimental set-up. This set-up only allowed a 90° angle between the two chairs, which may differ from the one preferred by participants when performing sitting pivot transfers in daily life. In addition, the limited number of participants needs to be considered, although the sample was similar in size to those described in a number of other biomechanical research studies focusing on transfer activities among individuals with SCI (G. T. Allison *et al.*, 1996; Forslund *et al.*, 2006; Gagnon *et al.*, 2003; Gagnon *et al.*, 2005; Perry *et al.*, 1996; Yarnall *et al.*, 2005). The current sample size did not allow the researchers to verify the influence of the level of SCI lesion on movement strategies during sitting pivot transfers. Although previous kinematic studies focusing on wheelchair propulsion (Newsam *et al.*, 1999) and posterior transfer (Gagnon *et al.*, 2003) did not reveal significant differences between individuals with high or low level paraplegia, kinematic differences may be anticipated during sitting pivot transfers, especially given the key role played by the trunk around seat-off, as discussed above. While the trunk and U/E kinematic findings of this study are already of considerable clinical and research interest, in the future, combining these results with kinetic data, for example, would provide further insight into sitting pivot transfer in this population.

5.1.7. CONCLUSION

This comprehensive biomechanical study is the first to report quantitative trunk and U/E kinematic patterns observed in individuals with SCI completing independent sitting pivot transfers using a self-selected technique. Although similar angular displacement- and velocity-time patterns were found across the three different transfer tasks, there were differences in the magnitude of the angular displacement and velocity values (minimum, maximum, and excursion) between the leading and trailing U/Es or across target seat heights. The results of this study contribute to the development of the evidence-based data required for a better understanding of sitting pivot transfers. Moreover, these results will provide key kinematic parameters (range of motion and angular velocity) for developing a task-oriented dynamometric strength testing and evaluation protocol for this population. Future cross-sectional and longitudinal biomechanical studies are definitely warranted, to enhance our understanding of transfer techniques and their evolution over time in individuals with SCI.

5.1.8. ACKNOWLEDGMENT

The authors gratefully acknowledge the contribution of France Piotte (PT) and her assistance during data acquisition and statistical analysis. Special thanks are also extended to Pierre Desjardins (Eng.), Michel Goyette (Eng.), Daniel Marineau and André Dumoulin for their engineering and technical support. This study was funded by grants from the Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation, the Quebec Rehabilitation Research Network (www.repar.ca) and the Canadian Foundation for Innovation. Dany Gagnon is the recipient of a PhD Scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Sylvie Nadeau is a Junior 2 Research Scholar funded by FRSQ. Janice. J. Eng holds a Michael Smith Senior Scholar and CIHR New Investigator Award.

Table 5.1.1: Demographic and clinical characteristics of participants

Subject	Age (year)	Stature (m)	Mass (Kg)	Body Mass Index (Kg/m ²)	Level of lesion	Impairment scale	ASIA Motor (/100)	ASIA Sensory (/224)	Time since injury (year)	Number of sitting pivot transfers (/day)
1	44.4	1.70	76.3	26.4	T4	A	50	90	13.8	14
2	26.4	1.78	62.6	19.8	T5	A	50	96	2.5	12
3	37.1	1.72	69.6	23.5	T6	A	50	108	5.9	28
4	53.0	1.68	63.8	22.6	T6	A	50	110	30.6	20
5	38.0	1.85	112.9	33.0	T7	A	50	112	4.3	26
6	36.4	1.60	63.6	24.8	T9	A	50	130	2.5	20
7	51.5	1.75	76.6	25.0	T10	A	50	136	2.7	28
8	28.6	1.78	80.8	25.5	T10	A	50	138	3.1	12
9	43.8	1.70	107.2	37.1	T10	A	50	136	4.0	16
10	50.6	1.88	80.9	22.9	T11	A	50	144	32.4	10
MEAN	41.0	1.74	79.4	26.1			50	120	10.2	18.6
SD	9.3	0.08	17.6	5.2			-	19.1	11.7	6.9

Table 5.1. 2: Mean (SD) angular displacement (minimum, maximum, excursion) and velocity values (maximum) measured at the trunk, shoulder, elbow and wrist joints during the sitting pivot transfers to a target seat placed at various heights. These values may differ from those in Figures 3 and 4 since they were extracted before the averaging process used to generate the patterns.

Joints	Leading U/E			Trailing U/E		
	Low (40 cm)	Same (50 cm)	High (60 cm)	Low (40 cm)	Same (50 cm)	High (60 cm)
Trunk*						
(Flexion +; extension -)						
Angular displacement (°)						
Maximum	68.4(10.3)	68.4(10.0)	71.2(9.8)			
Minimum	47.1(7.0)	50.2(7.0)	46.9(9.2)			
Excursion	21.2(5.3)	18.2(7.3)	24.3(8.9)			
Angular velocity (°/sec)						
Maximum	56.1(25.8)	49.9(17.6)	56.7(18.0)			
Minimum	-86.6(27.7)	-67.4(16.3)	-57.3(20.6)			
Shoulder						
(Flexion +; extension -)						
Angular displacement (°)						
Maximum	30.3(17.7)	6.4(9.8)	27.3(20.5)	21.8(9.8)	36.4(6.2)	47.0(7.7)
Minimum	-12.3(7.5)	-16.5(9.1)	-26.5(16.9)	1.0(8.2)	1.0(6.5)	0.2(6.6)
Excursion	42.6(18.0)	22.8(7.1)	53.9(29.7)	20.8(7.7)	35.4(6.6)	46.8(7.4)
Angular velocity (°/sec)						
Maximum	34.3(36.7)	58.3(42.3)	99.3(39.8)	81.5(60.2)	94.8(33.9)	78.5(17.5)
Minimum	-161.5(75.9)	-128.1(91.5)	-225.1(71.9)	-21.3(15.5)	-10.8(14.9)	-16.6(26.6)
(adduction +; abduction -)						
Angular displacement (°)						
Maximum	-11.9(7.6)	-13.5(7.6)	-13.4(6.8)	-15.6(5.2)	-18.1(4.7)	-14.8(4.8)
Minimum	-55.7(8.2)	-56.3(12.7)	-62.6(14.4)	-49.3(8.3)	-49.8(9.3)	-49.5(9.0)
Excursion	44.0(7.0)	42.9(9.1)	49.3(12.7)	33.6(6.3)	31.7(8.7)	34.7(9.6)
Angular velocity (°/sec)						
Maximum	88.6(32.0)	99.4(35.9)	110.6(27.2)	13.4(8.3)	7.2(6.4)	21.1(10.5)
Minimum	-23.2(25.6)	1.2(10.7)	-19.4(22.9)	-70.5(22.9)	-64.0(20.7)	-67.0(12.8)
Elbow						
(Flexion +; extension -)						
Angular displacement (°)						
Maximum	68.3(9.9)	66.7(10.5)	67.0(9.2)	73.9(13.8)	65.4(13.6)	58.3(18.3)
Minimum	38.5(12.8)	48.7(11.8)	38.8(10.3)	55.8(13.7)	42.0(9.2)	28.4(11.5)
Excursion	29.8(13.2)	18.0(9.4)	28.2(9.6)	18.0(9.4)	23.4(9.1)	29.8(10.4)
Angular velocity (°/sec)						
Maximum	73.6(22.4)	62.8(27.9)	86.3(35.0)	46.1(35.7)	44.3(33.3)	55.9(29.5)
Minimum	-31.7(13.5)	-36.1(15.9)	-70.1(30.5)	-58.0(26.9)	-80.8(31.1)	-92.0(29.2)
Wrist						
(Flexion +; extension -)						
Angular displacement (°)						
Maximum	-62.2(9.6)	-66.5(6.8)	-52.7(11.5)	-54.0(15.7)	-60.6(12.1)	-60.2(12.7)
Minimum	-86.8(7.8)	-84.7(8.4)	-83.9(9.0)	-84.6(10.4)	-85.0(8.4)	-87.9(9.7)
Excursion	24.6(7.9)	18.2(4.4)	31.2(9.8)	30.6(10.9)	24.3(8.1)	27.7(5.5)

* Trunk angular displacement values are listed in the leading U/E section for convenience only

FIGURE LEGENDS

Figure 5.1.1 : Schematic representation of laboratory set-up and of pre-lift (A), lift (B), and post-lift (C) phases of sitting pivot transfers.

Figure 5.1.2 : Sagittal and frontal views of proximal and distal segment axes used to calculate kinematic parameters at each joint during sitting pivot transfers. Note that left shoulder abduction displacements and velocity are reported as positive (+) in this study, in order to report results in terms of clinically relevant movement nomenclature at both shoulders.

Figure 5.1.3 : Time-normalized group mean angular displacement patterns of trunk and upper extremities for individuals with SCI during sitting pivot transfers to a target seat set at three different heights: low, same, high. Start and end of pre-lift, lift and post-lift phases are indicated with vertical dashed lines. Mean angular displacements are not necessarily the same as those in Table 2 for the lift-pivot phase, due to the time-normalization and averaging processes.

Figure 5.1.4 : Time-normalized group mean angular velocity profiles of trunk and upper extremities for individuals with SCI during sitting pivot transfers to a target seat set at three different heights: low, same, high. Start and end of pre-lift, lift and post-lift phases are indicated with vertical dashed lines. Mean angular velocities are not necessarily the same as those in Table 2 for the lift-pivot phase, due to the time-normalization and averaging processes.

FIGURE 5.1.1

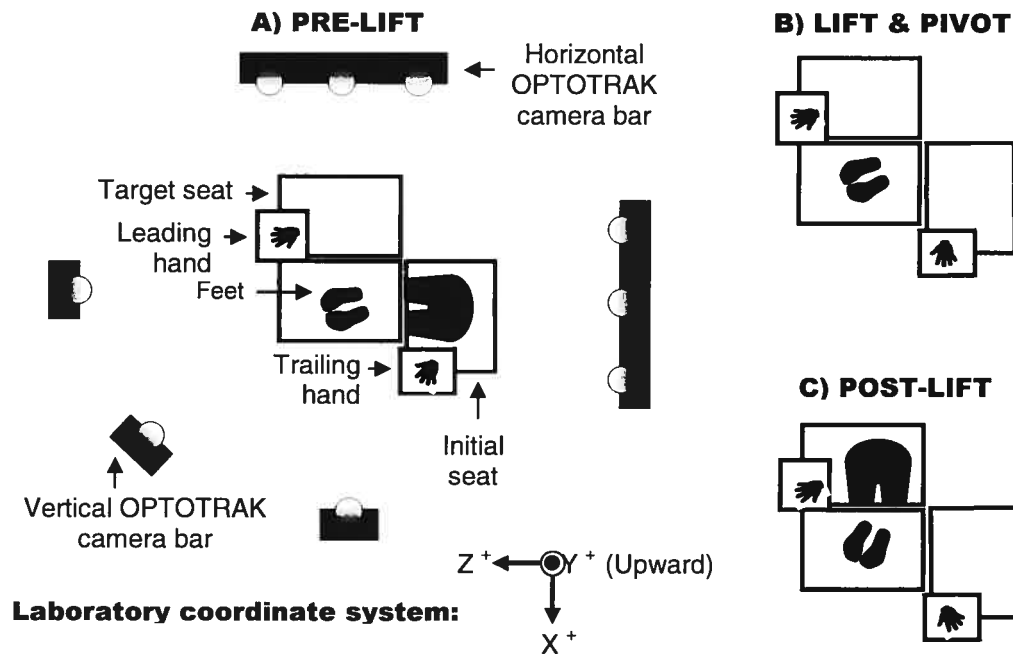
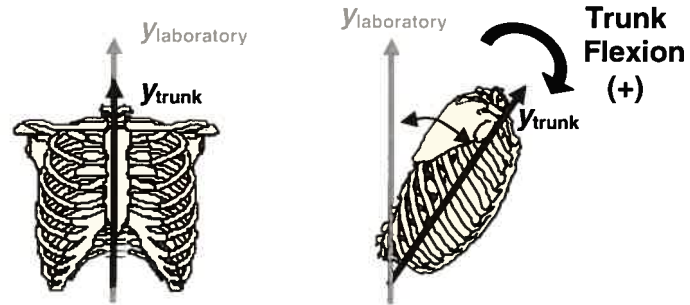
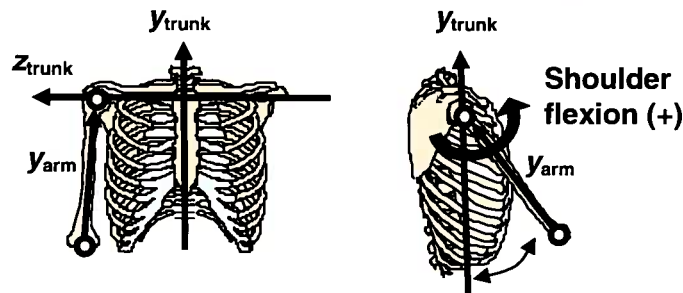


FIGURE 5.1.2

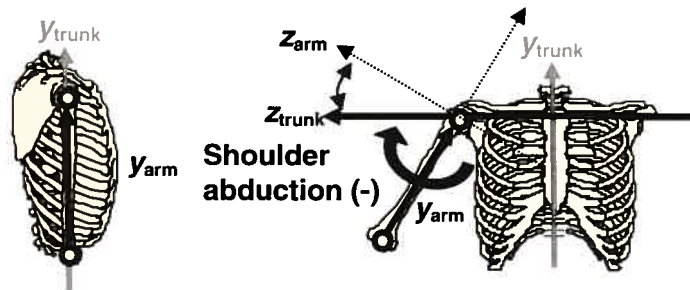
FORWARD-BACKWARD TRUNK INCLINATION



SHOULDER FLEXION-EXTENSION



SHOULDER ABDUCTION-ADDUCTION



ELBOW AND WRIST FLEXION-EXTENSION

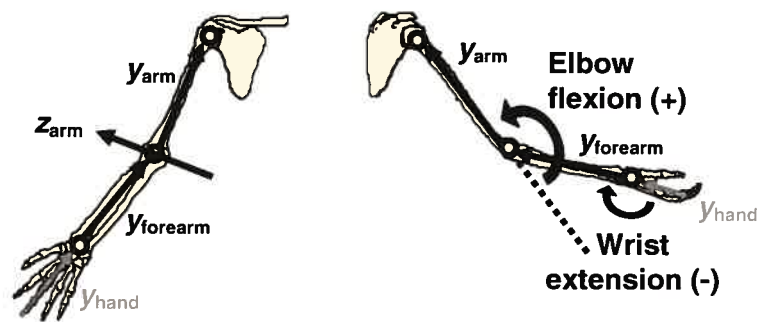


FIGURE 5.1.3

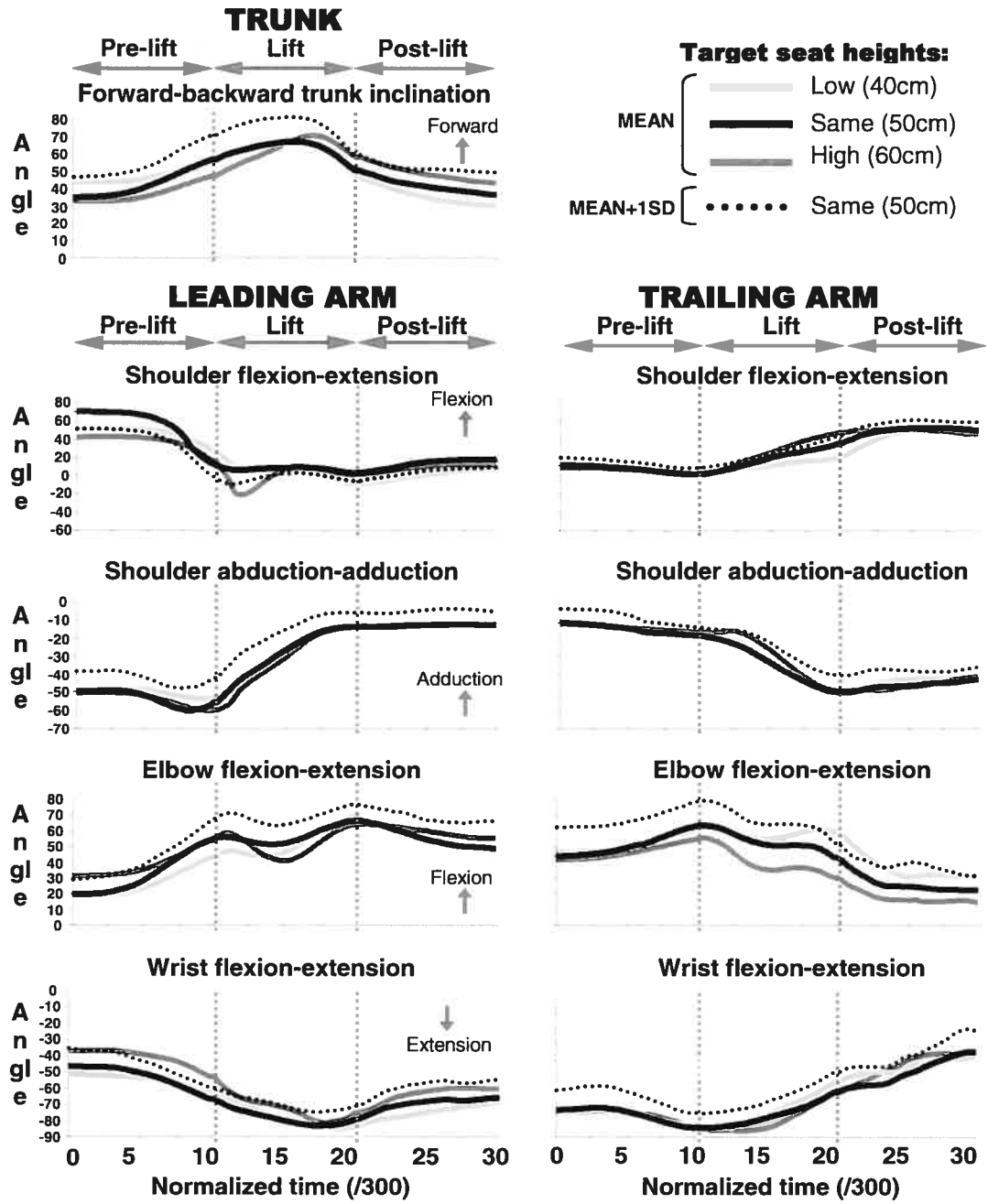
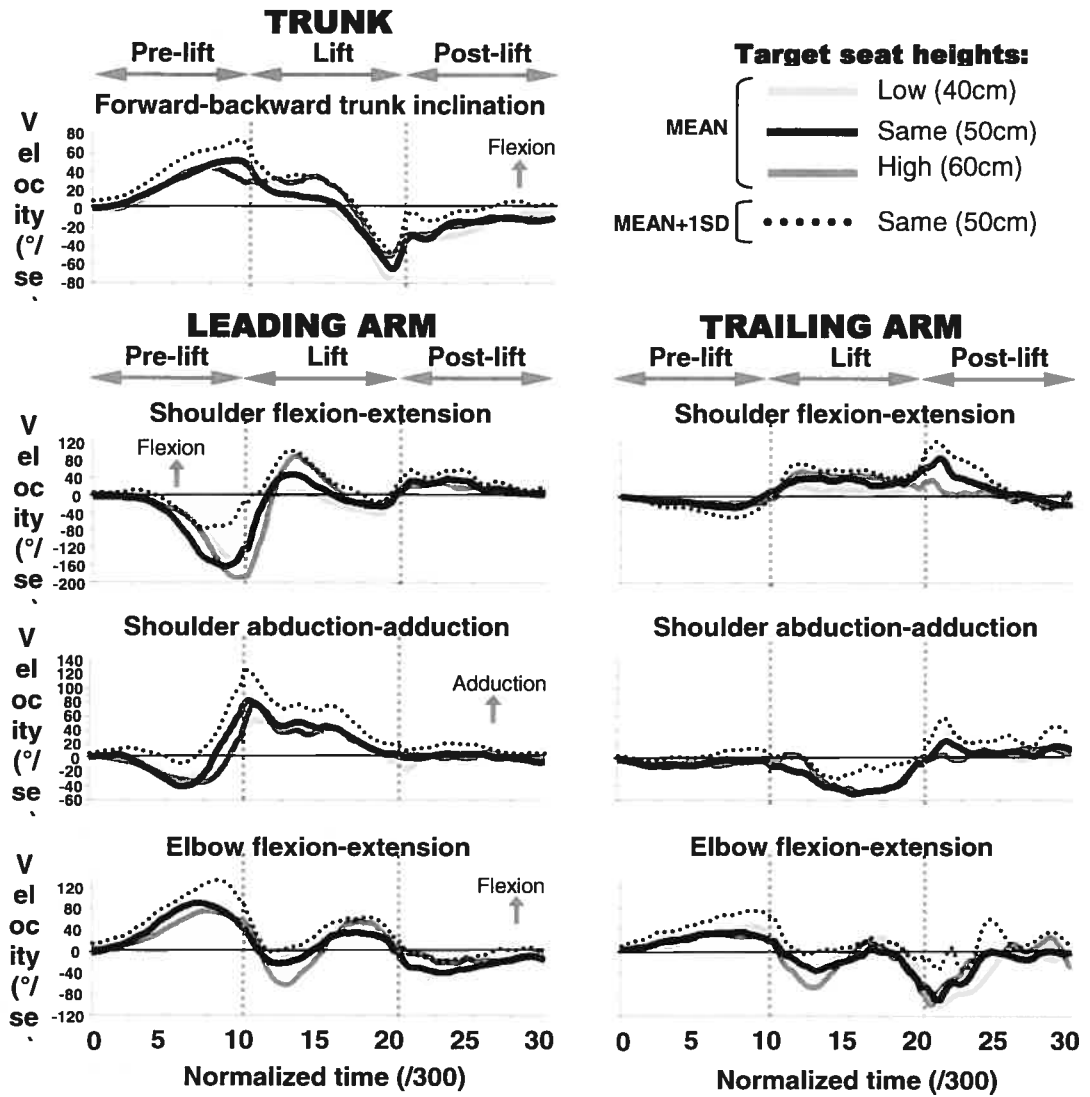


FIGURE 5.1.4



5.1.9. REFERENCES

- Allison, G. T. (1997). The ability to transfer in individuals with spinal cord injury. *Crit Rev Phys Med Rehabil Med*, 9(2), 131-150.
- Allison, G. T., Singer, K. P., & Marshall, R. N. (1996). Transfer movement strategies of individuals with spinal cord injuries. *Disabil Rehabil*, 18(1), 35-41.
- American Spinal Injury Association. (2003). Reference manual for the international standards for neurological classification of spinal cord injury. Chicago: American Spinal Injury Association.
- Bayley, J. C., Cochran, T. P., & Sledge, C. B. (1987). The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am*, 69(5), 676-678.
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Robertson, R. N., & Rudy, T. E. (1997). Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: An analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil*, 78(4), 364-372.
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Shimada, S. D., & Rudy, T. E. (1998). Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: A description using a local coordinate system. *Spinal Cord*, 36(6), 418-426.
- Bromley, I. (1998). *Tetraplegia and paraplegia: A guide for physiotherapists* (Fifth ed.). Edinburgh, UK: Churchill Livingstone.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *J Biomech Eng*, 115(4A), 344-349.
- Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines (Ed.). (2005). *Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals* (First ed.). Washington (DC): Paralyzed Veteran of America.
- Dalyan, M., Cardenas, D. D., & Gerard, B. (1999). Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 37(3), 191-195.
- Davis, J. L., Growney, E. S., Jonhson, M. E., Iuliano, B. A., & An, K. N. (1998). Three-dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: A technical report. *J Rehabil Res Dev*, 35(1), 61-72.
- Finley, M. A., McQuade, K. J., & Rodgers, M. M. (2005). Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 32-40.

- Finley, M. A., Rasch, E. K., Keyser, R. E., & Rodgers, M. M. (2004). The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *J Rehabil Res Dev*, 41(3B), 385-395.
- Forslund, E. B., Granstrom, A., Levi, R., Westgren, N., & Hirschfeld, H. (2006). Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: Coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord* 45: 41-48.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Gravel, D., Noreau, L., Lariviere, C., & Gagnon, D. (2003). Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(4), 319-331.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Gravel, D., Noreau, L., Lariviere, C., & McFadyen, B. (2005). Movement patterns and muscular demands during posterior transfers toward an elevated surface in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43(2), 74-84.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J., & Gravel, D. (2007). Upper extremity muscle activation patterns during sitting pivot transfers performed by individuals with complete spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*, Under review.
- Gefen, J. Y., Gelmann, A. S., Herbison, G. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. R. (1997). Use of shoulder flexors to achieve isometric elbow extension in c6 tetraplegic patients during weight shift. *Spinal Cord*, 35(5), 308-313.
- Gironda, R. J., Clark, M. E., Neugaard, B., & Nelson, A. (2004). Upper limb pain in a national sample of veterans with paraplegia. *J Spinal Cord Med*, 27(2), 120-127.
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2), 136-144.
- Harvey, L., & Crosbie, J. (2001). Effect of elbow flexion contractures on the ability of people with c5 and c6 tetraplegia to lift. *Physiother Res Int*, 6(2), 76-82.
- Harvey, L. A., & Crosbie, J. (1999). Weight bearing through flexed upper limbs in quadriplegics with paralyzed triceps brachii muscles. *Spinal Cord*, 37(11), 780-785.
- Harvey, L. A., & Crosbie, J. (2000). Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in c5 and c6 quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(4), 500-505.
- Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L., & Fay, B. T. (2002). Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 39(6), 635-649.
- Magee, D. J. (2006). *Orthopedic physical assessment: Enhanced edition (Fourth edition ed.)*. Toronto/Philadelphia/London: Elsevier WB Saunders Title.

- Marciello, M. A., Herbison, G. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. (1995). Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(5), 426-432.
- McCasland, L. D., Budiman-Mak, E., Weaver, F. M., Adams, E., & Miskevics, S. (2006). Shoulder pain in the traumatically injured spinal cord patient: Evaluation of risk factors and function. *J Clin Rheumatol*, 12(4), 179-186.
- Nawoczenski, D. A., Clobes, S. M., Gore, S. L., Neu, J. L., Olsen, J. E., Borstad, J. D., et al. (2003). Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(9), 1293-1300.
- Newsam, C. J., Lee, A. D., Mulroy, S. J., & Perry, J. (2003). Shoulder emg during depression raise in men with spinal cord injury: The influence of lesion level. *J Spinal Cord Med*, 26(1), 59-64.
- Newsam, C. J., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Gronley, J. K., Bontrager, E. L., & Perry, J. (1999). Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait Posture*, 10(3), 223-232.
- Pentland, W. E., & Twomey, L. T. (1994a). Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part i. *Paraplegia*, 32(4), 211-218.
- Pentland, W. E., & Twomey, L. T. (1994b). Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part ii. *Paraplegia*, 32(4), 219-224.
- Perry, J., Gronley, J. K., Newsam, C. J., Reyes, M. L., & Mulroy, S. J. (1996). Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(4), 350-355.
- Rao, S., Bontrager, E., Gronley, J., Newsam, C. J., & Perry, J. (1996). Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4(3), 152-160.
- Stokdijk, M., Nagels, J., & Rozing, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *J Biomech*, 33(12), 1629-1636.
- Subbarao, J. V., Klopstein, J., & Turpin, R. (1995). Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*, 18(1), 9-13.
- Taylor, W. R., Ehrig, R. M., Duda, G. N., Schell, H., Seebeck, P., & Heller, M. O. (2005). On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res*, 23(4), 726-734.
- Veeger, H. E., Meershoek, L. S., van der Woude, L. H., & Langenhoff, J. M. (1998). Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 35(3), 305-313.
- Veeger, H. E. J. (2000). The position og the rotation centerof the glenohumeral joint. *J Biomech*, 33, 1171-1715.

- World Health Organization. (1995). Physical status: The use and interpretation of anthropometry. Report of a who expert committee. Geneva: World Health Organization.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--part ii: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5), 981-992.
- Yarnall, M., Knootz, A. M., Yang, Y., Price, R., & Boninger, M. L. (2005). Wrist range of motion during lateral transfers among persons with paraplegia. Paper presented at the Proceedings of the 28th annual conference of the Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America, Atlanta, GA.
- Zerby, S. A., Herbison, G. J., Marino, R. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. R. (1994). Elbow extension using the anterior deltoids and the upper pectorals. *Muscle Nerve*, 17(12), 1472-1474.

5.2. Article #3 : Electromyographic Patterns of Upper Extremity Muscles During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury*

Dany Gagnon^{a,b,*}, Sylvie Nadeau^{a,b}, Luc Noreau^{c,d}, Janice J. Eng^{e,f,g}, Denis Gravel^{a,b}.

^a Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Institut de réadaptation de Montréal, Montreal, Canada,

^b School of Rehabilitation, Université de Montréal, Montreal, Canada,

^c Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration social, Quebec City, Canada

^d Department of Rehabilitation, Université Laval, Quebec City, Canada

^e Rehabilitation Research Laboratory, GF Strong Rehabilitation Hospital, Vancouver, Canada,

^f School of Rehabilitation Sciences, University of British Columbia, Vancouver, Canada,

^g International Collaboration on Repair Discoveries, Vancouver, Canada,

* Accepté pour publication dans la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif, essentiel et majoritaire au développement du protocole expérimental, à l'élaboration de la méthodologie, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données cliniques et électromyographiques présentées, de même qu'à la rédaction du présent manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, Dr Luc Noreau et Dr Denis Gravel ont contribué au développement du protocole expérimental et à l'élaboration de la méthodologie spécifique à cette partie de la programmation de recherche, ont encadré et supervisé l'ensemble des étapes subséquentes du processus en plus de réviser et commenter ce manuscrit. Dre Janice Eng a agi principalement à titre de consultante et a également révisé et commenté ce manuscrit.

5.2.1. Avant-propos

Bien qu'il soit reconnu que les membres supérieurs doivent fournir des efforts musculaires élevés lors des transferts assis en pivot, une seule étude s'est intéressée à l'activité EMG moyenne de muscles agissant au tronc et aux membres supérieurs lors de la réalisation de cette activité à ce jour (Perry et coll., 1996). Cette dernière a confirmé que l'activité EMG atteignait définitivement son niveau le plus important pendant la période de soulèvement des fesses (phase de levé) pour la majorité des muscles étudiés. D'ailleurs, ces derniers ont majoritairement été sollicités à des intensités moyenne ou élevée pendant la phase de levé. Seul le triceps s'est avéré être faiblement sollicité pendant cette période. Il est possible que sa faible activation soit associée au travail musculaire complété en CCF lors des transferts assis en pivot. Malheureusement, plusieurs cliniciens accordent toujours un rôle déterminant au triceps dans la capacité ou incapacité à compléter des transferts assis en pivot. De plus, plusieurs d'entre eux encouragent également les transferts vers des surfaces abaissées croyant qu'ils réduisent les efforts musculaires.

Aucune étude n'a documenté le patron d'activité EMG de la longue portion du biceps brachial, de la longue portion du triceps brachial, du deltoïde antérieur, du chef claviculaire du grand pectoral et du grand dorsal lors de la réalisation des transferts assis en pivot. L'objectif général de cet article est de décrire et de comparer l'activité électromyographique de cinq muscles bilatéralement lors de la réalisation de transferts assis en pivot de différents niveaux de complexité.

Afin de rencontrer cet objectif, quelques sous-objectifs ont orienté cette partie de la thèse :

1. Décrire l'activité EMG de la longue portion du biceps brachial, de la longue portion du triceps brachial, du deltoïde antérieur, du chef claviculaire du grand pectoral et du grand dorsal à l'aide d'électrodes de surface afin de caractériser les patrons d'activité de ces muscles lors de la réalisation des transferts assis en pivot d'un siège de départ (hauteur=50 cm) à un siège d'arrivée de différentes hauteurs (bas=40 cm; nivelé=50 cm; haut=60 cm) par rapport à celui de départ;
2. Étudier l'effet d'une augmentation (haut = 60 cm) et d'une diminution (bas = 40 cm) de la hauteur du siège d'arrivée, par rapport à celui de départ (nivelé = 50 cm), sur les patrons d'activation EMG ainsi que sur l'intensité relative moyenne et

maximale des muscles étudiés lors de la phase de levé des transferts assis en pivot ;

3. Préciser le temps durant lequel l'activité EMG est maximale pour chaque muscle étudié pendant la durée du transfert assis en pivot, en plus de :
 - comparer ces temps entre les membres supérieurs «traînant» et «dirigeant» pour un même muscle ;
 - étudier l'effet de la hauteur du siège d'arrivée (bas = 40 cm ; nivelé = 50 cm ; haut = 60 cm) sur ces temps pour un même muscle ;
 - identifier les muscles dont l'activité EMG maximale survient au même temps (synchronisation) pour un membre supérieur donné.
4. Documenter la variabilité de l'activité EMG entre les participants pour tous les muscles étudiés lors de chacune des tâches de transfert.

5.2.2. ABSTRACT

Although substantial upper-extremity (U/E) muscular efforts are required when individuals with spinal cord injury (SCI) perform sitting pivot transfers, little is known about the electromyographic (EMG) activation patterns of key shoulder and elbow muscles solicited during the performance of this functional task. The aims of this study were to examine the EMG activation patterns of U/E muscles in 10 males with SCI, and to compare them across sitting pivot transfers performed toward seats of different heights (low, same, high). EMG data from the biceps, triceps, deltoid, pectoralis major and latissimus dorsi were recorded bilaterally. Transfers were divided into pre-lift, lift, and post-lift phases. Each phase was time- and amplitude-normalized using a mean dynamic approach. Similar EMG activation patterns were found across the different transfers for all muscles ($r_{\text{mean}} = 0.942-0.991$), whereas moderate to high inter-subject variability (CV: 20.9-70.6%) was reported for the different muscles and transfers. Peak EMG occurred earlier at the trailing U/E compared to the leading one, and was observed around seat-off for most of the muscles. When transfer to a high target seat was compared to transfer to one of the same height, significantly higher relative EMG values were observed at the biceps (mean: 1.64 vs. 1.00) of the leading U/E as well as the deltoid (mean: 1.20 vs. 1.00) and pectoralis major (mean: 1.20 vs. 1.00; peak: 2.27 vs. 1.79) of the trailing U/E. Transferring to a low target seat did not lead to lower muscular demand than transferring to one of the same height ($P > 0.05$). These results indicate that coordinated and higher muscular efforts were generated at the trailing deltoid and pectoralis major when transferring to a high target seat compared to one of similar height. Higher muscular efforts were also developed at the leading biceps when transferring to a high target seat compared to a leveled one. Lowering the target seat with respect to the initial seat had no favorable effect on muscular demand.

Key words: Elbow; Electromyography; Paraplegia; Rehabilitation; Shoulder; Upper limb function.

5.2.3. INTRODUCTION

Individuals with complete motor spinal cord injury (SCI) perform sitting pivot transfers (SPTs) when moving themselves from one sitting surface (initial seat) to an adjacent one (target seat) of even or uneven height, usually placed aside from the initial one. In general, the shoulder of the leading upper extremity (U/E) is flexed and abducted with the hand positioned near or on the target surface, while the trailing arm is placed beside the proximal third of the thigh segment, slightly in front of the hip joint, on the starting surface (Gagnon, 2007). From this position, individuals with SCI habitually bend their trunk forward in an attempt to lift their body off the initial surface, and pivot their buttocks in one motion to the target surface (Gagnon, 2007). The sitting pivot transfer terminates when the buttocks land beside the leading hand on the target surface and the sitting position has been secured (Gagnon, 2007). Transferring from a wheelchair to a treatment table, regular bed, tub/shower bench, toilet seat, car seat and vice versa are typical examples of SPTs (Bromley, 1998). Such transfers require considerable U/E strength and motor control skills to lift and pivot the trunk and lower extremities (L/Es) toward a target seat while preserving dynamic balance. The substantial U/E muscular efforts required to perform SPTs (Perry et al., 1996), combined with the high number of these transfers performed daily (average= 14 and 18 transfers daily) (Finley et al., 2005; Pentland and Twomey, 1994) may increase the risk of eventually developing secondary musculoskeletal impairments, affecting shoulder or wrist joints especially (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). In fact, high prevalence of shoulder (30-60%), elbow (5-16%) or wrist (40-66%) joint complaints have been reported in this population over the years (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Such impairments may in turn have deleterious consequences on the ability to perform SPTs and may ultimately hamper social participation among individuals with SCI (Fougeyrollas et al., 2002).

Perry et al (Perry et al., 1996) have pioneered the assessment of shoulder muscle activity (EMG) in an attempt to estimate muscular demand during SPTs among individuals with SCI. They have reported that participants with low-level paraplegia (level of SCI=T₈ to L₁) reached the highest EMG intensities, expressed as a percentage of the maximum manual muscle test EMG, during the lift phase of the transfer for the majority of muscles studied (Perry et al., 1996). At this time, moderate (25-50%EMG_{max}) to high (>50%EMG_{max}) EMG intensities were recorded at the serratus anterior, latissimus dorsi, supraspinatus, infraspinatus, pectoralis major, anterior deltoid and long head of the biceps (Perry et al.,

1996). Low activity ($<25\%EMG_{max}$) was reported for the triceps during the sitting pivot transfers. Similar mean EMG intensity was also found between the leading and trailing U/Es during the lift phase of the transfer for all muscles investigated (Perry et al., 1996). More recently, Finley et al (Finley et al., 2005) also examined EMG activity during sitting pivot transfer among long-term manual wheelchair users with and without shoulder impingement. These two groups of participants demonstrated comparable EMG intensity across all muscles studied. Higher peak EMG intensity was reported at the trailing U/E compared to the leading one for the anterior deltoid, serratus anterior and lower trapezius at specific ranges of humeral elevation angles (second rotation), calculated within the plane of elevation (first rotation). However, cautious interpretation of these results is indicated because they only compared peak EMG values in relation to specific humeral elevation angle ranges. For instance, it is possible that the leading and trailing U/Es play different roles within a similar humeral elevation range of movement, or that this range is observed at a different time during the transfers. In addition, the humeral elevation is difficult to interpret because it may represent a combination of humeral flexion and abduction movements, depending on the first degree of rotation. Though this finding may appear to contradict that reported by Perry et al (Perry et al., 1996), the two may be considered complementary because the peak may be more elevated in one U/E than the other whereas their mean values may remain equivalent.

Over the past decade, other types of transfers have also been investigated. Gagnon et al (Gagnon et al., 2003) have investigated posterior transfers with knees extended on a level surface and to an elevated target surface. Once again, moderate ($25\text{--}50\%EMG_{max}$) to high ($>50\%EMG_{max}$) EMG intensities were confirmed for the pectoralis major, anterior deltoid and long head of the biceps during these transfers (Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005). Moreover, the levels of SCI injury (Gagnon et al., 2003) and the initial hand placement positions (Gagnon et al., 2005) influenced the EMG intensities of some of the muscles studied. For lateral transfers with knees extended, Allison et al (Allison et al., 1995) reported the EMG patterns of the triceps and latissimus dorsi bilaterally as being different. They suggest that the head and pelvis coupling movement strategies observed during the transfers may explain these differences (Allison et al., 1996).

The main objective of this study was to describe the EMG recruitment patterns of shoulder and elbow muscles bilaterally during SPTs to target seats of three different heights among individuals with SCI. The secondary objectives were (1) to assess similarity

of the EMG recruitment patterns across the three different SPTs investigated; (2) to assess inter-participant variability for each transfer task; (3) to determine the timing of the peak EMG values for all muscles investigated across the three different SPTs investigated; (4) to quantify and compare relative EMG intensity (mean and peak values) during the lift phase of the transfers across the three different SPTs investigated. It was hypothesized that (1) similar EMG patterns would be observed across the three different SPTs investigated; (2) inter-participant variability would be minimal when transferring between seats of the same height; (3) synchronized inter-muscular activity would be observed at both U/Es during the three different SPTs investigated; and (4) relative EMG intensity values would be higher when transferring to uneven target seats than a level one, especially for the shoulder flexors (biceps, anterior deltoid, pectoralis major). The results of this study are expected to augment the current body of knowledge regarding sitting pivot transfers, and to reinforce clinical practice guidelines targeting the preservation of U/E integrity following SCI. For example, recommendations may be made to increase the absolute strength of the muscles found to be more solicited when transferring to a high target seat compared to a target seat of same height to reduce relative muscular demand, which may consequently reduce the risks of secondary musculoskeletal impairments.

5.2.4. METHODS

5.2.4.1. Participants

Ten males (age= 41 ± 9.3 yr; height= 1.74 ± 0.08 m; mass= 79.4 ± 17.6 kg) with traumatic thoracic (level of lesion=T4-T11) complete sensory motor SCI (ASIA A) volunteered to participate in this study after a telephone interview had been completed by the principal investigator to validate eligibility (inclusion criteria) (Table 1). Individuals were eligible to participate in the study if they had sustained a complete sensory-motor SCI at least two years prior to the study, were manual wheelchair users, had the ability to independently transfer between seats of the same height, routinely used SPTs in daily life (reported number of SPTs performed daily= 19 ± 7) and were able to tolerate at least 60 minutes of activity with rest periods. Prior to the laboratory assessment, subjective assessment (Curtis et al., 1995) and objective clinical examinations (passive and active movements, resisted static movements, clinical diagnostic tests and palpation) (Magee, 2006), confirmed that none of these participants experienced signs or symptoms of secondary musculoskeletal impairment affecting their U/Es or trunk or any other

impairment interfering with their ability to perform transfers. The study was conducted at the Pathokinesiology Laboratory of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR) located at the Montreal Rehabilitation Institute. Ethical approval was obtained from the CRIR Research Ethics Board. All participants were fully informed of the nature of the experimental protocol and signed an informed consent form before entering the study.

5.2.4.2. Experimental tasks

Participants had to transfer from an initial force-sensing seat toward a height-adjustable target force-sensing seat, while the leading and trailing hands were each placed on an additional distinct hand force-sensing surfaces attached to the side of the initial and target seats (Figure 1). Initially, the height of these two seats was set at 50 cm for all participants (Task #1: same), which closely replicated the mean height of the wheelchair sitting surface for our group (53.0 ± 1.66 cm). With both seats initially set at this height, three sitting pivot transfer trials were first recorded. Thereafter, only the target seat and leading hand surface heights were raised to 60 cm (Task #2: high), and three additional sitting pivot transfer trials were recorded. Finally, only the target seat and leading hand surface heights were lowered to 40 cm (Task #3: low), and three transfer trials were once again recorded. Note that the height of the initial seat remained constant during all experimental tasks. After a familiarization period, marks were made for each participant to ensure that their foot, buttock and hand starting positions would be kept constant across trials for a given transfer task. These starting positions were not standardized across participants since they were encouraged to use a natural, self-selected transfer technique, especially in terms of movement amplitude and velocity. However, the starting positions were very similar across participants given the restrictions imposed by the experimental set-up in terms of foot, buttock and hand placements. The dominant (right) U/E always acted as leading one and the non-dominant (left) U/E acted as the trailing one for all transfers.

5.2.4.3. Surface electromyography

Bilateral surface EMG (sEMG) of five muscles was recorded during the transfers: long head of the biceps brachii, long head of the triceps brachii, anterior fibers of the deltoid, clavicular fibers of the pectoralis major and latissimus dorsi. These muscles are recognized as prime movers during transfer activities (Allison et al., 1995; Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005; Perry et al., 1996). Small disposable disc silver-silver chloride

(Ag/AgCl) surface electrodes with a 13.2mm^2 active surface area (AMBU® Blue Sensor M), were arranged in a bipolar configuration (2 cm interelectrode distance) directly over the muscle bellies and parallel to the orientation of the muscle fibers (Table 2). A reference electrode was placed over the manubrium sternae. Each electrode placement site was prepared using recommended preparation techniques (Hermens et al., 2000). All electrodes and electrode leads (length=120 cm) were fixed to the arm and trunk. The EMG cables were connected to two NORAXON Telemetry 900 portable integrated EMG multi-channel transmitters (Noraxon, Scottsdale, AZ) (weight=0.453 Kg per transmitter) attached around the waist. All myoelectric signals underwent an analog-to-digital conversion before being relayed to the receiver/amplifier units. At this point, the myoelectric signals were amplified with an overall gain of 2000 and band-pass filtered (10–500 Hz). Finally, the myoelectric signals were digitized at a sampling frequency of 1200 Hz and stored on a computer using a custom-made Labview program (National Instruments, Austin, TX). All raw EMG signals were visually inspected following signal offset removal and were thereafter being filtered with a digital 4th order Butterworth low-pass filter (30 Hz) to remove possible electrocardiographic contaminations and artefacts (Redfern et al., 1993). Finally, the amplitudes of the EMG signals were quantified using the root mean square (RMS) approach with a smoothing factor of 250 ms (De Luca, 1997).

Time-normalization: Each sitting pivot transfer trial was divided into three phases: pre-lift, lift-pivot and post-lift phases. The start of the lift-pivot phase corresponded to the time at which the subject lost contact with the initial force-sensing seat (vertical reaction force = 0) whereas the time at which the subject made contact with the force-sensing target seat determined the end of this phase. The start and end of this phase were further validated using the vertical displacement of the center of mass of the pelvis. The pre-lift phase started when head or trunk segment's acceleration was first observed in the vertical or horizontal plane of movement, as it precedes displacement (the double derivative of the displacement). Likewise, the end of the post-lift phase corresponded to the end of deceleration of the head or trunk segment. The EMG recruitment pattern of each of these phases was time-normalized to 100 data points per phase for a total of 300 data points for each transfer trial. The three trials recorded for each transfer task were then averaged for each muscle to provide a mean time-normalized RMS pattern for each participant. Similar time-normalization techniques have been used in previous studies focusing on lateral (Allison et al., 1995) and posterior transfers (Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005). Note that to obtain these kinematic parameters, the coordinates of the skin-fixed light emitting diode triads attached to these segments (head, trunk and pelvis) were

simultaneously recorded at a sampling frequency of 60 Hz using an Optotrak motion analysis system (Northern Digital Inc, Waterloo, ONT.) (Gagnon, 2007). Thereafter, custom-made Labview programs (National Instruments, Austin, TX) were used to quantify angular displacements, velocities and accelerations of the head, trunk and pelvis segments within the laboratory coordinate frame (Gagnon, 2007). Note that the trunk segment encompasses the thorax and the abdomen in the current study. The trunk segment was linked to the head (proximally) and pelvis (distally) segments in the kinematic model.

Amplitude normalization: The amplitude-normalization process was completed using a mean dynamic method. For this, the mean RMS values of each time-normalized EMG pattern were first calculated for the lift-pivot phase of the transfer between seats of same heights (Task #1: reference task) for each participant. These computed values were subsequently used as a reference value to express the time-normalized EMG pattern of each muscle during the entire task (task #1: same) as well as to normalize tasks #2 (high) and #3 (low). The amplitude-normalization approach reduces inter-individual variability and produces homogenous patterns of EMG during functional activities (Burden and Bartlett, 1999; Burden et al., 2003; Winter and Yack, 1987; Yang and Winter, 1984). A similar technique has also been employed by Allison et al (Allison et al., 1995) to describe relative muscle activity during lateral transfers among individuals with SCI. Note that this amplitude-normalization approach will not allow comparison between leading and trailing U/Es since mean RMS values measured during the lift-pivot phase of the reference task (task #1) may differ between U/Es. In fact, the leading and trailing U/E kinematic patterns probably diverge as they assume different roles during sitting pivot transfers.

5.2.4.4 Outcome measures

The mean Pearson product-moment correlation coefficient was used to determine the overall similarity of the EMG activation patterns reported for each muscle across the three transfer tasks (Trevithick et al., 2007). First, an overall mean EMG pattern was obtained by averaging the ones obtained across the three different transfer tasks during their entire time-normalized duration (Trevithick et al., 2007). Thereafter, the mean pattern reported for each of the transfer tasks were correlated with the overall mean previously calculated, after the normality had been verified. Finally, a mean correlation coefficient (r_{mean}) was calculated for each muscle after averaging the coefficient of correlation measured between each of the three transfers and the overall mean (Trevithick et al.,

2007). The coefficients of correlation were interpreted according to the guidelines proposed by Altman (Altman, 1991): poor agreement ($r < 0.20$), fair (0.21–0.40), moderate (0.41–0.60), good (0.61–0.80) and very good (0.81–1.00).

A coefficient of variation (CV) was calculated across the ten participants at each of the 300 data points of each EMG activation pattern obtained for a given transfer. An overall CV was then measured by averaging all the CVs obtained at each data point. The overall CV obtained describes the inter-participant variability of the EMG patterns for each muscle investigated across all transfer tasks. The CV expresses the ratio of the standard deviation (SD) as a percentage of the mean. A CV of zero would represent no variability whereas a substantial CV reflects elevated variability. Overall CVs were expressed by ranking them as low (<15%), moderate (15-35%) or high (>35%). This approach has been widely used to assess variability of EMG recruitment patterns, especially during human gait (Winter and Yack, 1987; Yang and Winter, 1984).

Mean and peak EMG values were measured during the lift phase of the time- and amplitude-normalized EMG. The times of occurrence of peak EMG confirmed the moment when peak EMG values were observed during the transfers.

5.2.4.5. Statistics

Descriptive statistics (mean±SD) were calculated for demographic, anthropometric and clinical characteristics of participants, temporal parameters of transfers (duration of entire transfer and of lift phase), and timing of peak EMG values as well as for the mean and peak EMG values of all muscles studied at both U/Es. One-way repeated measures analyses of variance (ANOVA) were used to determine the effects of the target seat heights (same= 50 cm vs. high = 60 cm vs. low = 40 cm) on the temporal parameters of the transfers as well as on the mean and peak EMG values of all muscles studied, tested separately at the leading and trailing U/Es given the normalization approach used. Whenever a one-way ANOVA revealed differences, post hoc pairwise comparisons were conducted to locate differences using Bonferroni tests with adjusted p-values. Thereafter, two-way repeated measures ANOVAs [2 U/E roles (leading vs. trailing) X 3 target seat heights (same= 50 cm vs. high = 60cm vs. low = 40 cm)] were applied to determine if the timing of peak EMG values differed across conditions. Whenever an interaction was confirmed (U/E roles X target seat heights), each variable was further compared using a one-way repeated measures ANOVA to assess the effect of target seat heights for each

U/E whereas differences between U/E roles were assessed with a paired t-test for each seat height. Using a similar approach, additional two-way repeated measures ANOVAs [5 muscles (biceps, triceps, anterior deltoid, pectoralis major, latissimus dorsi) X 3 target seat heights (same = 50 cm vs. high = 60 cm vs. low = 40 cm)] were carried out to assess whether there was coordinated muscular activity (timing of peak values) at the leading or trailing U/Es. A level of significance of 0.05 was selected for all tests. All statistical analyses were performed using Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) software.

5.2.5. RESULTS

5.2.5.1. Temporal parameters

The entire durations (mean \pm SD) of the transfers were 2.8 \pm 0.5s, 2.6 \pm 0.4s and 2.7 \pm 0.6s when transferring to low, same and high target seat heights, respectively. The durations of the lift-pivot phase were 1.2 \pm 0.3s, 1.0 \pm 0.3s and 1.3 \pm 0.3s when transferring to low, same and high target seat heights, respectively. No statistical differences were found across the three transfer tasks for entire duration or for lift-pivot phase duration.

5.2.5.2. Muscle activation patterns

Group mean amplitude-normalized EMG activation patterns are shown in Figure 2 for the leading and trailing U/Es across the three transfer tasks. Typically, the pre-lift phase of the transfers was characterized by a rapid EMG rise, giving rise to an overall bell-shaped EMG pattern for the majority of muscles studied. At the start of the transfer, most of them showed activation levels lower than 0.5, except for the long head of the triceps at the leading U/E (low target seat height task only) and the latissimus dorsi at the trailing one (all target seat height tasks). Around seat-off (end of pre-lift phase; early during lift phase), most of the muscles had reached activation levels varying between 0.75 and 1.25, except for the deltoid, pectoralis major and latissimus dorsi of the trailing U/E, which attained values above 1.50. EMG activities then declined progressively for the majority of muscles, attaining values lower than 0.5 at the end of the transfers. A different tendency was observed for the triceps and latissimus dorsi of the leading U/E; their EMG values tended to progress until the end of the lift phase during transfer to the low target seat. Finally, most muscles returned to low activity levels (<0.5) during the post-lift phase of the

transfers. Note that for each muscle studied, the group mean EMG patterns were found to be very similar across the three transfer tasks ($r_{\text{mean}} = 0.942-0.991$).

5.2.5.3. Coefficients of variation

For the inter-participant variability, the overall CVs for both the entire transfer and the lift-pivot phase are listed in Table 3. In general, overall CVs of the lift phase of the transfer tended to be lower than those measured during the entire duration of the transfer. In addition, transferring to a target seat of the same height triggered the lowest overall CVs for all muscles during the lift phase, except for the anterior deltoid of the trailing U/E. For the majority of tasks, comparable CVs were found between the leading and trailing U/Es.

5.2.5.4. Time of occurrence of peak EMG

Descriptive data representing the timing of peak EMG values of leading and trailing U/E muscles during sitting pivot transfer tasks is shown in Figure 3. Peak EMG values were always observed earlier at the trailing U/E compared to the leading one for the anterior deltoid ($P=0.001$) and pectoralis major muscles ($P=0.001$), regardless of target seat height. Peak EMG of the biceps, triceps and latissimus dorsi muscles occurred at around the same times as the leading and trailing U/E and remained unaffected by target seat heights.

Looking specifically at the leading U/E, peak EMG values were synchronized for all muscles studied and target seat height had no effect. Results were similar at the trailing U/E, except for the pectoralis major, which was solicited before the biceps ($P=0.034$). Note that the anterior deltoid and pectoralis major were almost perfectly synchronized ($p=0.933$) at the trailing U/E.

5.2.5.5. Mean and peak EMG intensity during the lift-pivot phase

Descriptive data representing the mean and peak EMG values measured during the lift phase is shown in Figure 4 for the leading and trailing U/Es. Mean and peak EMG values were similar across the three conditions for the majority of muscles investigated. Among the few differences highlighted, mean EMG values of the biceps ($P=0.02$) at the leading U/E, as well as the deltoid ($P=0.01$) and pectoralis major ($P=0.03$) at the trailing one, were predominantly active when transferring to a high target seat compared to a

target seat of the same height, and even to one of low height for the first two muscles. For peak EMG values, only the pectoralis major ($P=0.04$) of the trailing U/E was more elevated when transferring to the high target seat than when transferring to a target seat of the same height. Surprisingly, neither mean nor peak EMG amplitude values were significantly lower during transfers to a lower target seat than during transfers to a seat of the same height.

5.2.6. DISCUSSION

The main objective of this study was to describe the amplitude- and time-normalized EMG temporal recruitment patterns of the biceps, triceps, anterior deltoid, pectoralis major and anterior deltoid bilaterally during SPTs to a target seat of different heights among individuals with SCI. For the majority of muscles studied, the most elevated EMG activity was observed toward the end the pre-lift phase and early during the lift phase (seat-off) of the sitting pivot transfers. The relative EMG intensity (mean and peak values) during the lift phase of the transfers confirmed that transferring to a high target seat requires higher relative demand for the muscles generating shoulder flexion and elbow extension moments (biceps, anterior deltoid, pectoralis major) than transferring to the other target seat heights. Unexpectedly, transferring to the low target seat required similar muscular effort to that required for transferring to a seat of the same height. The timing of peak EMG values coincided across all muscles investigated at the leading U/E and for the majority of them at trailing U/E. Peak values of the anterior deltoid and pectoralis major were synchronized and occurred earlier at the trailing U/E than at the leading one.

5.2.6.1. Similar EMG patterns across transfer tasks

Similar EMG recruitment patterns were found across the three transfer tasks for all muscles studied confirming that the U/E muscles easily adapted to the changes in mechanical demands triggered by target seat height variations (± 10 cm). Most of the EMG patterns highlighted a distinct increase in EMG activity around the end of the pre-lift phase and early during the lift phase of the sitting pivot transfers. Such increases in EMG activity may also be supported by substantial muscle activity around this time to contribute to shoulder and elbow moment generations most likely required to initiate lifting and pivoting of the body weight toward the target seat when performing sitting pivot transfers. Other studies have also documented the key contribution of these muscles, especially of the

biceps, anterior deltoid and pectoralis major, during transfers (Allison et al., 1995; Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005; Perry et al., 1996) and weight-relief lifts (Harvey and Crosbie, 2000; Newsam et al., 2003; Reyes et al., 1995). It should be noted that these shoulder flexors may simultaneously induce a dynamic interaction torque at the elbow (adjacent joint) during transfers. Such an interaction torque is believed to contribute to elbow extension since the U/Es are solicited in a closed kinetic chain during transfers (Gefen et al., 1997; Marciello et al., 1995; Zerby et al., 1994).

5.2.6.2. Moderate to high EMG inter-participant variability

Variability of the EMG activation patterns was expected across participants since transferring definitely solicits multijoint U/E movements that can be realized by an almost unlimited number of muscle recruitment strategies (muscular redundancy). It is therefore not surprising to find moderate to high EMG variation levels across participants during the transfers studied. Moreover, while these may at first sight appear elevated, they in fact compare favorably to the CVs of 31 to 198% that have previously been reported for non-pathological human gait (Allison et al., 1993; Yang and Winter, 1984).

Interestingly, a tendency to generate more homogeneous EMG activation values (lower CVs) was noted when transferring between seats of the same height. This trend may be explained by the fact that participants had performed an average of 14 to 18 SPTs daily for many years and generally minimize height differences between seats as much as possible in daily life situations. The frequent opportunities for performing sitting pivot transfers, especially between seats of same height, certainly facilitate the development (early motor stage) and refinement (motor consolidation) of rapid and coordinated motor performance (Seidler et al., 2004). This may lead to the development and consolidation of an internal model (Desmurget and Grafton, 2000). Such a model would allow the central nervous system to adequately pre-plan muscle activity required to perform sitting pivot transfer before motion-dependant feedback becomes available (Desmurget and Grafton, 2000). Transferring to a target seat 10 cm lower or higher than the initial one is less frequent and may explain the inconsistent performance associated with these tasks. Once again, a parallel can probably be made with non-pathological human gait since the lowest CVs for this task have been reported when individuals ambulate at their natural (preferred) walking speed (Shiavi et al., 1987).

The fact that participants were invited to transfer using a self-selected technique also needs to be considered as different movement strategies, especially in term of movement amplitudes and velocities at the shoulders and elbows, may have occurred and increased inter-participant variability. A special attention also needs to be given to the fact that the participants presented different level of impairments. Finally, the lack of precise standardization concerning movement strategies, especially during the pre- and post-lift phases, may also explain part of the wider variability observed during the entire duration of the transfer compared to the lift phase alone.

5.2.6.3. Peak relative EMG values around seat-off

Peak muscle activities always occurred after participants had lost contact with the initial seat (seat-off; vertical force =0), except on one isolated occasion for the latissimus dorsi at the trailing U/E. This finding was unexpected since there is usually an electromechanical delay between muscle activity onsets and the initiation of joint movements. The major axial skeleton flexion momentum, primarily triggered by the forward trunk flexion, generated during the pre-lift phase and carried over at the beginning of the lift phase of the transfers, may offset the occurrence of peak EMG values. The intensity and timing of this momentum may also reduce the level of peak EMG values around seat-off, though this hypothesis remains to be tested. Conversely, one could argue that peak EMG values for U/E muscles remain unchanged, or may even increase at this time, as substantial concomitant U/E moments may be needed to control the side-effects of this momentum, especially to prevent a forward fall, because the base of support is reduced and trunk musculature is impaired in individuals with SCI. Further research is required to elucidate these hypotheses.

Regarding the earlier occurrence of peak EMG at the anterior deltoid and pectoralis major of the trailing U/E compared to the leading one, this finding was not surprising since additional vertical force underneath the trailing hand reportedly occurs around the seat-off time (Forslund et al., 2006). This finding actually suggests that these two muscles may participate to the shoulder flexion and adduction moments developed at the trailing U/E to lift and push body weight toward the target seat. Moreover, the anterior deltoid may contribute to increase glenohumeral stability during transfers as previously suggested (Perry et al., 1996).

The wide variability observed when looking at time of occurrence of peak EMG values for the triceps and latissimus dorsi also deserve to be highlighted. Examining these muscle patterns, it was found that their contributions were fairly stable (minimal phasic responses) throughout the duration of the transfers, or that there was high variance between participants, or a combination of both. This clearly made determination of the occurrence of peak values for the triceps and latissimus dorsi hazardous and explain why these muscles were not included in the subsequent analyses.

5.2.6.4. Inter-muscular coordination

Inter-muscular coordination may exist, since the times of occurrence of peak EMG values were orchestrated for the majority of muscles studied at the leading and trailing U/Es, while target seat height had very limited effects. The strongest synergy was found between the anterior deltoid and pectoralis major at the trailing U/E. These two muscles have to rapidly generate elevated shoulder flexion and adduction moments along with an elbow extension moment, to counterbalance the elevated vertical force measured at this U/E, especially early during the transfer, as previously discussed. Generation of these explosive moments around seat-off during transfer tasks probably relies on sophisticated muscle synergies, though isolated muscle force-generating capabilities remain of importance. The development and consolidation of specific inter-muscular coordination strategy, contributing to improved motor control skills, may facilitate the performance of transfers.

5.2.6.5. Limited effects of target seat heights on muscular demand

For the mean intensity values, only the biceps at the leading U/E as well as the deltoid and pectoralis major of the trailing one were significantly more recruited when transferring to the high target seat in comparison to the other heights. For the biceps of the leading U/E, this augmented muscular effort may be linked to an increased mechanical demand to support and pull body weight to the high target seat. This finding is in line with previous results reported for healthy individuals performing SPTs (Wang et al., 1994). For the deltoid and pectoralis major, their increased muscular efforts may also be explained by an increased mechanical demand when the trailing U/E is supporting and pushing body weight when transferring to the high target seat. The additional weight (higher vertical force) supported by the trailing U/E early during transfers may further corroborate these results (Forslund et al., 2006). Therefore, it is possible that transferring to a high target

seat exacerbates the risk of developing secondary musculoskeletal impairments at the trailing U/E, especially at the shoulder joint. Note that transferring to a high target seat did not lead to a significant increase in muscular demand of the triceps compared to transferring to a target seat of the same height.

Surprisingly, transferring to a low target seat did not generate inferior mean and peak EMG values than transferring to a target seat of the same height across all muscles. This may be explained by the fact that comparable U/E muscular efforts were developed as participants still had to simultaneously lift and support the trunk and L/Es and participate in dynamic postural stability during the transfer, even though the target seat was lower. The fact that the duration of the lift period is similar in both transfers may further explain why mean EMG values remain unchanged when transferring to the low seat in comparison to one of the same height.

5.2.6.6. Limitations

Since the SPTs were performed in a simulated laboratory environment, it was impossible to modify the pre-determined position of the chairs during data collection given the complexity of the experimental set-up. This set-up may have differed from the one normally used by some participants when performing SPTs because the experimental set-up only allowed a 90° angle between the chairs. In addition, only monitoring the activity of superficial muscles accessible to sEMG may also restrict the interpretation of the results, as this may not be representative of the EMG activity of the muscles lying underneath those studied. In addition, Furthermore, although it is recognized as a useful measure of muscle activation, the limits of sEMG also have to be considered. For example, the problems of electrode movements relative to the muscle studied, especially for the latissimus dorsi, may explain part of the wide variability observed for this muscle. Finally, the results should be interpreted with caution owing to the limited number of participants in this study. Note that the limited number of participants did not allow stratification into groups based on their level of SCI. Nonetheless, the sample size is comparable to those used in many examples of exploratory EMG research investigating functional activities in individuals with impairments and disabilities or healthy subjects. Although it may at first appear relevant to have conducted this study among healthy individuals in an effort to reduce inter-participant variability and increase the sample size, it is impossible for them to mimic the severe trunk and L/Es sensory-motor impairments experienced by individuals with SCI and to anticipate their effects on the neuro-motor performance during SPTs.

Moreover, the fact that healthy individuals have extremely limited experience with SPTs also precluded them from participating into this study since their neuron-motor performances may sharply contrast from those observed among individuals with SCI who are well skilled and experienced with the tasks investigated (<golden standard>). Finally, it is obvious that the EMG intensity reported in this study generally increases as the force production required to perform SPTs increases. However, since this association only provides a qualitative indication of the U/E joint loads during SPTs, future studies should definitively focus on quantifying U/E kinetics during SPTs to provide a more comprehensive analysis of U/E mechanical loads experienced by individuals with SCI. Alternatively, additional research attempting to predict or simulate the U/E mechanical loads during SPTs from U/E EMG data recorded during these tasks, with the help of detailed arm-shoulder models, should also be encouraged.

5.2.7. CONCLUSION

This study was an initial step toward comprehensive assessment of EMG recruitment patterns generated at both U/Es when individuals with SCI complete sitting pivot transfers. Most of the muscles showed a progressive increase in EMG activity during the pre-lift phase, which was carried over during the first half of the lift phase where most of the peak EMG values occurred. This substantial EMG activity is believed to contribute to the generation of U/E moments required to lift and pivot the body while dynamically controlling sitting balance. Specifically, the results revealed that the biceps, anterior deltoid and pectoralis are major contributors to these sub-tasks during the sitting pivot transfers. These results contribute to the development of evidence-based data for a better understanding of sitting pivot transfers, and may strengthen clinical practice guidelines aiming to preserve U/E integrity following SCI.

5.2.8. ACKNOWLEDGMENTS

The authors gratefully acknowledge the contribution of France Piotte (MSc, PT) and her assistance during data acquisition and statistical analysis. Special thanks are also extended to Pierre Desjardins (Eng.), Michel Goyette (Eng.), Daniel Marineau and André Dumoulin for their engineering and technical support. Finally, the authors acknowledge the grants provided by the Quebec Rehabilitation Research Network (www.repar.ca), the Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation, and the Canadian Foundation for Innovation. Dany Gagnon holds a PhD Scholarship and Sylvie Nadeau holds a Junior 2 Research Scholarship, both from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Janice J. Eng is a Career Scientist (Scholar) of the Michael Smith Foundation for Health Research and holds a Canadian Institutes of Health Research (CIHR) New Investigator Award.

Table 5.2.1: Demographic and clinical characteristics of participants

Subject	Age (year)	Stature (m)	Mass (kg)	Body Mass Index (kg/m ²)	Level of lesion	Impairment scale	ASIA Motor (/100)	ASIA Sensory (/224)	Time since injury (year)	Number of sitting pivot transfers (/day)
1	44.4	1.70	76.3	26.4	T4	A	50	90	13.8	14
2	26.4	1.78	62.6	19.8	T5	A	50	96	2.5	12
3	37.1	1.72	69.6	23.5	T6	A	50	108	5.9	28
4	53.0	1.68	63.8	22.6	T6	A	50	110	30.6	20
5	38.0	1.85	112.9	33.0	T7	A	50	112	4.3	26
6	36.4	1.60	63.6	24.8	T9	A	50	130	2.5	20
7	51.5	1.75	76.6	25.0	T10	A	50	136	2.7	28
8	28.6	1.78	80.8	25.5	T10	A	50	138	3.1	12
9	43.8	1.70	107.2	37.1	T10	A	50	136	4.0	16
10	50.6	1.88	80.9	22.9	T11	A	50	144	32.4	10
MEAN	41.0	1.74	79.4	26.1			50	120	10.2	18.6
SD	9.3	0.08	17.6	5.2			-	19.1	11.7	6.9

Table 5.2.2: Placement of EMG surface electrodes

Muscle	Placement of electrodes
Long head of biceps brachii	Center of muscle belly
Long head of triceps brachii	Midway between olecranon and acromion at 2 cm medial to the line over the muscle belly
Anterior fibers of deltoid	2 cm inferior to anterior acromion
Clavicular fibers of pectoralis major	Midway between the coracoid process and the sterno-clavicular joint
	2 cm inferior to the clavicle
Latissimus dorsi	2 cm inferior and lateral to the inferior angle of the scapula

Table 5.2.3: Mean inter-participant coefficient of variation (lift phase only; overall transfer) calculated for the amplitude-normalized EMG values measured during time-normalized sitting pivot transfers.

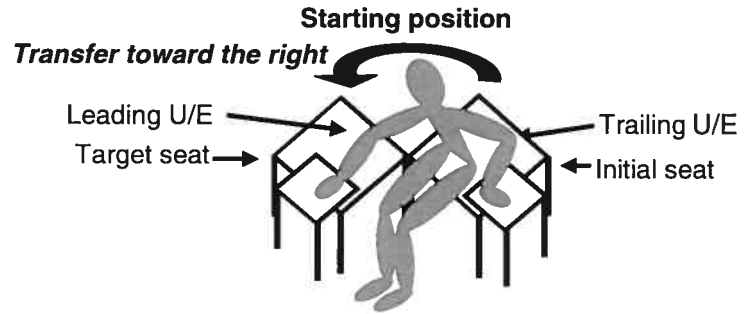
Tested U/E: Target seat height:	Leading U/E			Trailing U/E		
	Low	Same	High	Low	Same	High
Muscle						
Biceps	38.6; 58.1	26.8; 49.2	37.9; 56.6	39.8; 57.1	29.4; 55.6	32.6; 61.2
Triceps	38.8; 56.8	26.2; 51.7	30.4; 55.9	35.4; 38.1	20.9; 30.7	30.8; 23.2
Anterior deltoid	35.8; 66.8	30.5; 48.2	43.9; 70.6	41.6; 69.6	31.1; 60.9	25.0; 55.3
Pectoralis major	35.8; 60.9	21.6; 43.8	34.1; 51.5	30.4; 48.9	22.2; 39.3	29.6; 45.6
Latissimus dorsi	35.2; 62.1	26.5; 51.7	38.3; 54.6	44.5; 55.1	28.9; 45.3	37.8; 54.8

FIGURE LEGENDS

- Figure 5.2.1:** Schematic representation the experimental set-up and of the transverse view during the pre-lift, lift, and post-lift phases of sitting pivot transfers. Note that each square/rectangle represents a distinct force-sensing surface allowing to record reaction forces.
- Figure 5.2.2:** Group mean time- and amplitude-normalized EMG activation patterns of the five muscles studied at leading and trailing U/Es during sitting pivot transfers to a target seat set at three different heights. Start and end of pre-lift, lift and post-lift phases are indicated by vertical dashed lines. Mean coefficient of correlation of the mean time- and amplitude-normalized EMG activation patterns across the three different sitting pivot transfers investigated for each muscle.
- Figure 5.2.3:** Group mean ($\pm 1SD$) time of occurrence of peak time- and amplitude-normalized EMG intensity of the five muscles studied, measured at leading and trailing U/Es during sitting pivot transfers to a target seat of different heights. Note that the symbol * indicates a significant main effect ($p < 0.05$) for the factor U/E role (leading versus trailing).
- Figure 5.2.4:** Group mean ($\pm 1SD$) mean and peak time- and amplitude-normalized EMG intensity of the five muscles studied, measured at leading and trailing U/Es during lift phase of sitting pivot transfers to a target seat of different heights.
* $p < 0.05$

FIGURE 5.2.1

REFERENCE TASKS



TRANSVERSE VIEW

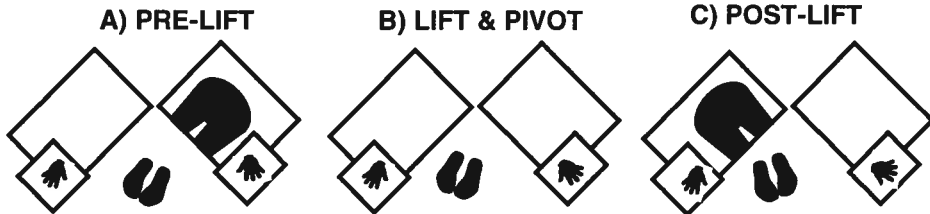


FIGURE 5.2.2

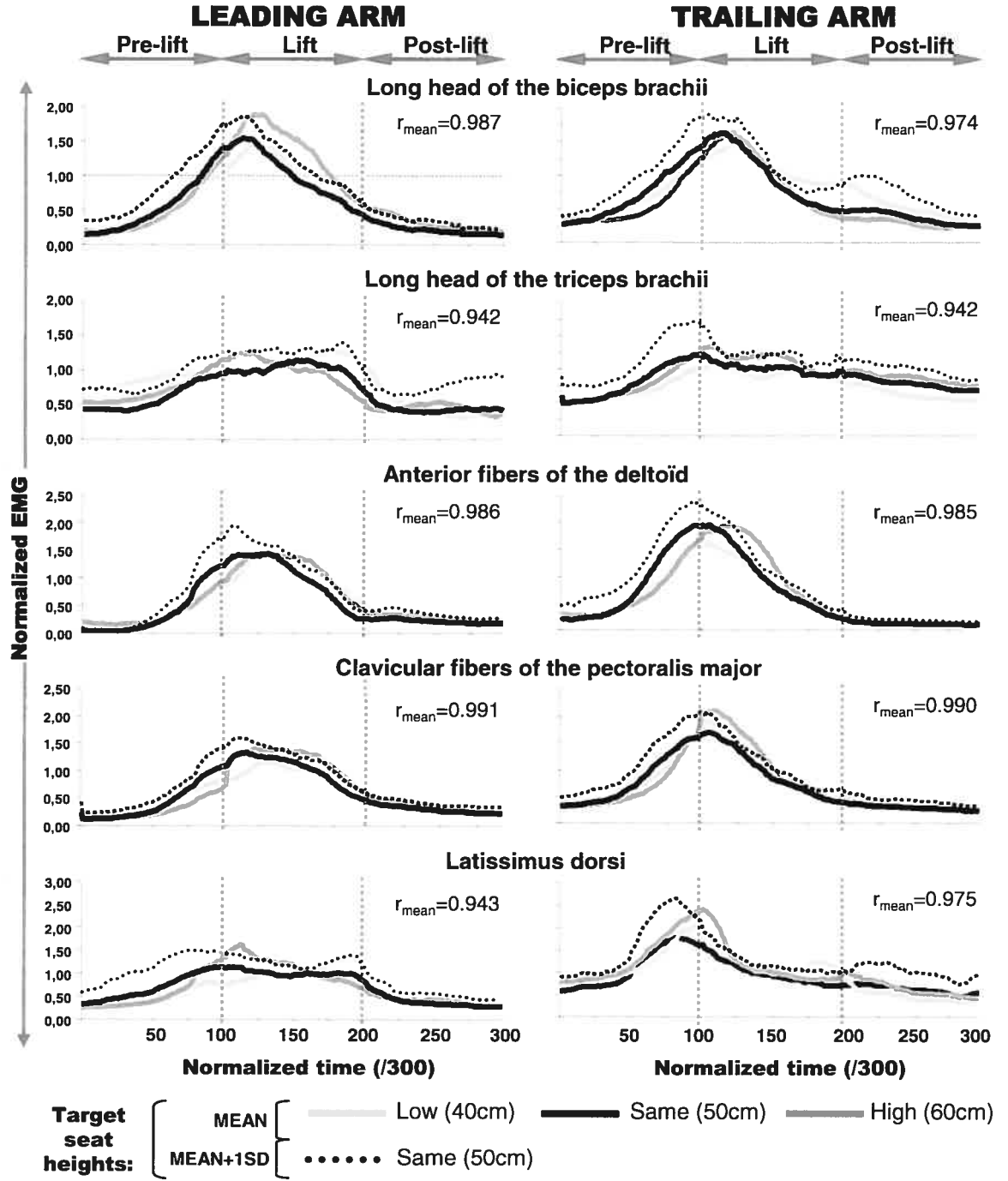


FIGURE 5.2.3

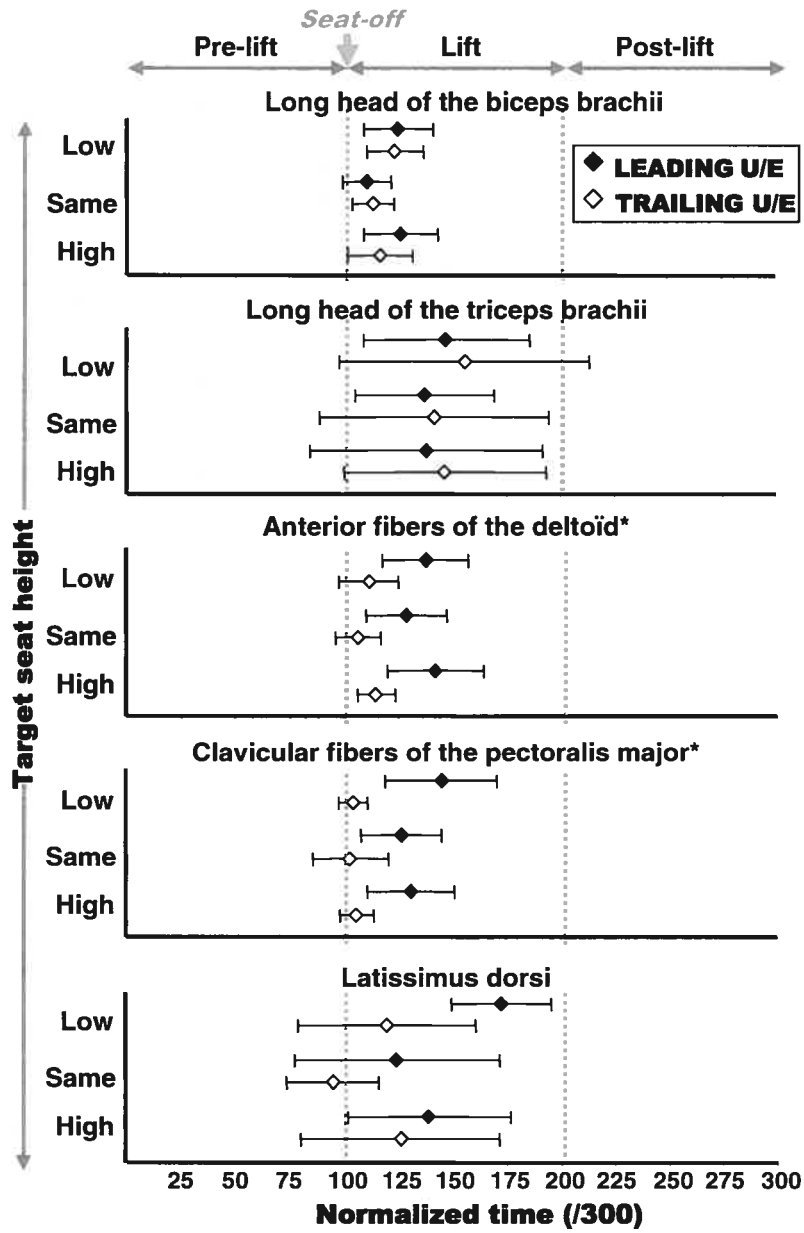
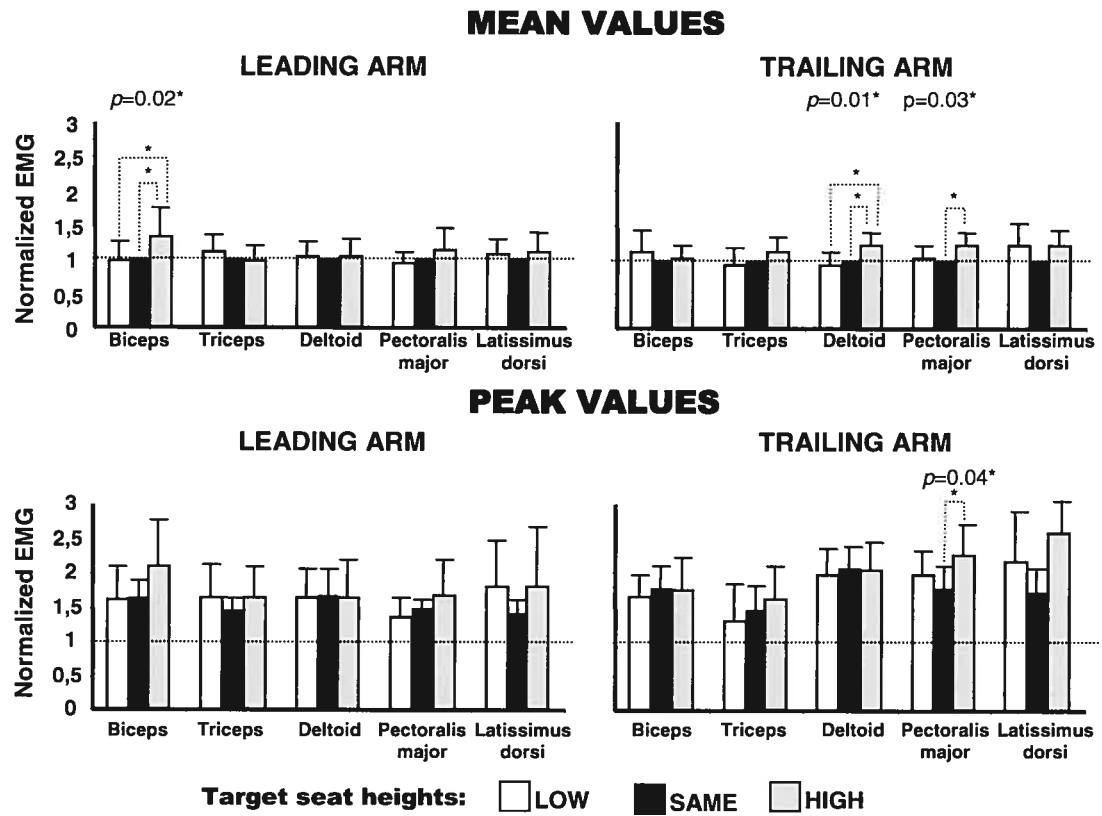


FIGURE 5.2.4



5.2.9. REFERENCES

- Allison GT, Marshall RN, Singer KP. 1993. EMG Signal Amplitude Normalization Technique in Stretch-Shortening Cycle Movements. *J Electromyogr Kinesiol* 4:236-244.
- Allison GT, Singer KP, Marshall RN. 1995. Muscle activation patterns during transfers in individuals with spinal cord injury. *Aust J Physioth* 41:169-176.
- Allison GT, Singer KP, Marshall RN. 1996. Transfer movement strategies of individuals with spinal cord injuries. *Disabil Rehabil* 18(1):35-41.
- Altman DG. 1991. *Practical statistics for medical research*. 1st edition ed. London, UK: Chapman & Hall/CRC. p.404 p.
- Bromley I. 1998. *Tetraplegia and paraplegia: A guide for physiotherapists*. Fifth ed. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone. 267 p.
- Burden A, Bartlett R. 1999. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys* 21(4):247-257.
- Burden AM, Trew M, Baltzopoulos V. 2003. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *J Electromyogr Kinesiol* 13(6):519-532.
- Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, editor. 2005. *Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals*. First ed. Washington (DC): Paralyzed Veteran of America. 36 p.
- Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, Gualano J. 1995. Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 33(5):290-293.
- De Luca CJ. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J Applied Biomech* 13:135-163.
- Desmurget M, Grafton S. 2000. Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends Cogn Sci* 4(11):423-431.
- Finley MA, McQuade KJ, Rodgers MM. 2005. Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20(1):32-40.
- Forslund EB, Granstrom A, Levi R, Westgren N, Hirschfeld H. 2006. Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord*.

- Fougeyrollas P, Noreau L, Boschen K. 2002. The interaction of environment with individual characteristics and social participation: theoretical perspectives and applications in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 7:1-16.
- Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Noreau L, Lariviere C, Gagnon D. 2003. Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(4):319-331.
- Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Noreau L, Lariviere C, McFadyen B. 2005. Movement patterns and muscular demands during posterior transfers toward an elevated surface in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* 43(2):74-84.
- Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Eng JJ, Gravel D. 2007. Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* In Press.
- Gefen JY, Gelmann AS, Herbison GJ, Cohen ME, Schmidt RR. 1997. Use of shoulder flexors to achieve isometric elbow extension in C6 tetraplegic patients during weight shift. *Spinal Cord* 35(5):308-313.
- Harvey LA, Crosbie J. 2000. Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in C5 and C6 quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 81(4):500-505.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10(5):361-374.
- Magee DJ. 2006. *Orthopedic Physical Assessment: Enhanced Edition*. Fourth edition ed. Toronto/Philadelphia/London: Elsevier WB Saunders Title. 1040 p.
- Marciello MA, Herbison GJ, Cohen ME, Schmidt R. 1995. Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 76(5):426-432.
- Newsam CJ, Lee AD, Mulroy SJ, Perry J. 2003. Shoulder EMG during depression raise in men with spinal cord injury: the influence of lesion level. *J Spinal Cord Med* 26(1):59-64.
- Pentland WE, Twomey LT. 1994. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part II. *Paraplegia* 32(4):219-224.
- Perry J, Gronley JK, Newsam CJ, Reyes ML, Mulroy SJ. 1996. Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 77(4):350-355.
- Redfern M, Hughes R, Chaffin D. 1993. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recording. *Clinical Biomechanics* 8(1):44-48.

- Reyes ML, Gronley JK, Newsam CJ, Mulroy SJ, Perry J. 1995. Electromyographic analysis of shoulder muscles of men with low-level paraplegia during a weight relief raise. *Arch Phys Med Rehabil* 76(5):433-439.
- Seidler RD, Noll DC, Thiers G. 2004. Feedforward and feedback processes in motor control. *Neuroimage* 22(4):1775-1783.
- Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. 1987. Electromyographic gait assessment, Part 1: Adult EMG profiles and walking speed. *J Rehabil Res Dev* 24(2):13-23.
- Trevithick BA, Ginn KA, Halaki M, Balnave R. 2007. Shoulder muscle recruitment patterns during a kayak stroke performed on a paddling ergometer. *J Electromyogr Kinesiol* 17(1):74-79.
- Wang YT, Kim CK, Ford HT, 3rd, Ford HT, Jr. 1994. Reaction force and EMG analyses of wheelchair transfers. *Percept Mot Skills* 79(2):763-766.
- Winter DA, Yack HJ. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 67(5):402-411.
- World Health Organization. 1995. Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. Geneva: World Health Organization.
- Yang JF, Winter DA. 1984. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 65(9):517-521.
- Zerby SA, Herbison GJ, Marino RJ, Cohen ME, Schmidt RR. 1994. Elbow extension using the anterior deltoids and the upper pectorals. *Muscle Nerve* 17(12):1472-1474.

5.3. Article #4 : Quantification of Reaction Forces During Sitting Pivot Transfers Performed by Individuals With Spinal Cord Injury*

Dany Gagnon, PhD candidate^{1,2}, Sylvie Nadeau, PhD^{1,2}, Luc Noreau, PhD^{3,4}, Patrick Dehail, MD, PhD^{1,2}, Denis Gravel, PhD^{1,2}

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain - Site Institut de réadaptation de Montréal, Montreal, Canada,

² School of Rehabilitation, University of Montreal, Montreal, Canada,

³ Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration social de Québec, Quebec City, Canada

⁴ Department of Rehabilitation, Laval University, Quebec City, Canada

* Accepté pour publication dans *Journal of Rehabilitation Medicine*.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif, essentiel et majoritaire au développement du protocole expérimental, à l'élaboration de la méthodologie, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données cliniques et des forces de réaction présentées, de même qu'à la rédaction du présent manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, Dr Luc Noreau et Dr Denis Gravel ont contribué au développement du protocole expérimental et à l'élaboration de la méthodologie spécifique à cette partie de la programmation de recherche, ont encadré et supervisé l'ensemble des étapes subséquentes du processus en plus de réviser et commenter ce manuscrit. Dr Patrick Dehail a activement contribué à la collecte des données cliniques et de laboratoire ainsi qu'à la révision de ce manuscrit.

5.3.1. Avant-propos

Entre le moment où les fesses perdent leur appui avec le siège initial et celui où elles retrouvent un appui sur le siège d'arrivée, une proportion considérable de la masse corporelle est nécessairement supportée par les mains, et fort probablement, dans une proportion moindre, par les pieds en appui au sol. Pendant cette période critique du transfert assis en pivot, seulement la composante verticale des forces de réaction sous les mains dirigeante et traînante a été quantifiée chez les individus ayant une LMÉ. Il a été démontré, qu'en moyenne, une proportion plus importante de la masse corporelle transitait généralement par le MS traînant que par le dirigeant (32% versus 25% de la masse corporelle) pendant la période de levé des transferts assis en pivot entre des surfaces nivelées. À la lumière de ces résultats, une recommandation a également été émise en faveur de l'utilisation du membre supérieur le plus fort, ou le moins douloureux, comme MS traînant lors des transferts assis en pivot.

À notre connaissance, aucune étude n'a documenté la distribution et l'intensité des composantes tri-axiales de la force de réaction mesurée séparément sous les fesses (siège de départ; siège d'arrivée), les mains (main traînante; main dirigeante) et les pieds lors de la réalisation de transferts assis en pivot entre des surfaces nivelées ou de différentes hauteurs. L'objectif général de cet article est de quantifier et comparer les composantes tri-axiales des forces de réaction du sol sous les fesses (siège de départ; siège d'arrivée), les mains (main traînante; main dirigeante) et les pieds lors de la réalisation de transferts assis en pivot de différents niveaux de complexité.

Afin de rencontrer cet objectif, quelques sous-objectifs ont orienté cette partie de la thèse :

1. Quantifier chacune des composantes tri-axiales de la force totale de réaction et de celles mesurées séparément sous les fesses (siège de départ; siège d'arrivée), les mains (main traînante; main dirigeante) et les pieds lors de la réalisation de transferts assis en pivot d'un siège de départ (hauteur=50 cm) à un siège d'arrivée de même hauteur (50 cm) et surélevé (60 cm) rapport à celui de départ;
2. Comparer les valeurs moyennes et maximales de la force de réaction verticale (F_y) mesurée sous les pieds et sous les mains (mains dirigeante et traînante combinées);

3. Comparer les valeurs moyennes et maximales des forces de réaction verticale (F_y) et horizontale rapportées entre les membres supérieurs dirigeant et traînant;
4. Étudier l'effet de la hauteur du siège d'arrivée (nivelé = 50 cm versus haut = 60 cm) sur les valeurs moyennes et maximales des forces de réaction verticales (F_y) et horizontales mesurées sous les mains;
5. Préciser les temps auxquels la composante verticale (F_y) de la force de réaction atteint sa valeur maximale sous les pieds, la main dirigeante et la main traînante pendant le transfert assis en pivot (durée totale) , en plus de :
 - comparer ces temps entre les pieds, la main dirigeante et celle traînante;
 - étudier l'effet de la hauteur du siège d'arrivée (nivelé = 50 cm versus haut = 60 cm) sur ces temps ;
6. Vérifier l'influence du niveau de la LMÉ sur les valeurs moyennes et maximales de chacune des composantes tri-axiales des forces de réaction du sol mesurées sous les mains (main dirigeante ; main traînante) et les pieds lors de la réalisation de transferts assis en pivot de différents niveaux de complexité;
7. Valider la recommandation clinique visant à favoriser l'utilisation du MS le plus fort, ou le moins atteint, dans un rôle traînant plutôt que dirigeant, et si nécessaire, émettre certaine(s) nuance(s) concernant cette récente recommandation.

5.3.2. ABSTRACT

Objectives: To quantify the reaction forces exerted under the hands, feet and buttocks when individuals with spinal cord injury performed sitting pivot transfers.

Design: Twelve males with paraplegia completed three transfers between seats of the same height (height=0.5m) and three transfers to a high target seat (height=0.6m).

Results: Greater mean and peak vertical reaction forces were always recorded under the hands compared to the feet ($p < 0.001$) during the transfers. Mean vertical reaction forces were similar between the leading and trailing hands ($p > 0.088$) for the two transfers studied. However, the mean vertical reaction force underneath the leading hand was greater when transferring between a seat of the same height compared to one of a higher height ($p = 0.021$), and vice-versa for the trailing hand ($p = 0.0001$). The peak vertical reaction force always occurred earlier ($p < 0.0001$) and was greater underneath the trailing hand compared to the leading one ($p < 0.02$), and reached its highest value when transferring to the high target seat ($p = 0.003$). Peak and mean horizontal reaction forces were always higher underneath the trailing hand compared to the leading hand ($p < 0.001$).

Conclusion: These results provide evidence-based data to better understand transfers and strengthen clinical practice guidelines targeting the preservation of upper extremity integrity.

Key words: Biomechanics, kinetics, rehabilitation, technology, upper extremity, weight-bearing

5.3.3. INTRODUCTION

Individuals who sustain a spinal cord injury (SCI) generally experience severe axial skeleton and lower extremity (L/E) sensory-motor impairments which reduce their ability to ambulate (Fougeyrollas et al., 2002). To overcome this disability and reach an optimal level of social participation, most of these individuals will become long-term manual wheelchair users (Fougeyrollas et al., 2002; Noreau et al., 2005). Their upper extremities (U/Es) consequently become highly involved during manual wheelchair propulsion and many other basic functional mobility activities, such as overhead reaching, weight-lift maneuvers and transfer tasks (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Among these activities, transfer tasks rank among the most strenuous wheelchair-related activities, especially for the skeletal, muscular, neurological and vascular U/E structures (Bayley et al., 1987; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005; Van Drongelen et al., 2005a; Van Drongelen et al., 2005b). Surprisingly, there is only a paucity of biomechanical studies focusing on transfer tasks among individuals with SCI.

Individuals with complete motor paraplegia, as well as those with low-level tetraplegia (C7-C8), generally develop the ability to transfer themselves in a seated position from an initial surface to a target surface of even or uneven height, without human or physical assistance (Bromley, 1998). To transfer, individuals with SCI predominantly rely on their U/Es to lift their buttocks off the initial surface and almost simultaneously pivot themselves to the target surface (Bromley, 1998). While doing so, the hand generally placed beside the upper thigh on the initial seat is referred to as the trailing hand, whereas the leading hand is positioned on the target seat, far enough away to leave adequate space for the buttocks at the end of the transfer (Bromley, 1998). Typical sitting pivot transfer examples include transferring from a wheelchair to a regular bed, a tub/shower bench, a toilet seat, a treatment table, a car seat and vice versa. Interestingly, individuals with SCI on average perform 14 to 18 of these transfers per day (Finley et al., 2005; Pentland and Twomey, 1994) and frequently encounter height differences between seating surfaces while doing so (Forslund et al., 2006). Such a great number of transfers performed daily, along with the elevated forces transmitted through the wrist, elbow and shoulder joints while carrying out these tasks, may increase the risk of developing secondary U/E musculoskeletal impairments over time (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). This belief is further supported by the high prevalence of shoulder (30-60%),

elbow (5-16%) and wrist (40-66%) joint complaints documented among individuals with SCI (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005).

Comprehensive assessment of the reaction forces during sitting transfers towards even and uneven surfaces would definitively represent a key advancement in an effort to better assess sitting pivot transfers. To date, only Forslund *et al.* have reported recording peak vertical forces, representing approximately 50% of the total body weight of men with SCI, under the leading hand at seat-off and then under the leading hand during sitting transfer (Forslund *et al.*, 2006). Moreover, they noticed a tendency for the trailing arm to be exposed to a greater mean vertical force (32% of body weight) than the leading arm (24.5% of body weight) (Forslund *et al.*, 2006). To our knowledge, neither the antero-posterior and medio-lateral reaction forces generated during sitting transfers performed independently by individuals with SCI, nor the percentage of bodyweight supported by the L/Es have ever been described. Knowledge gained from a better understanding of the external forces acting on the body segments may enhance the current knowledge regarding sitting pivot transfers, and strengthen clinical practice guidelines targeting the preservation of U/E integrity among individuals with SCI.

The main objective of this study was to quantify the three orthogonal components of the reaction forces exerted under the hands, feet and buttocks when individuals with SCI performed sitting pivot transfers to a target seat of both same and higher heights. The study design also allowed the researchers to compare the magnitude of the reaction forces between the leading and trailing hands and to investigate the effect of target seat height on these reaction force outcomes (mean and peak values) during the lift phase of the transfers. The influence of SCI level on the reaction force outcomes was also investigated. Substantially more elevated vertical reaction force was anticipated underneath the hands (leading and trailing hands combined) in comparison to the one recorded underneath the feet during the lift phase of the sitting pivot transfers since individuals with complete motor paraplegia experience severe L/E impairments. Yet, the magnitude of the vertical reaction force recorded underneath feet during the lift phase of the sitting pivot transfer was expected to be representative of the weight of the L/Es. Sitting pivot transfers from an initial seat to a target seat of the same height was also expected to generate lower reaction forces underneath the leading and trailing hands compared to the transfer to a higher target seat as transferring to a higher target surface may require supplementary U/E efforts as previously demonstrated during a comparable task (Gagnon *et al.*, 2005). Moreover, higher reaction forces were also anticipated underneath the trailing hand

compared to the leading hand during sitting transfers as recently reported (Forslund et al., 2006). Lastly, the reaction forces were expected to increase as the level of SCI led to improved sensory-motor capability (lower level of SCI) among the participants as their abdominal and trunk muscles may have an increased capability to generate and counteract axial skeletal accelerations (head and trunk segments combined), especially around seat-off during the sitting pivot transfers (Gagnon et al., 2007b).

5.3.4. METHODS

5.3.4.1. Participants

A convenience sample of 12 right-handed males with complete traumatic sensory-motor thoracic SCI volunteered for this study (Table I). Subjects were eligible to participate if they had the ability to independently perform sitting transfers between seats of various heights without technical aid and routinely used sitting transfers in daily life. Participants presented no subjective or objective signs or symptoms of musculoskeletal impairments affecting the trunk or U/Es or any other condition limiting their ability to perform sitting transfers. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR). Participants reviewed and signed an informed consent form before entering the study.

5.3.4.2. Reaction Force Recording

A force-sensing system was developed to continuously record reaction forces underneath the feet, buttocks and leading and trailing hands during transfers (Figure 1). This system is comprised of two instrumented chairs positioned beside one another with a 25° angle separating the two seats, as illustrated in Figure 2. The initial seat is build with a unique AMTI force plate, whereas the target seat is equipped with four separate AMTI strain gauge transducers (Roy et al., 2006; Roy et al., 2007). Both sitting surfaces are mounted on an aluminum plate and supported by a large steel structure. A slide-guide rail system is embedded into each structure and allows for height-adjustments using manual cranks. In fact, a scissor jack-type crank is attached underneath the sitting surface of each chair and is also connected to the steel structure. Moreover, a manual locking mechanism is also integrated to the structure to further secure the selected seat height. Both instrumented chairs were anchored to the concrete floor to optimize their natural frequency

and dissipate vibrations during data collection. High-density foam (thickness=0.01m) covered the seating surfaces to preserve skin integrity during the experiment. To monitor the reaction forces generated under the hands, two additional custom-made width- and height-adjustable hand force plates, each equipped with three AMTI strain gauge transducers, were mounted laterally to square steel shafts fixed underneath the chairs, with additional steel supports projecting to the floor to optimize the rigidity of the system. For each participant, the hand force plates were adjusted to assure that the width of the seats corresponded to that of their own wheelchair. Finally, two additional AMTI force plates embedded into the floor recorded forces transmitted through the feet. This innovative experimental set-up allowed for continuous recording, amplifying and storing of the x , y , and z components of the resulting external reaction forces at a sampling frequency of 600 Hz during the entire duration of the transfers using a custom-made Labview program. Subsequently, forces recorded during transfers were filtered using a fourth-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and sampled at 60 Hz. The x , y , and z components of the reaction forces corresponded to the antero-posterior (F_x), vertical (F_y) and medio-lateral (F_z) directions, respectively, within the global coordinate framework of the laboratory (Figure 2). The x , y , and z components of the reaction forces underwent static (y component) and quasi-static (x and z components) accuracy tests which confirmed measurement errors of less than 2% for each instrumented surface (Gagnon et al., 2007a). Additional methodological details on the instrumented transfer assessment system have been presented in a previous report (Gagnon et al., 2007a). Remember that all external reaction forces recorded during the proposed experimental tasks, especially those recorded underneath the hands that are of key interest, are representative of the external loading sustained by the body segment and thus only to some extent indicative of the mechanical strain experienced.

5.3.4.3. Transfer assessment

Participants had to transfer from the initial instrumented chair to the target chair initially set at a height of 0.5 m (Transfer #1: same). This pre-selected height closely matches the height from which participants routinely initiate this type of transfer in daily life as it mimics the combined wheelchair and cushion heights calculated among all participants (mean (SD) = 0.53 (0.02) m). The height of the instrumented chairs was not adjusted to specific body anthropometric parameters (e.g.: lower leg length) since the combined wheelchair and cushion height was found to be relatively constant across individuals with SCI during a preliminary study (Gagnon et al., 2007b) and since

individuals with SCI are generally encouraged to firmly place feet on the floor before initiating transfers, independently of the footrest's height and L/E anthropometrics. In addition, transfer's surfaces are generally not adjustable in the natural environment (e.g.: adapted toilet seat height). As for the width of the instrumented chair, each width-adjustable instrumented hand surface, that overlaps the instrumented seat to which it is laterally attached, was moved so that the width of the instrumented seats corresponded to that of the subject's own wheelchair. After a familiarization period, three transfer trials were recorded for each participant while the right U/E acted as the leading one and the left as the trailing U/E. Subsequently, the height of the target seat was positioned 0.1m higher than the initial one to reach 0.6m (Transfer #2: high). Three additional transfer trials were recorded for each participant. Of importance, since only the height of the target seat was modified, the right U/E always acted as the leading U/E while the left U/E acted as the trailing one. Prior to initiating these transfers, participants were instructed to place their buttocks, feet and hands in a position of preference over the instrumented surfaces, respectively. Initial hand, feet and buttock positions were marked to assure similar starting positions across trials for each participant. Participants were encouraged to use their regular transfer strategies while transferring, especially in terms of movement amplitude and speed.

5.3.4.4. Data processing

Each sitting transfer trial was divided into three phases: pre-lift, lift and post-lift phases (Gagnon et al., 2003; Gagnon et al., 2005; Perry et al., 1996). The vertical forces recorded on the initial and target seats marked the start and end of the lift phase of the transfer. The lift phase started when the vertical force equaled zero at the initial seat (seat off) and ended when the impact force reached its maximum value on the target one (seat on). These time events were further validated by verifying the initial and final vertical displacements of the center of mass of the pelvis. The start of the pre-lift phase corresponded to the start of the acceleration phase of the head and upper trunk segments which preceded the lift phase, while the end of the post-lift phase coincided with the end of the deceleration phase of these same segments. Note that to obtain these kinematic parameters, the coordinates of the skin-fixed light emitting diode triads attached to these segments (pelvis, trunk, head) were simultaneously recorded at a sampling frequency of 60 Hz using an Optotrak motion analysis system (Northern Digital Inc, Waterloo, ONT.) as previously described (Gagnon et al., 2007a; Gagnon et al., 2007b). Thereafter, custom-made programs were used to quantify angular displacements, velocities and accelerations

of the head and trunk segments within the laboratory coordinate frame (Gagnon et al., 2007a; Gagnon et al., 2007b). Thereafter, the x , y , and z components of the reaction forces were time-normalized to 100 data point per phase for a total of 300 data points for the entire transfer task. Each data point was thereafter normalized as a percentage of body weight (% BW = (reaction force recorded (N) / body weight (N)) * 100). The levels of SCI lesion were ranked according to an ordinal scale progressing from one (C6) to fifteen (T12) based on the metameric level of sensory-motor SCI (American Spinal Injury Association, 2003).

5.3.4.5. Statistical analysis

Descriptive statistics (mean (SD)) were calculated for the demographic and clinical characteristics of the participants. For each participant ($n=12$), the x , y , and z components of the time-normalized reaction forces (300 data points) recorded over each instrumented surface when performing the three SPTs to the target seat set at a height of 0.5m (Transfer #1: same) were averaged. Thereafter, a group mean (SD) pattern was generated for the x , y , and z components of the reaction forces recorded at each of the five instrumented surface by averaging all participants' averages for this experimental task (Figure 3). A similar approach was also used to generate a group mean (SD) pattern for the x , y , and z components of the reaction forces recorded over each instrumented surface when performing SPTs to the target seat positioned 0.1m higher than the initial one (Transfer #2: high) for the participants who successfully complete this task ($n=10$). The reaction force pattern similarity among the participants was analyzed using the mean Pearson product-moment correlation coefficient (r_{mean}) (Trevithick et al., 2007). To calculate the r_{mean} , each participant's pattern was first correlated against the group mean pattern. Then, a r_{mean} was calculated by averaging the coefficient of correlation obtained for each participant for a given reaction force pattern (Trevithick et al., 2007). The r_{mean} values were interpreted according to the guidelines proposed by Altman (Altman, 1991): poor agreement ($r < 0.20$), fair (0.21–0.40), moderate (0.41–0.60), good (0.61–0.80) and very good (0.81–1.00). Then, mean and peak values of the vertical reaction forces were extracted for the lift phase of the transfers only for the participants who had completed both experimental tasks underneath the feet and hands (leading and trailing). As for the mean and peak values of the horizontal vertical forces distinctively reported underneath the leading and trailing hands, the magnitude of these vales were characterized after adding the x and z components of the reaction force recorded underneath the hand using proper trigonometric method (Pythagoras' Theorem; $F_{\text{horizontal}}^2 = F_x^2 + F_z^2$). These outcomes

(mean and peak vertical and horizontal forces) were only computed during the lift phase since this phase represents the most demanding phase of the transfer as previously demonstrated (Perry et al., 1996). Using the values extracted, two-factor repeated-measures analysis of variance (ANOVA) [2 supporting surfaces (hands vs. feet) X 2 target seat heights (same vs. high)] was used to confirm the substantial supporting role of the U/Es compared to the L/Es when performing transfers. For each participant, note that all values (300 data points) used to generate the mean pattern of the vertical (y) component of the reaction force obtained underneath the leading and trailing hands were combined to compute the data (mean and maximum) needed to complete this analysis. Another two-factor repeated-measures ANOVA [2 hand roles (leading vs. trailing) X 2 target seat heights (same vs. high)] was used to assess the differences between the leading and trailing hands during the same tasks using the outcomes previously described (vertical and horizontal forces). An additional two-factor repeated-measures ANOVA [3 supporting surfaces (leading hand, trailing hand, feet) X 2 target seat heights (same vs. high)] was used to compare the time of occurrence of the peak vertical reaction forces (F_y). For all ANOVAs, main effects were examined to determine the influence of the factors investigated in the absence of interaction. Additional analyses were carried out to determine main independent variable effects on the dependent variables whenever an interaction effect was detected. To do so, one-way ANOVAs (*Bonferroni* correction applied) as well as paired or independent Student's t -tests were performed to determine whether differences existed. Lastly, Spearman rank coefficients of correlation were used to establish the association between the mean and maximum values of each component of the reaction force (F_x , F_y , F_z) recorded underneath the hand (leading and trailing) and feet instrumented surfaces, as well as the mean and maximum overall reaction force (all instrumented surfaces combined) values, with respect to the level of SCI expressed on an ordinal scale. Two-tailed tests were selected for all statistical analysis and p -values of 0.05 or less confirmed statistical significance. All statistical analyses were performed using SPSS® software, version 11.5.

5.3.5. RESULTS

5.3.5.1. Participants

The characteristics of the participants are summarized in Table I. All participants were male and had sustained a traumatic SCI on average 9.1 (11.1) years ago. The lesion

level varied from T4 to T11 and participants were classified as either ASIA grade A or grade B on the impairment scale (American Spinal Injury Association, 2003). Their mean age, stature and body mass were 41.5 (8.4) years, 1.76 (0.09) m and 81.8 (18.5) kg, respectively. As a group, they were slightly overweight with an averaged BMI of 26.4 (5.1) (World Health Organization, 1995). Participants self-reported to perform on average over 20 (7) sitting transfers daily during the week (7 days) prior to the laboratory assessment during a standardized semi-structured interview during which various types of sitting pivot transfers were discussed (close- and open-ended questions). Moreover, they all had the ability to transfer to a seat of the same height ($n=12$), whereas only ten participants succeeded in transferring to the target seat that was 0.1m higher than the initial one ($n=10$).

5.3.5.2. Mean time-normalized reaction force patterns

Mean (± 1 SD) patterns of the x , y , and z reaction force components exerted under the hands (leading and trailing U/Es), feet and buttocks during the two sitting transfers studied are shown in Figure 3. Typically, the vertical component was always more elevated than the antero-posterior and medio-lateral components for all reaction forces recorded. When specially studying the vertical component, it is easy to note that individuals with SCI usually shift the weight underneath their buttocks (initial seat) toward their hands and feet as their vertical reaction forces quickly increase until seat-off, with additional weight (higher vertical force) being initially shifted to the trailing hand. The trailing hand is then progressively unloaded (decline in vertical force) as an increase in the vertical force is observed under the leading hand as their trunk, abdomen, pelvis and L/Es are moved toward the target seat. The lift phase ends with a forceful impact recorded at the target seat. At this time, the buttocks once again support most of the body weight (target seat) and relieve the amount of weight supported by the hands and feet. The antero-posterior and medio-lateral reaction forces represented less than 15% BW for the majority of participants. Note that all participant's mean profiles, that were averaged to obtain group mean patterns, were found to be very similar ($r_{\text{mean}} \geq 0.89$) across participants for the vertical components of the reaction force, whereas mostly moderate to good similarity levels ($r_{\text{mean}} \geq 0.39$) were found for the two horizontal components of the reaction force for both experimental tasks.

5.3.5.3. *Vertical reaction forces during lift phase*

The mean and peak vertical reaction forces exerted under the hands and feet during the lift phase are presented in Figure 4. Although the mean (same=22.9%; high=19.6%) and maximum (same=29.1%; high=27.6%) vertical forces recorded under the feet were considerable, the mean ($p<0.0001$) and maximum ($p<0.0001$) forces were clearly greater under the hands (mean: same=61.3%; high=64.4%; maximum: same=84.1%; high=84.5%) during the lift phase of the transfers.

The mean and peak vertical reaction forces recorded separately under the trailing and leading hands are illustrated in Figure 5. For the mean vertical reaction forces, only target seat height (same vs. high) was found to have had a statistically significant effect when looking at each hand separately. For the trailing hand, higher ($p=0.001$) mean vertical reaction force was recorded when transferring toward the high target seat (34.1%) compared to the one of the same height (29.4%), and vice-versa for the leading hand ($p=0.021$) that reached a greater mean vertical reaction force when transferring to the target seat of the same height (same=31.9% versus high=30.3%). Similar mean vertical reaction forces were found between the leading and trailing hands (same=31.9% versus 29.4%; high=30.3% versus 34.1%) when transferring toward a target seat of same ($p=0.115$) or higher height ($p=0.088$) than the initial seat. For the peak vertical reaction forces, both hand roles (leading vs. trailing) and target seat heights (same vs. high) were found to have had a significant effect. The trailing hand supported a greater peak vertical reaction force (same=44.5%; high=48.6%) than the leading hand (same=39.6%; high=36%) during the two transfer tasks tested ($p_{\text{same height}}=0.020$ and $p_{\text{high height}}<0.0001$). Moreover, the trailing hand supported additional ($p=0.003$) vertical reaction force when transferring to the high seat (48.6%) compared to the one of same height (44.5%). As for the leading hand, the lowest ($p=0.002$) peak vertical reaction force was recorded when transferring toward the high target seat (same=39.6%; high=36%).

5.3.5.4. *Horizontal reaction forces during lift phase*

The mean and peak horizontal reaction forces recorded separately under the trailing and leading hands are shown in Figure 6. The mean ($p<0.003$) and maximum ($p<0.009$) horizontal forces were significantly greater under the trailing hand (mean: same=7.1%; high=7.6%; peak: same=10.2%; high=10.4%) in comparison to the leading

hand (mean: same=5.9%; high=5.4%; peak: same=8.8%; high=8.6%) during the lift phase of the transfers, independently of the target seat height which was found to have no effect.

5.3.5.5. Timing of peak vertical reaction force

The peak vertical reaction force exerted under the trailing hand (same=99.8; high=94.3) and feet (same=90.1; high=86.5) occurred earlier than the force recorded under the leading hand (same=171.2; high=169.5) when transferring, independent of the target seat height ($p < 0.0001$), as shown in Figure 7. The peak vertical reaction force exerted under the trailing hand and feet was observed approximately at seat-off whereas the force under the leading hand was observed during the second half of the lift phase.

5.3.5.6. Effect of SCI levels

No significant association was found between the level of SCI and the mean or peak force components when all instrumented surfaces are combined into one (Fx: $r = -0.368$ to 0.176 ; Fy: $r = -0.181$ to 0.552 ; Fz: $r = -0.406$ to 0.176) for the transfer tasks studied. Similar finding also confirmed no significant effect of the level of SCI on the mean or peak force components (Fx, Fy, Fz) distinctively measured under the hands (trailing and leading hands) and feet ($r = -0.368$ to 0.176). Scatter plot diagrams were also examined to further validate these results.

5.3.6. DISCUSSION

The objective of this study was to quantify three-dimensional reaction forces exerted under the hands, feet and buttocks when individuals with SCI performed sitting transfers toward target seats of same and higher heights than the initial seat. Although a portion of the body weight is supported by the L/Es during the transfers, these results confirm that a substantial portion of the body weight is transferred through the U/Es. The peak vertical reaction forces reported were always higher and occurred earlier at the trailing hand when compared to the leading hand during sitting transfers, independent of the target seat height. Conversely, similar mean vertical reaction forces were measured between the leading and trailing hands when transferring, independent of the target seat height. As for the horizontal reaction forces, mean and peak values were found to be more elevated under the trailing hand when compared to the leading hand, independent of the

target seat height. Note that the consistent reaction force patterns found across participants, especially for its vertical components, further support the findings of this study.

The important weight bearing role played by U/Es among individuals with SCI, especially during the lift phase of transfers, is definitively confirmed in this study. The rapid trunk flexion generally observed when individuals with SCI initiate sitting transfers may partly explain the results found around seat-off time (Gagnon et al., 2007b). The combination of the high forward flexion velocity of the trunk-head segment, along with the prominent mass of this key segment (head-trunk), produces a momentum which is probably responsible for the initial horizontal force (F_z) developing on the initial seat during the pre-lift phase. This momentum may also facilitate the rapid vertical unloading observed at the initial seat at this time (Gagnon et al., 2007b). Almost simultaneously, vertical and horizontal reaction forces rise beneath the hands possibly to counteract this flexion angular momentum in order to prevent a forward fall given the trunk's musculature impairment and facilitate lift-off from the initial seat. Around this transition period (seat-off), asymmetric vertical and horizontal forces were recorded underneath the hands, with the peak values recorded under the trailing hand exceeding those under the leading hand (vertical: trailing ~40% versus leading ~25% of body weight; horizontal: trailing ~8% versus leading ~4% of body weight). The substantial vertical reaction forces recorded under the hands, combined to the horizontal forces, are most likely linked to high mechanical demands placed on the shoulder flexors and adductors and elbow extensors, especially under the trailing hand, to initiate the lift phase, optimize U/E joint stability and assure dynamic postural stability (Gagnon et al., 2007a). Then the trailing hand rapidly unloads as additional weight is shifted toward the leading hand until the beginning of the impact on the target seat. Contrary to the hypothesis initially formulated, the level of SCI lesion had no significant effect on the mean and peak vertical and horizontal reaction forces measured under the hands and feet. However, careful interpretation of these findings remains warranted given the limited number of participants included in this study and their distribution with respect to their level of SCI. Other factors known to potentially affect reaction forces, or interact with level of SCI lesion, may also need to be considered in future study (e.g.: U/E strength, L/E spasticity, time since SCI).

The results of this study yield partial support for the hypothesis suggesting that transferring to a target seat 0.1m higher than the initial seat may require added U/E efforts. As the target seat height was augmented, only the mean (+4.7%) and peak (+4.1%) vertical reaction force values recorded underneath the trailing hand increased. Surprisingly,

the mean (-1.6%) and peak (-3.6%) vertical reaction force values measured underneath the leading hand slightly declined during this period. Raising the height of the target seat height had no effect on the horizontal forces recorded underneath both hands. As for the hypothesis suggesting higher reaction forces underneath the trailing hand compared to the leading hand during sitting transfers, the results of this study strongly support it. The peak vertical and horizontal reaction forces were always higher underneath the trailing hand in comparison to the leading hand when transferring to a target seat of same (vertical=+4.9%; horizontal=+1.4%) or higher height (vertical=+12.6%; horizontal= +1.8%) than the initial seat. Only the mean horizontal reaction forces recorded underneath the trailing hand were more elevated than those underneath the leading hand when transferring to a target seat of same (+1.2%) or higher height (+2.2%) than the initial seat. Though no statistically significant difference was found when examining the mean vertical reaction values, the results remains clinically relevant as additional vertical load was recorded under the trailing hand in comparison to the leading hand when transferring to a target seat of same (+25%) or higher height (+3.8%) than the initial seat. This last finding may be linked to the limited number of participant included in this study which may have reduced its statistical power. Note that differences presented above in parentheses reflect absolute differences.

Even if only a few studies have investigated U/E muscle activity using an electromyographical (EMG) approach during sitting transfers, their results help to elucidate some of the findings of the current study. There is evidence suggesting that the elevated mean and peak vertical and horizontal reaction forces measured under the hands during the lift phase of the transfer may be accompanied by moderate (25-50% EMG_{max}) to high (>50% EMG_{max}) U/E muscular demand needed to generate the shoulder and elbow moments during this period (Finley et al., 2005; Perry et al., 1996). Not to neglect, no significant EMG muscular demand difference has yet been documented between the leading and the trailing U/Es during the lift phase of the transfer, despite a tendency for the trailing U/E to be exposed to a higher demand compared to the leading U/E for the rotator cuff muscles, specifically the infraspinatus (45% versus 37%), supraspinatus (38% versus 12%) and subscapularis (19% versus 8%) muscles (Perry et al., 1996). The higher mean and peak horizontal forces recorded underneath the trailing hand in the current study, which may be indicative of the rotational (torsion) demands challenging the rotator cuff muscles at the shoulder (gleno-humeral joint), strengthen the results of the EMG study. Oppositely, a tendency for the leading U/E to generate higher EMG muscular demand than the trailing U/E during the lift phase of the SPTs have been proposed for two key thoraco-humeral muscles, specifically the pectoralis major (81% versus 49%) and latissimus dorsi

(40% versus 25%) (17). When considering the effects of the target seat height, one should also consider that higher EMG activity of the anterior deltoid and pectoralis major of the trailing U/E, most likely to generate large shoulder flexion moment, was recently found when transferring toward a high target seat compared to one of the same height (Gagnon et al., 2007c). This may be needed to counteract the highest peak vertical reaction force (F_y) observed under the trailing hand when transferring toward the high target seat and may facilitate the interpretation of the strong tendency observed for the mean vertical reaction force (F_y) ($p=0.088$). As for the earlier occurrence of the peak vertical reaction force (F_y) under the trailing hand compared to the leading hand, similar findings have been found when studying peak EMG intensity values in a previous study (Gagnon et al., 2007c). In fact, this study reported that the peak EMG values for the anterior deltoid and pectoralis major muscles were observed earlier with the trailing U/E when compared to the leading U/E and occurred at seat-off, independent of the target seat height (Gagnon et al., 2007c). These two muscles possibly have to generate explosive shoulder flexion and adduction moments along with an elbow extension moment to counterbalance the elevated vertical and horizontal forces measured beneath the trailing hand early during the lift phase of the transfer.

The contribution of the L/Es is frequently under-estimated in clinical practice given the severe sensory-motor impairments affecting these segments after a SCI. In conformity with the hypothesis, the L/Es supported almost 30% of the body weight (F_y) during the sitting transfers investigated despite severe L/E sensory-motor impairments. This approximately represents the percentage of body weight allocated to these segments (L/E=16.1% of total mass) based on the parameters proposed by Dempster (Winter, 1990), although this may represent an over-estimation. Such an over-estimation may result from the fact that significant muscle atrophy and decline in bone mineral density are frequently observed in the L/Es following SCI (Giangregorio and McCartney, 2006). Interestingly, it is possible that additional L/E joint stiffness, especially at the ankles, may enhance their stability, thereby enabling these segments to support additional weight during transfers. This hypothesis remains to be investigated.

The antero-posterior and medio-lateral components of the reaction forces recorded at the initial and target seats should not be neglected although they were not scrutinized in this study. The fact that participants pivoted within the laboratory coordinate system when transferring from the initial seat to the target one, added to the orientation of the initial seat and trailing hand instrumented surfaces, make the interpretation of these horizontal force

components more complex than those captured when assessing gait or sit-to-stand tasks, which are predominantly realized in the sagittal plane of movement, for instance. Overall, the intensity of the antero-posterior and medio-lateral components of the total reaction forces substantiates that dynamic postural stability is crucial when performing sitting pivot transfers. To this end, the horizontal reaction forces recorded on the target seat at the completion of the lift phase, for example, may be representative of the intensity of the destabilizing force that must be neutralized upon landing to prevent a fall (Duclos et al., 2007), although this hypothesis remains to be verified. The peak vertical component of the total reaction force, which occurs almost simultaneously to the horizontal ones, must also be considered as it may contribute to secure sitting balance upon landing on the target seat (elevated upward linear acceleration). The antero-posterior and medio-lateral components of the total reaction forces may also be indicative of the shear-friction forces sustained underneath the buttocks at the time of the transfer which, combined with the substantial vertical force, may jeopardize skin integrity under the bony prominences of the buttocks.

No clear consensus has yet been established on the specific role played by each U/E during transfers when muscle strength imbalance or secondary U/E impairments exist. However, some authors have started to advocate for the use of the strongest U/E, or of the pain-free one, as the trailing one when performing sitting transfers (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005; Forslund et al., 2006; Perry et al., 1996). Promoting the use of the strongest U/E, or of the pain-free one, as the trailing one when performing sitting transfers toward a target seat higher than the initial one, is definitively indicated in light of the vertical and horizontal reaction force results found in this study as well as in previous ones (Forslund et al., 2006; Perry et al., 1996). Yet, additional biomechanical evidences may contribute to reinforce the recommendation suggesting the use of the strongest U/E as the trailing one in clinical practice when transferring between seats of same heights. This suggestion is primarily based on the fact that the mean vertical reaction forces were similar under the hands as observed in this study and on the results of the EMG analysis previously conducted by Perry *et al.* (Perry et al., 1996) which revealed no significant difference between the leading and trailing U/Es as well as high inter-participant variability during the lift phase of the transfer. However, the highest peak vertical reaction force, added to the highest mean and peak horizontal reaction forces, documented underneath the trailing hand when transferring between seat of same height support the appropriateness of using the strongest U/E, or of the pain-free one, as trailing U/Es, especially in presence of a rotator cuff muscle tendinopathy for example. The fact

that the dominant U/E (right U/E), which is typically slightly stronger than the non dominant U/E, always assumed the leading role during transfers in this study may also have had an effect on the relative distribution of the reaction forces between both U/Es. This may have altered the relative reaction force distribution between the trailing and leading hands in favor of the leading hand in the current study. Hence, cautiousness remains suggested before endorsing the use of the strongest or pain-free U/E as the trailing one when performing sitting transfers in clinical practice has many other parameters aside from the vertical and horizontal reaction forces (e.g.: target seat heights, U/E strength differences, affected musculoskeletal structures) also need to be considered in this decisional process (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Future research should attempt to assess the effects of target seat heights not only on the distribution of the reaction forces but also on the relative EMG and mechanical demands sustained by the leading and trailing U/Es during sitting pivot transfers.

In conclusion, the three-dimensional reaction forces confirm that the U/Es contribute to the generation and control of multi-joint movements and play a key role in sophisticated dynamic motor control required when performing sitting transfers. To this end, most of the body weight was found to be supported by the U/Es, especially during the lift phase of the sitting transfers, although the L/Es supported part of the body weight. Peak vertical reaction forces reported in this study were always higher and occurred earlier underneath the trailing hand when compared to the leading hand during sitting transfers, while similar mean vertical reaction forces were documented between hands, independent of the target seat height. Peak and mean horizontal reaction forces were always higher underneath the trailing U/E compared to the leading U/E, independently of target seat height. Additional research is suggested before definitively advocating the use of the strongest U/E or pain-free U/E as the trailing one when performing sitting transfers in clinical practice guidelines for rehabilitation professionals.

5.3.7. ACKNOWLEDGEMENTS

Special thanks are extended to Pierre Desjardins (Eng, MSc), Michel Goyette (Eng.), France Piotte (PT, MSc), Daniel Marineau and André Dumoulin for their engineering and technical support. The authors also acknowledge the financial support provided by the Quebec Rehabilitation Research Network (www.repar.ca), Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation, and the Canadian Foundation for Innovation. Dany Gagnon holds a PhD scholarship and Sylvie Nadeau holds a Junior 2 Research Scholarship from the Fond de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Patrick Dehail holds a post-doctoral scholarship from the REPAR.

Table 5.3.1: Description of participants

Subjects	Age (years)	Height (m)	Weight (kg)	Time since injury (years)	ASIA- Motor (/100)	ASIA- Sensory (/224)	Level of Injury	Number of transfers (/day)	Transfer tasks*	
									Same height	High height
1	39.0	1.85	105.2	5.3	50	112	T7	22	✓	✓
2	44.8	1.73	105.3	5.0	50	144	T11	18	✓	✓
3	49.3	1.78	86.1	4.8	50	88	T4	24	✓	✓
4	54.1	1.7	63.8	31.7	50	104	T6	22	✓	✓
5	51.7	1.88	88.7	33.5	50	144	T11	11	✓	✓
6	33.8	1.83	80.7	2.4	50	92	T4	24	✓	✓
7	27.5	1.75	64.4	3.6	50	100	T5	16	✓	✓
8	38.1	1.73	51.3	6.9	50	92	T4	22	✓	✓
9	31.8	1.68	75	2.8	50	88	T4	35	✓	✓
10	37.5	1.58	63.3	3.5	50	128	T9	7	✓	
11	48.7	1.85	104.6	6.4	50	111	T6	20	✓	
12	41.6	1.72	93.6	3.2	50	96	T5	20	✓	✓
MEAN	41.5	1.76	81.8	9.1	50.0	108.3		20		
1SD	8.4	0.09	18.5	11.1	0.0	20.3		7		

* ✓ = successfully completed the experimental task

FIGURE LEGENDS

- Figure 5.3.1:** Force-sensing system developed to continuously record reaction forces underneath the feet, buttocks, leading and trailing hands during transfers in a laboratory environment.
- Figure 5.3.2:** Schematic representation of the laboratory set-up as well as of the pre-lift, lift, and post-lift phases of the sitting pivot transfers.
- Figure 5.3.3:** Time-normalized group mean ($\pm 1SD$) values of the three-dimensional components of the total reaction force and of its distribution under the hands (leading and trailing hands), feet and buttocks during the sitting transfers. The mean coefficients of correlation (r_{mean}) are also documented for all patterns illustrated. Note: Different scales have been used to better illustrate reaction force (% body weight) given the substantial magnitude in differences.
- Figure 5.3.4:** Mean ($\pm 1SD$) and peak ($\pm 1SD$) vertical force components measured under the hands and feet during the sitting pivot transfers.
- Figure 5.3.5:** Mean ($\pm 1SD$) and peak ($\pm 1SD$) peak vertical force components measured under the leading and trailing hand during the sitting pivot transfers.
- Figure 5.3.6:** Time-normalized group mean ($\pm 1SD$) values of the horizontal reaction force measured underneath the leading and trailing hands during sitting pivot transfers. Mean ($\pm 1SD$) and peak ($\pm 1SD$) peak horizontal force components measured under the leading and trailing hand during the lift phase of the sitting pivot transfers.
- Figure 5.3.7:** Mean ($\pm 1SD$) timing of the peak vertical force components measured under the hands (leading and trailing hands) and feet during the sitting pivot transfers.

FIGURE 5.3.1

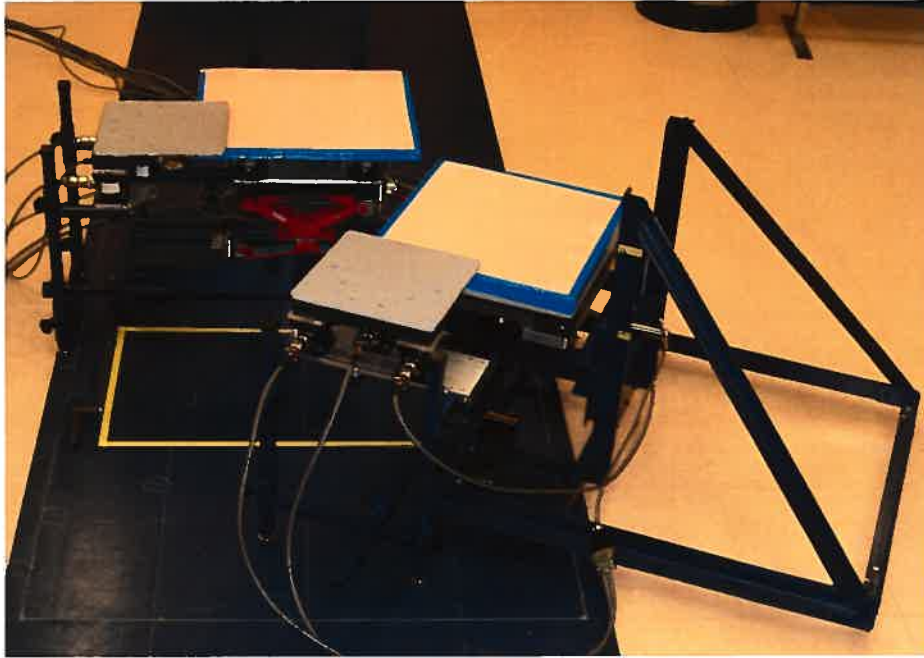


FIGURE 5.3.2

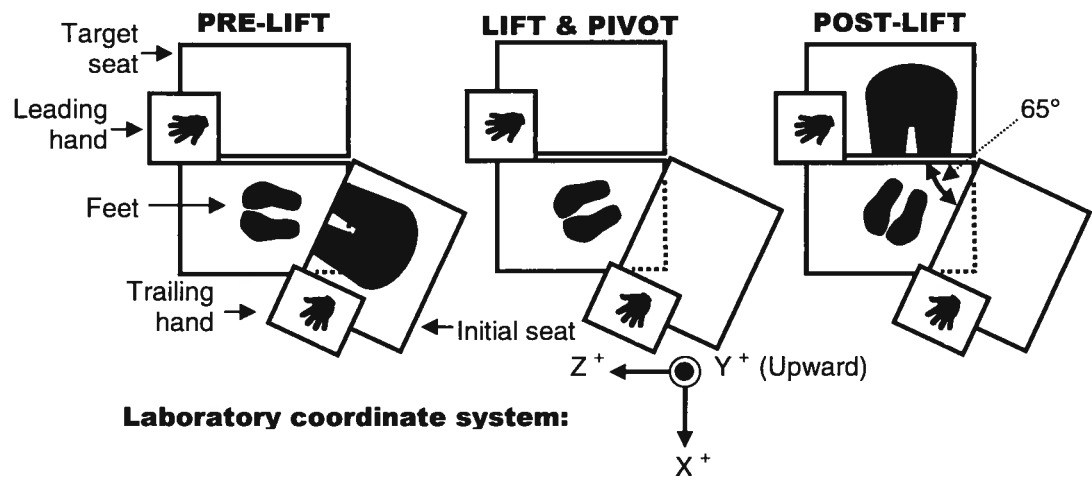


FIGURE 5.3.3

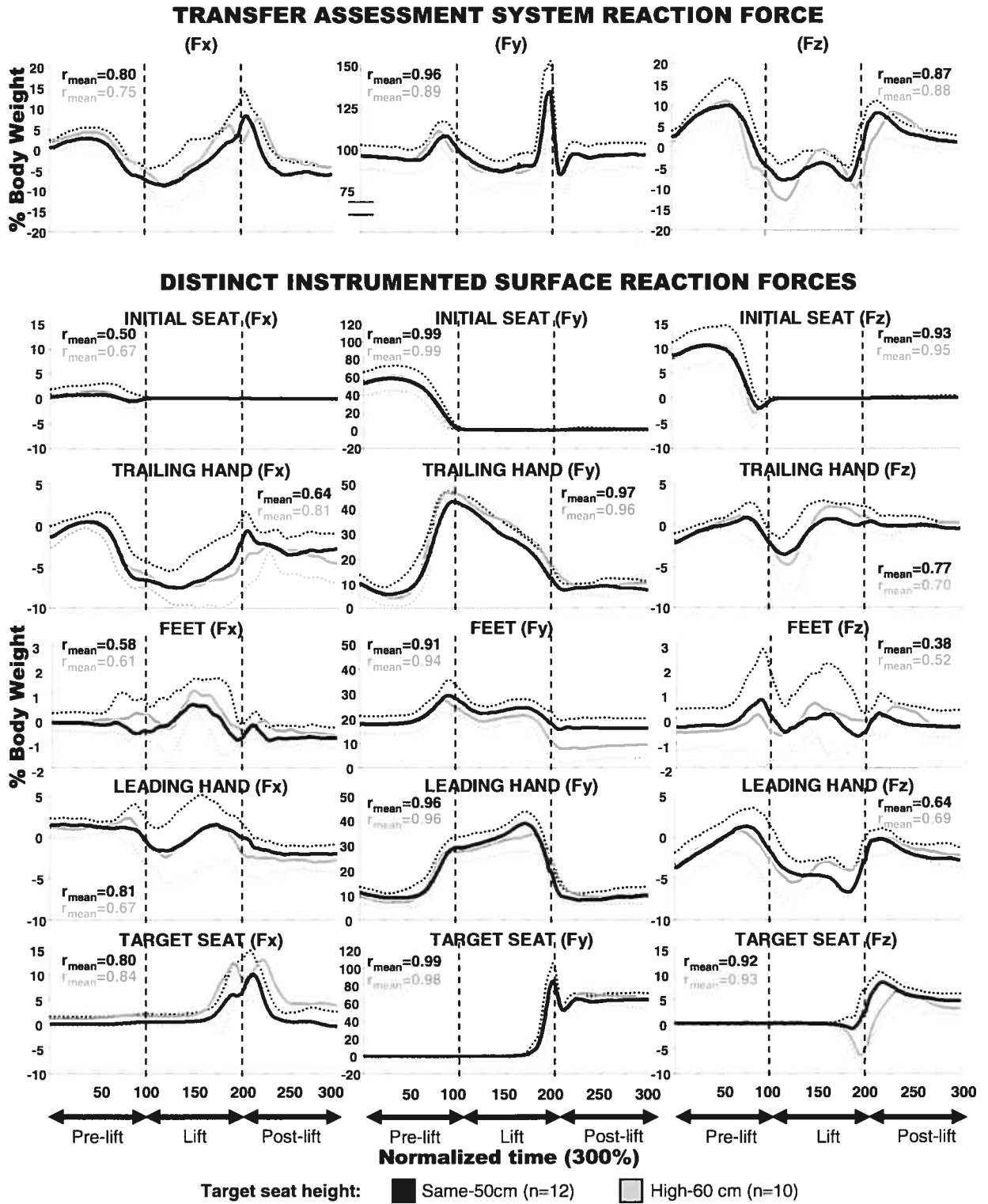


FIGURE 5.3.4

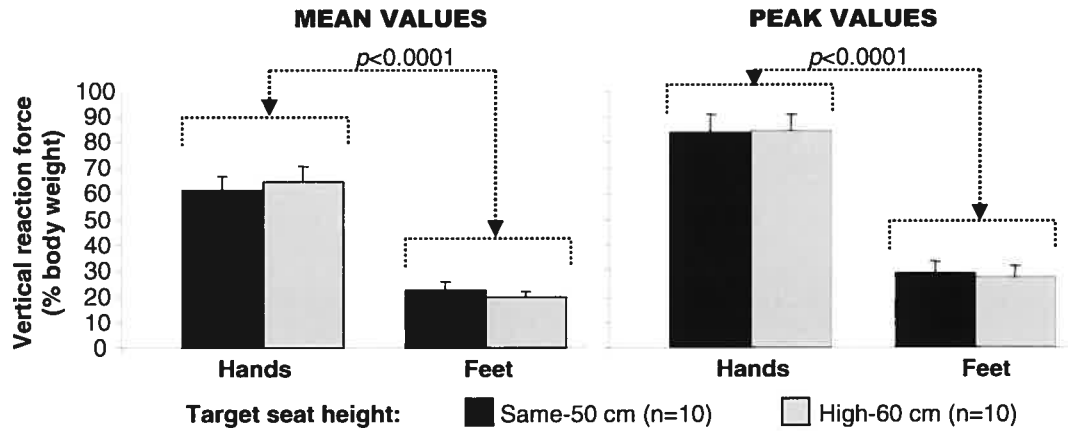


FIGURE 5.3.5

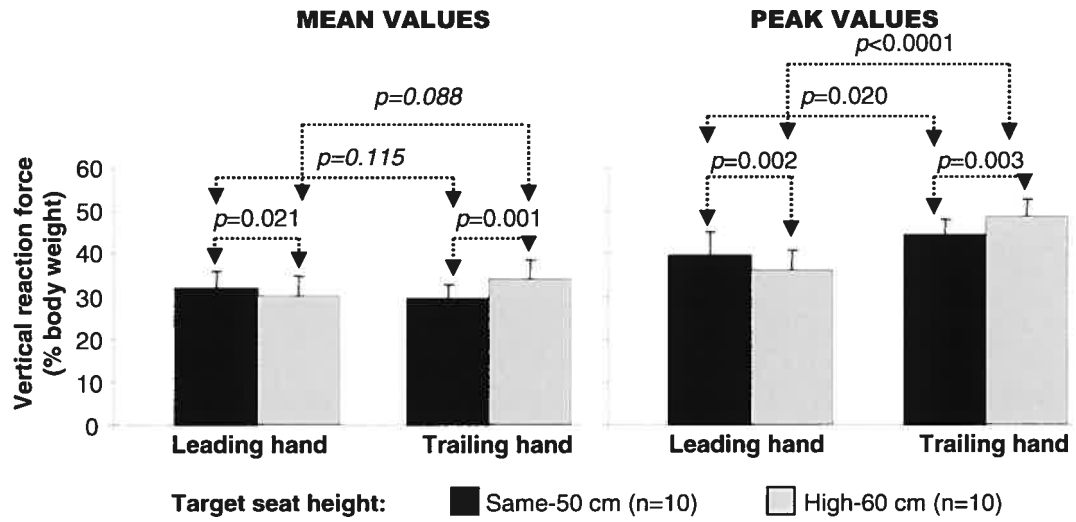


FIGURE 5.3.6

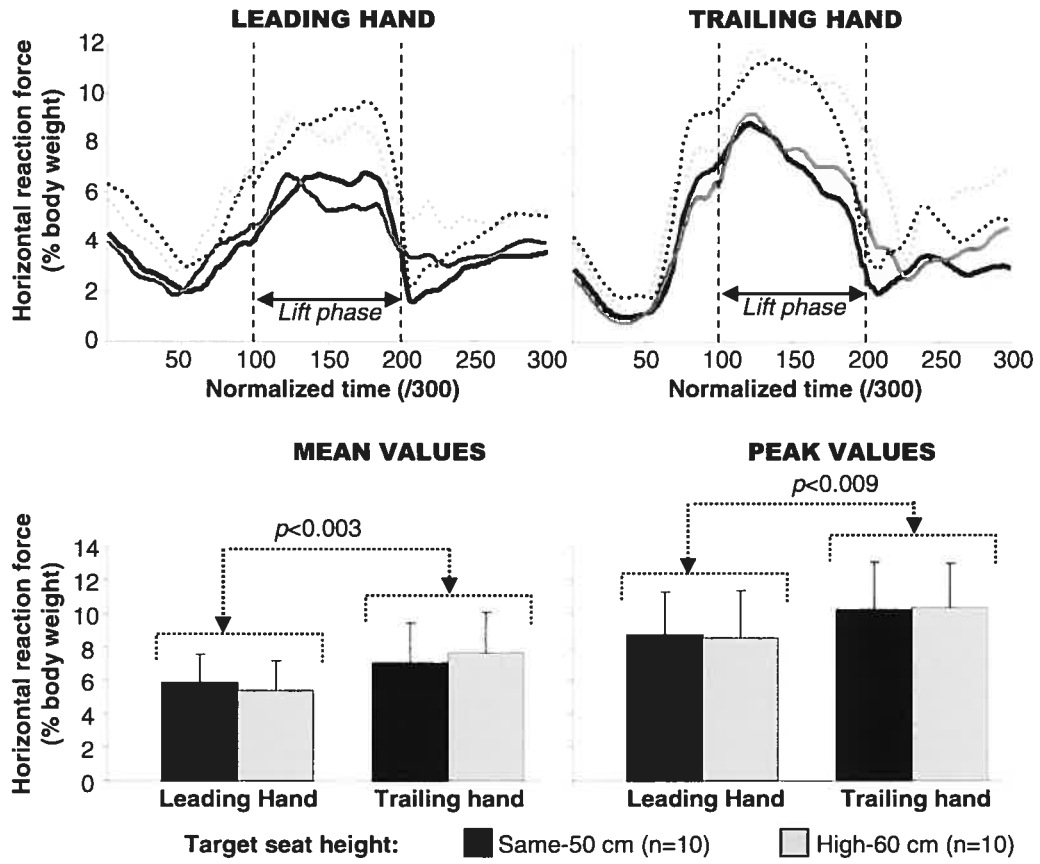
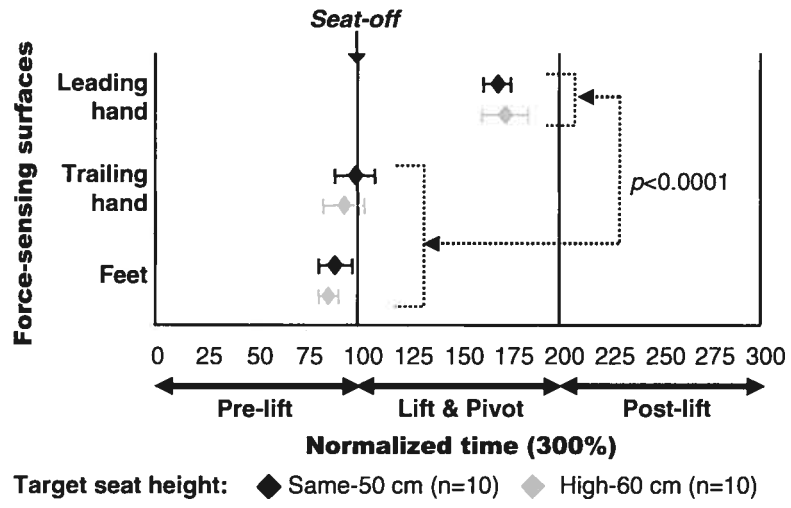


FIGURE 5.3.7



5.3.8. REFERENCES

- Altman DG (1991), Practical statistics for medical research. 1st edition London, UK: Chapman & Hall/CRC
- American Spinal Injury Association (2003), Reference Manual for the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. Chicago: American Spinal Injury Association
- Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB (1987), The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 69: 676-8
- Bromley I (1998), Tetraplegia and paraplegia: A guide for physiotherapists. Fifth edition Edinburgh, UK: Churchill Livingstone
- Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines ed. (2005), Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. First ed. Washington (DC): Paralyzed Veteran of America
- Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Delisle A, Gravel D, Brouwer B, Corriveau H (2007), A model based on the "destabilising force" to assess the dynamic stability during functional tasks. In: Innovations in balance and locomotor rehabilitation: The translation from fundamental science to clinical applications. Satellite preconference of the XVIIIth International Society for Posture and Gait Research Conference Montreal, Canada
- Finley MA, McQuade KJ, Rodgers MM (2005), Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20: 32-40
- Forslund EB, Granstrom A, Levi R, Westgren N, Hirschfeld H (2006), Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord* 45: 41-48
- Fougereyrollas P, Noreau L, Boschen K (2002), The interaction of environment with individual characteristics and social participation: theoretical perspectives and applications in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 7: 1-16
- Gagnon D, Nadeau S, Desjardins P, Noreau L (2007a), Biomechanical assessment of sitting pivot transfer tasks using a newly-developed instrumented transfer system among long-term wheelchair users. *J Biomech [In Press]*
- Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Noreau L, Lariviere C, Gagnon D (2003), Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18: 319-31

- Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Noreau L, Lariviere C, McFadyen B (2005), Movement patterns and muscular demands during posterior transfers toward an elevated surface in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* 43: 74-84
- Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Eng J, Gravel D (2007b), Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clin Biomech* [In Press]
- Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Eng J, Gravel D (2007c), Upper extremity muscle activation patterns during sitting pivot transfers performed by individuals with complete spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol* [In Press]
- Giangregorio L, McCartney N (2006), Bone loss and muscle atrophy in spinal cord injury: epidemiology, fracture prediction, and rehabilitation strategies. *J Spinal Cord Med* 29: 489-500
- Noreau L, Fougere P, Post M, Asano M (2005), Participation after spinal cord injury: the evolution of conceptualization and measurement. *J Neurol Phys Ther* 29: 147-56
- Pentland WE, Twomey LT (1994), Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part II. *Paraplegia* 32: 219-24
- Perry J, Gronley JK, Newsam CJ, Reyes ML, Mulroy SJ (1996), Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 77: 350-5
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Pottier F (2006), The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21: 585-93
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, Pottier F, Malouin F, McFadyen BJ (2007), Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22: 795-804
- Trevithick BA, Ginn KA, Halaki M, Balnave R (2007), Shoulder muscle recruitment patterns during a kayak stroke performed on a paddling ergometer. *J Electromyogr Kinesiol* 17: 74-9
- Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger HEJ (2005a), Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 86: 1434-1440

- Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger HEJ (2005b), Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. Arch Phys Med Rehabil 86: 1214-1220
- Winter DA (1990), Biomechanics and Motor Control of Human Movement Toronto, Canada: John Wiley & Sons
- World Health Organization (1995), Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. Geneva: World Health Organization

5.4. Article #5 : Comparison of Peak Shoulder and Elbow Mechanical Loads During Weight-Relief Lifts and Sitting Pivot Transfers Among Individuals With Spinal Cord Injury*

Dany Gagnon, PhD candidate^{1,2}, Sylvie Nadeau, PhD^{1,2}, Luc Noreau, PhD^{3,4}, Denis Gravel, PhD^{1,2}

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain - Site Institut de réadaptation de Montréal, Montreal, Canada,

² School of Rehabilitation, University of Montreal, Montreal, Canada,

³ Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration social de Québec, Quebec City, Canada

⁴ Department of Rehabilitation, Laval University, Quebec City, Canada

* Accepté avec corrections mineures dans *Journal of Rehabilitation Research and Development*.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif, essentiel et majoritaire au développement du protocole expérimental, à l'élaboration de la méthodologie, à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données cliniques et des forces de réaction présentées, de même qu'à la rédaction du présent manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, Dr Luc Noreau et Dr Denis Gravel ont contribué au développement du protocole expérimental et à l'élaboration de la méthodologie spécifique à cette partie de la programmation de recherche, ont encadré et supervisé l'ensemble des étapes subséquentes du processus en plus de réviser et de commenter ce manuscrit.

5.4.1. Avant-propos

Chez les individus ayant une LMÉ, il est possible que la fréquence et l'intensité des efforts développés aux membres supérieurs puissent exacerber le développement, voir la perpétuation, de déficiences secondaires affectant les membres supérieurs. Cette supposition est d'autant plus plausible qu'une prévalence importante de douleur et d'inconfort a souvent été répertoriée aux épaules, aux coudes et aux poignets auprès d'individus ayant une LMÉ. C'est sans doute ce qui explique que de plus en plus d'études biomécaniques visant la quantification des forces et moments produits aux épaules lors de la réalisation d'activités fonctionnelles soient disponibles.

Cependant, aucune étude n'a rigoureusement quantifié les exigences mécaniques (forces et moments) aux membres supérieurs lors des transferts assis en pivot bien que ces dernières risquent de dépasser celles mesurées lors des tâches de soulèvement de la masse corporelle, et *de facto* celles associées à la propulsion du fauteuil roulant manuel chez les individus ayant une LMÉ. L'objectif principal de cet article est de mesurer et de comparer les forces articulaires et moments musculaires nets maximaux aux épaules et aux coudes entre une tâche de transferts assis en pivot et une autre de soulèvement des fesses.

Afin de rencontrer cet objectif, quelques sous-objectifs ont orienté cette partie de la thèse :

1. Adapter le montage expérimental servant à l'évaluation des transferts assis en pivot afin de permettre l'évaluation d'une tâche de soulèvement de la masse corporelle en position assise ;
2. Quantifier les forces et moments à l'épaule et au coude du membre supérieur droit lors des transferts assis en pivot entre des surfaces nivelées (rôles dirigeant et traînant) ainsi que lors de la réalisation d'une tâche de soulèvement des fesses;
3. Identifier et comparer les valeurs maximales des forces et des moments mesurés lorsque le membre supérieur est le dirigeant pendant les transferts assis en pivot, lorsqu'il est le traînant pendant la même tâche et lors d'une tâche de soulèvement des fesses avec les mains positionnées de façon symétrique de part et d'autre;

4. Émettre certaine(s) recommandation(s) clinique(s) concernant, entre autres, l'utilisation d'un membre supérieur particulier, comme par exemple le plus fort, dans un rôle précis (dirigeant versus traînant) lors des transferts assis en pivot.

5.4.2. ABSTRACT

Objective: To compare shoulder and elbow joint forces and moments between weight-relief lifts (WRLs) and sitting pivot transfers (SPTs).

Design: Case series.

Setting: Pathokinesiology laboratory at a rehabilitation hospital.

Patients: Thirteen right-hand dominant males with complete motor traumatic thoracic SCI.

Main outcome measures: Minimum and maximum values for each tri-axial component of the joint reaction force at the dominant shoulder and elbow during SPTs (leading and trailing roles) and weight-relief lifts were reported. Peak shoulder flexor and adductor moments, along with elbow flexor and extensor moments, observed during the same period were also analyzed.

Results: The SPTs predominantly exposed ($p < 0.0001$) the shoulder joints to substantial posteriorly-directed forces (leading = -2.6 N/kg; trailing = -3.1 N/kg) compared to WRLs (-2.2 N/kg), whereas superiorly-directed forces (2.9 N/kg) were principally sustained ($p < 0.0001$) during WRLs compared to SPTs (leading = 1.5 N/kg; trailing = 1.5 N/kg). High superiorly-directed forces (3.6-3.9 N/kg) were observed at the elbow, which were comparable ($p = 0.33$) between the two tasks. The peak shoulder flexor (leading = 1.36 Nm/kg; trailing = 1.45 Nm/kg) and adductor moments (leading = -0.46 Nm/kg), along with the peak elbow flexor moments (leading = 0.24 Nm/kg; trailing = 0.15 Nm/kg), were significantly more elevated during SPTs than during WRLs. Peak shoulder adduction (-0.46 vs. -0.24 Nm/kg) and elbow flexion (0.24 vs. 0.15 Nm/kg) moments were also more elevated at the leading upper extremity compared to the trailing one. The peak elbow extensor moments did not differ between the two tasks (-0.17 to -0.25 Nm/kg).

Conclusion: SPTs exposed the shoulder and elbow joints to greater mechanical loads (forces and moments) than WRLs among individuals with paraplegia.

Key words: force, kinetics, moment, rehabilitation, upper extremity.

5.4.3. INTRODUCTION

Individuals who sustain a complete spinal cord injury (SCI) rely on their upper-extremities (U/Es) for manual wheelchair propulsion and many other wheelchair-related functional activities, such as weight-relief lifts and transfer tasks. Over time, such an increased use of their U/Es may augment the risk of experiencing secondary impairments affecting the integrity of the skeletal, muscular, neurological or vascular structures of the shoulder, elbow or wrist joints. These impairments may, in turn, have deleterious consequences on the ability to perform functional activities and may restrict social participation among individuals with SCI (Fougeyrollas *et al.*, 2002). To prevent the development and perpetuation of this potentially damaging cycle, manual wheelchair propulsion has been studied extensively over the past years, and has yielded to the development of precise clinical practice guidelines to protect U/E joint integrity among individuals with SCI (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005). Somewhat surprisingly, there is still only a paucity of biomechanical studies focusing on weight-relief lifts and transfer tasks, though they most likely rank among the most demanding wheelchair-related activities for the U/Es (Bayley *et al.*, 1987; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005; Van Drongelen *et al.*, 2005a, 2005b), and no study has compared these two tasks.

When performing weight-relief lifts (WRLs) in a seated position, individuals with SCI generally place both hands on the armrests or on the top part of the tires/hand rims of the wheelchair, slightly in front of the hip joints in a symmetrical position. Thereafter, most of these individuals slightly bend their head and trunk forward, while flexing and adducting their shoulders and extending their elbows at the same time, to lift their body weight off the seat. Clinical practice guidelines recommend performing WRL every 15-30 minutes of sitting and to support body weight off the seat for at least 30 seconds, ideally for a period of about two minutes to bring the tissue oxygen level back to an unloaded level. When individuals with paraplegia performed WRLs, high (>50% EMG_{max}) to moderate (25-50% EMG_{max}) muscular demands of the latissimus dorsi, sternal pectoralis major and long head of the triceps have been documented, especially during the lift phase. For those with tetraplegia (SCI level of C₅ to C₇) having the capacity to perform WRLs, an increased level of activation is required at the anterior deltoid to produce elbow extension and compensate for the complete paralysis of the triceps brachii. (Gefen *et al.*, 1997; Marciello *et al.*, 1995; Zerby *et al.*, 1994). Consequently, individuals with tetraplegia (SCI level of C₅ to C₇) have been found to predominantly rely on their shoulder muscles (flexors and adductors) as well as on their

elbow flexors and wrist flexors when performing WRLs (Harvey & Crosbie, 2000). When these individuals lifted 90% of their body weight, the mean peak shoulder and elbow flexor moments were 0.65 and 0.41 Nm/kg, respectively. The corresponding value for the shoulder adduction moment was around 0.55 Nm/kg. When individuals with paraplegia performed WRLs in a wheelchair (Van Drongelen et al., 2005b), mean peak shoulder and elbow flexor moments of 0.6 and 0.5 Nm/kg were reported, respectively. Of greater importance, shoulder and elbow peak absolute resultant moments were found to be over five and nine times greater when performing WRLs compared to level manual wheelchair propulsion, respectively (Van Drongelen et al., 2005b).

When performing sitting pivot transfers (SPTs), individuals with SCI generally place one hand beside the proximal half of the thigh slightly in front of the hip joint (trailing hand) on the initial surface, whereas the other hand is positioned on the target surface (leading hand), far enough away to leave adequate space for the buttocks to land at the end of the transfer (Bromley, 1998). From this position, they habitually flex and rotate their trunk and head forward and sideways while lifting their body off the initial surface and pivoting their buttocks in one motion to the target surface. The SPT terminates when the buttocks land beside the leading hand on the target surface and sitting balance has been secured. On average, individuals with SCI perform 14 to 18 of these transfers per day (Finley *et al.*, 2005; Pentland & Twomey, 1994). Typical SPT examples include transferring from a wheelchair to a regular bed, a tub/shower bench, a toilet seat, a treatment table, a car seat and vice versa. When individuals with SCI perform SPTs, higher muscular activation is anticipated during the lift phase of the transfer compared to the pre- and post-lift phases for the majority of U/E muscles (Perry *et al.*, 1996). Moreover, high (>50% EMG_{max}) to moderate (25-50% EMG_{max}) muscular demands have been reported at the serratus anterior, latissimus dorsi, supraspinatus, infraspinatus, pectoralis major, anterior deltoid and long head of the biceps (Perry et al., 1996). Contrary to clinical belief, low triceps activity (<25% EMG_{max}) has been found during SPTs. Similar mean muscular activation has also been documented between the leading and trailing U/Es during the lift phase of the SPT for many U/E muscles (Perry et al., 1996). Yet, a tendency for the trailing arm to be exposed to a greater mean vertical reaction force (32% of body weight) than the leading arm (24.5% of body weight) has recently been documented when transferring between sitting surfaces of similar heights (Forslund *et al.*, 2006). Peak vertical forces reach approximately 50% of the total body weight under the trailing hand at seat-off of men with SCI and later reach a similar level under the leading hand during SPTs (Forslund et al., 2006). To date, no study has

rigorously documented U/E joint forces and moments when individuals with SCI perform SPTs.

The amount of WRLs and of SPTs performed daily, along with the presumably high forces and moments experienced at the elbow and shoulder joints while carrying out these tasks, further supports the need for detailed biomechanical investigations of these functional activities. The main objective of this study was to quantify and compare the tri-axial net shoulder and elbow joint forces and shoulder flexor and adductor moments, along with elbow flexor and extensor moments, when the dominant U/E played three distinct roles: 1) leading U/E during SPTs; 2) trailing U/E during SPTs; and 3) lifting U/E during WRLs with symmetrical hand position in individuals with SCI. The main hypothesis was that SPTs would generate higher shoulder and elbow mechanical loads (forces and moments) than WRLs, and that these loads would be more elevated at the trailing shoulder and elbow than at the leading ones.

5.4.4. METHODS

5.4.4.1. Participants

A convenience sample of 13 right-hand dominant males (42.5 ± 9.2 yrs; 1.76 ± 0.08 m; 84.0 ± 18.3 kg) with complete motor traumatic thoracic SCI (T_4 to T_{11}) sustained on average 8.9 ± 10.6 years prior to the laboratory assessment participated in this study. All were able to independently perform SPTs between seats of same heights and WRLS in a seated position without human assistance or technical aid. Of interest, participants completed on average 19 ± 5 SPTs daily. Subjective assessment and objective clinical examinations (passive and active movements, resisted static movements, clinical diagnostic tests and palpation), as proposed by Magee (Magee, 2006), confirmed that none of the participants presented signs and symptoms of musculoskeletal impairments affecting the trunk or U/E joints or had any other condition that might alter their ability to transfer. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR). Participants reviewed and signed an informed consent form before entering the study.

5.4.4.2. Experimental tasks

Participants performed three SPTs between an initial and a target seat, both set at a height of 50 cm, in order to represent typical transfer situations encountered in daily life (Figure 1A). Thereafter, participants had to perform three WRLs while sitting on a seat, set at a height of 50 cm, while their hands were positioned on resting surfaces set 10 cm higher than the seat (Figure 1B). Participants were instructed to lift as high as possible and to hold the lift for three seconds during WRLs. For the two experimental tasks, marks were made on the force-sensing surfaces for each participant after a familiarization period to ensure that their foot, buttock and hand starting positions would be kept constant across SPT and WRL trials. Participants were also encouraged to use their usual movement strategies, especially in terms of movement amplitude and velocity, when conducting these experimental tasks. The starting position was held constant in all trials of each task for each participant but was not perfectly standardized across participants. However, the starting positions were similar across participants given the restrictions imposed by the experimental set-up in terms of foot, buttock and hand positions.

5.4.4.3. Reaction force recording

To assess SPTs, five force-sensing surfaces were used to quantify the reaction force underneath the feet, buttocks (initial and target seats) and hands (leading and trailing) (Figure 2A). The two height-adjustable instrumented chairs were positioned beside one another with a 65° angle separating the two seats and bolted to the concrete floor. To monitor the reaction forces generated under the hands, a separate width- and height-adjustable hand force plates were attached laterally to each chair. The hand force plates were adjusted to ensure that the width of the seats matched the width of participant's wheelchair. To record the reaction forces during the WRLs (Figure 2B), participants sat on the target seat and the height of the right hand force plate attached to it was raised by 10 cm. The initial seat was then moved beside the target chair to serve as the left hand surface and its height was raised by 10 cm to match the height of the right hand surface.

These experimental set-ups allowed for continuous recording, amplification and storing of the resulting reaction forces of each instrumented surface at a sampling frequency of 600 Hz during the entire duration of the transfers. Subsequently, forces recorded during these tasks were filtered using a fourth-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and sampled at 60 Hz. The *x*, *y*, and *z* components of the reaction forces

corresponded to the antero-posterior (F_x), vertical (F_y) and medio-lateral (F_z) directions, respectively, within the global coordinate framework of the laboratory (Figure 2).

5.4.4.4. Kinematics

Kinematic parameters during SPTs and WRLs were recorded at a sampling frequency of 60 Hz using an Optotrak motion analysis system consisting of four synchronized camera units (model 3020; NDI Technology Inc., Waterloo, Ontario, Canada). This system tracks the 3D coordinates of the three non-collinear skin-fixed LEDs placed on the upper trunk, abdomen, pelvis, scapulas, arms, forearms and hand rigid segments. In addition, specific bony landmarks were digitized using a 6-marker probe to further define articular centers and principal axes of segments. All marker trajectories were visually inspected to identify missing marker coordinates and, when possible, their coordinates were interpolated using a linear or cubic spline method. The marker coordinates were finally smoothed with a fourth-order Butterworth zero-lag filter using a cut-off frequency of 6Hz. Thereafter, custom-made programs were used to quantify kinematic parameters at the shoulder and elbow joints (Cole *et al.*, 1993; Denavit & Hartenberg, 1955; Grood & Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2005). Shoulder flexion–extension kinematic parameters correspond to the rotation of the longitudinal axis fixed to the arm segment around the transverse axis passing through the left and right glenohumeral joints at the trunk segment (positive toward the right). Shoulder abduction-adduction kinematic parameters correspond to the complement of the angle formed by the longitudinal axis fixed to the arm segment and the transverse axis of the trunk segment when rotating around an axis defined by the cross product of these previous two axes (Denavit & Hartenberg, 1955). Elbow flexion-extension kinematic parameters correspond to the rotation of the longitudinal axis fixed to the forearm segment around the transverse axis passing through the medial and lateral epicondyles of the arm segment (Denavit & Hartenberg, 1955).

5.4.4.5. Net joint forces and moments

The reaction forces measured underneath each right hand, right U/E kinematic data and right anthropometric data recorded were input into a 3D inverse dynamic algorithm, performed with a custom-made program developed from the Kingait3 software (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada). This allowed for calculation of the net joint forces and moments acting at the shoulder and elbow at all times. To use this approach, the arm, forearm and hand segments were considered as three distinct rigid bodies linked by the

shoulder, elbow and wrist joints, respectively. The net antero-posterior (F_x), vertical (F_y) and medio-lateral (F_z) joint forces acting at the shoulder joint were expressed within the arm segment coordinate frame, and those at the elbow joint within that of the forearm. The net shoulder and elbow moments were expressed around the axes used to report kinematic parameters using a Jacobian matrix (Fujie *et al.*, 1996). This allowed for calculation of flexion-extension moments at the shoulder and elbow joints along with abduction-adduction moments at the shoulder joints.

5.4.4.6. Data processing

All SPT and WRL data were divided into three phases: pre-lift, lift and post-lift phases (Gagnon *et al.*, 2003; Gagnon *et al.*, 2005; Perry *et al.*, 1996). The lift phase started when the vertical force (F_y) equaled zero at the initial seat and ended when the impact force (F_y) reached its peak value on the target seat for the SPTs or back on the initial seat for the WRLs. The start and end of the lift phase were further validated by verifying the initial and final vertical displacements of the center of mass of the pelvis for all experimental trials. The start of the pre-lift phase corresponded to the start of the acceleration phase of the head and upper trunk segments which preceded the lift phase, while the end of the post-lift phase coincided with the end of the deceleration phase of these same segments. Joint forces and moments were time-normalized to 100 data point per phase for a total of 300 data points for each trial. This allowed us to characterize joint forces and moments for the entire duration of the SPTs and WRLs.

5.4.4.7. Outcome measures

For each trial, minimum and maximum values of tri-axial components of the joint force (F_x , F_y , F_z) were identified for the right shoulder and elbow as well as peak net moments in flexion and abduction at the shoulder and in flexion and extension at the elbow. For each participant, these outcome measures were determined for each of the three trials of a given task and averaged to obtain mean values for each participant. Thereafter, all mean force and moment values were normalized against body mass (Kg) for each participant and reported as Newton per kilogram (N/kg) and Newton-meter per kilogram (Nm/kg), respectively. Outcome measures were normalized to body mass as good correlations ($r > 0.61$) have previously been found between most of the outcome measures and body mass (Altman, 1991).

5.4.4.8. Statistical analysis

Descriptive statistics were calculated to obtain group means ($\pm 1SD$) for all demographic characteristics, clinical data and outcome measures. For each variable (minimum and maximum joint forces and peak moments), one-factor repeated-measures analysis of variance (ANOVA) was used to determine whether differences existed between the three distinct roles played by the dominant U/E: 1) leading role during SPTs; 2) trailing role during SPTs; and 3) lifting role during WRLs with symmetrical hand position. Whenever an ANOVA was found to be significant, Bonferonni post-hoc tests were completed to locate differences. Two-tailed tests were selected for all statistical analysis and p -values of 0.05 or less confirmed statistical significance. All statistical analyses were performed using SPSS[®] software, version 11.5.

5.4.5. RESULTS

5.4.5.1. Shoulder and elbow joint reaction forces

At the shoulder joint, the joint forces were oriented posteriorly, superiorly and medially during the two tasks (Figure 3A). The posterior peak force was higher when performing SPTs than when doing WRLs and reached its highest amplitude when the dominant shoulder played a trailing role. With regards to the superiorly-directed joint force, it was greater during WRLs compared to performing SPTs. No significant difference was found between the leading and trailing roles of the shoulder during SPTs for this force direction. The lateral and medial joint forces were the highest when the dominant U/E was the leading one and the forces were similar when the right U/E played a trailing role or lifted the body weight.

At the elbow, participants sustained substantial superiorly-directed forces across all conditions studied that were accompanied by anteriorly-posteriorly and medially-laterally joint forces of lower intensity. No difference was observed between the roles of the dominant arm for the vertical, anterior or lateral components. The mean vertical components were above 3.5 N/kg whereas all the other components were 1 N/kg.

5.4.5.2. Shoulder and elbow joint moments

The peak shoulder flexion moments were always greater during SPTs than during WRLs, whether the shoulder played a leading or a trailing role. The highest shoulder adduction moments were reached when the dominant U/E played the leading role during SPTs. The elbow flexion and extension moments were generally of small amplitude, especially when compared to the shoulder flexion moments. The elbow flexor moments reached their highest value when playing the leading role during SPTs. No elbow extensor moment difference was found across the three different roles played by the dominant U/E

5.4.6. DISCUSSION

This study assessed the joint forces and net moments at the shoulder and elbow when the dominant U/E played three distinct roles during functional tasks (SPTs and WRLs) performed by individuals with SCI. In addition to the elevated number of times these tasks are performed daily (frequency), the amount of mechanical load imposed on the musculoskeletal system (intensity) needs further consideration. Somewhat surprisingly, shoulder and elbow joint forces and moments have never been quantified during SPTs, though this task ranks among the most demanding wheelchair-related activity for the U/Es (Bayley et al., 1987; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005; Van Drongelen et al., 2005a, 2005b). This paper is the first to quantify U/E shoulder and elbow joints forces and moments during SPTs among individuals with SCI using a biomechanical approach, and also the first to compare shoulder and elbow joints forces and moments between different roles played by the U/E during SPTs and WRLs among individuals with SCI. Overall, this study revealed that the performance of SPTs and WRLs imposed different shoulder and elbow challenges, especially in terms of joint forces and moments.

5.4.6.1. Shoulder and elbow joint reaction forces

At the shoulder, most of the attention has been placed on the vertical force in the past years when assessing functional activities among individuals with SCI, whereas the other force directions have received very little consideration. Based on the current results, such an interest may be motivated by the fact that WRLs triggered superiorly-directed shoulder forces that largely exceeded the amplitudes found in the horizontal direction. In

fact, the superiorly-directed component calculated at the shoulder during WRLs exceeded those observed during SPTs, regardless of the role played by the U/E during this last task. However, the posterior shoulder joint forces were greater during SPTs than WRLs, with the value reached at the trailing shoulder surpassing the value of the leading shoulder.

At the shoulder, the combination of the elevated superiorly- and posteriorly-directed joint reaction force components may indeed be detrimental, especially for the glenohumeral joint. The vertical shear stress may result in an upward translation of the humeral head, which may exacerbate the development of an impingement of subacromial structures against the overlying acromion, particularly in the presence of narrowed humero-acromial space or osteophytes beneath the acromio-clavicular joint. The posterior shear stress may also be detrimental, leading to the development of posterior instability, capsulolabral pathology and tendinitis (supraspinatus, infraspinatus, teres minor) (Bayley *et al.*, 1987; Halder *et al.*, 2000; Hastings & Goldstein, 2004; Meislin *et al.*, 2005; Millett *et al.*, 2006; Robinson & Aderinto, 2005). The repetitive microtrauma associated with these substantial forces may also precipitate joint degenerative changes (Boninger *et al.*, 2003; Boninger *et al.*, 2001).

For the elbow joint forces, the superiorly-directed joint forces clearly dominated and were found to be similar across the three distinct roles played by the dominant U/E. For this joint, there was a strong predominance of this component over the other directions and this should be kept in mind. The considerable amount of superiorly-directed joint forces compresses this joint and may explain, in part, some secondary musculoskeletal impairments such as compression neuropathy of the ulnar nerve, for example (Burnham & Steadward, 1994). The antero-posterior and medio-lateral force components, although thought to be of lesser importance than the superiorly-directed forces, also need attention as they may contribute to the development of secondary impairments.

5.4.6.2. Shoulder and elbow joint moments

For the shoulder joint moments, the fact that the flexion and adduction moments were found to be more elevated during SPTs than during WRLs is of great relevance for this study. The shoulder flexor moments at the dominant U/E were found to be more elevated during SPTs than WRLs, with a trend for the trailing shoulder to reach slightly higher values than the leading shoulder. Such shoulder flexion moments reinforced the key role played by the pectoralis major and anterior deltoid muscles during SPTs as

previously documented (Perry et al., 1996). Significant differences were also observed for the adduction moments. Aside from the fact that the SPT values exceeded the values measured during WRLs, a difference was also found between the roles played by the U/E during SPTs. The highest adduction moments reached once playing the leading shoulder during SPTs corroborates the high EMG activity previously recorded at the sternal pectoralis muscle, which also showed a tendency to be more elevated at the leading U/E than the trailing U/E, during SPTs (Perry et al., 1996). One should consider that it is possible that the substantial shoulder flexor and adductor effort required during SPT, comes close to, even slightly exceeds, the maximum force-generating capability of these muscle groups (Nadeau *et al.*, 1996; Sabick *et al.*, 2004). In this case, it is possible that an individual with SCI may not be able to independently perform SPTs, and weakness of these shoulder muscle groups should definitively be considered as a limiting factor. Another possibility would be to have this individual modify his movement strategy to compensate for the muscle weakness. The investigation of a larger group of participants with various levels of SCI in the future may allow us to determine the influence of the level of SCI on the shoulder moments and the use of compensatory strategies during functional U/E tasks. This would be of great interest as EMG activity of shoulder and elbow muscles were previously found to be influenced by the level of SCI during WRLs (Newsam *et al.*, 2003). Finally, one should remember that the risk of developing secondary musculoskeletal impairments at the shoulder may definitively be increased since the substantial muscle contractions needed to generate these moments further elevate the shoulder joint forces.

For the elbow moments, comparable extension moments were generated across the different roles played by the dominant U/E. Somewhat surprisingly, the need for a flexion moment during SPT was confirmed and may certainly challenge the clinical assumption that only an extension moment is crucial when performing SPTs. This flexion moment at the elbow was found to be of greater importance when the U/E acted as the leading U/E rather than the trailing U/E, which may confirm its pulling role during SPTs. This particular finding partly corroborates the results emerging from EMG studies revealing moderate activation of the biceps and low activation of the triceps during SPTs (Perry et al., 1996) and adds to the findings reporting negligible biceps activation during WRLs among individuals with paraplegia (Newsam et al., 2003). Note that the substantial shoulder flexor moments, previously discussed, may also induce a dynamic interaction extension torque fixing the elbow in a quasi-static position or contributing to its extension movement (adjacent joint) during transfers (Gefen et al., 1997; Marciello et al., 1995; Zerby et al., 1994). One should also consider that these relatively low elbow net moments may mask

substantial agonist and antagonist effort since they only represent net joint moments. This supports the need for EMG studies to better understand these tasks.

5.4.6.3. Clinical relevance

Based on current and previous studies, SPTs can be ranked as the most mechanically demanding (forces and moments) routinely-performed wheelchair-related activity among individuals with SCI (Bayley et al., 1987; Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005; Van Drongelen et al., 2005a, 2005b). For this reason, cautiousness is warranted when rehabilitation professionals initiate SPT training, especially during the initial intensive rehabilitation process. Since the results of the current study revealed substantial shoulder and elbow moments, muscle strength assessment and retraining are warranted. The use of human assistance or of a technical aid (e.g., sliding board) when performing SPTs may be encouraged until sufficient strength-generating capability has been reached. As for the U/E strengthening program, many rehabilitation professionals continue to solely focus on the triceps and latissimus dorsi muscles when conducting strength training among individuals with SCI as is traditionally encouraged. Such a strengthening program has a limited chance of improving the individual's ability to perform SPTs or preserving shoulder and elbow integrity. In addition, assessment of SPT skills should not be solely based on the ability to perform WRLs as substantial mechanical demand (forces and moments) differences have been highlighted between these two tasks in the current study. Finally, it would seem hazardous to confirm a general rule for the role to be played by a specific U/E during SPTs without a specific diagnosis of the musculoskeletal impairment based on the differences reported between the leading and trailing shoulders and elbows.

5.4.7. ACKNOWLEDGEMENTS

Special thanks are extended to Pierre Desjardins (Eng, MSc) and Michel Goyette (Eng.) for their engineering support as well as to Daniel Marineau and André Dumoulin for their technical support. The authors also acknowledge the financial support provided by the Quebec Rehabilitation Research Network (www.repar.ca), Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation, and the Canadian Foundation for Innovation. Dany Gagnon currently holds a Ph.D. scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Dr. Sylvie Nadeau is a junior II scientist supported by the FRSQ and Patrick Dehail holds a fellowship from the REPAR.

FIGURE LEGENDS

Figure 5.4.1: Overview of the laboratory assessment performed to assess sitting pivot transfers (A) and weight-relief lift (B).

Figure 5.4.2: Transverse view of the laboratory set-ups when assessing sitting pivot transfers (A) and weight-relief lift (B).

Figure 5.4.3: Bar graphs showing the mean (\pm SD) of the tri-axial component of the net reaction forces measured at the shoulder (A) and elbow joints (B) during sitting pivot transfers (leading and trailing role) and weight-relief lifts.

Figure 5.4.4: Bar graphs showing the mean (\pm SD) peak net moments measured at the shoulder and elbow joints during sitting pivot transfers (leading and trailing role) and weight-relief lifts.

FIGURE 5.4.1

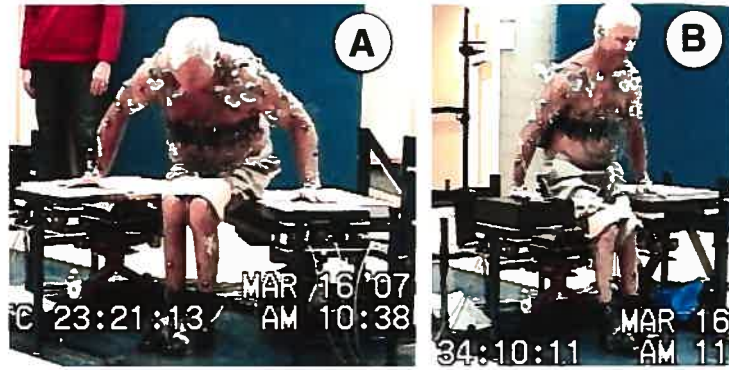


FIGURE 5.4.2

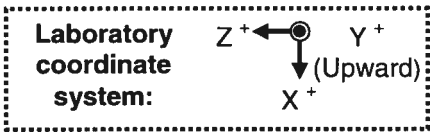
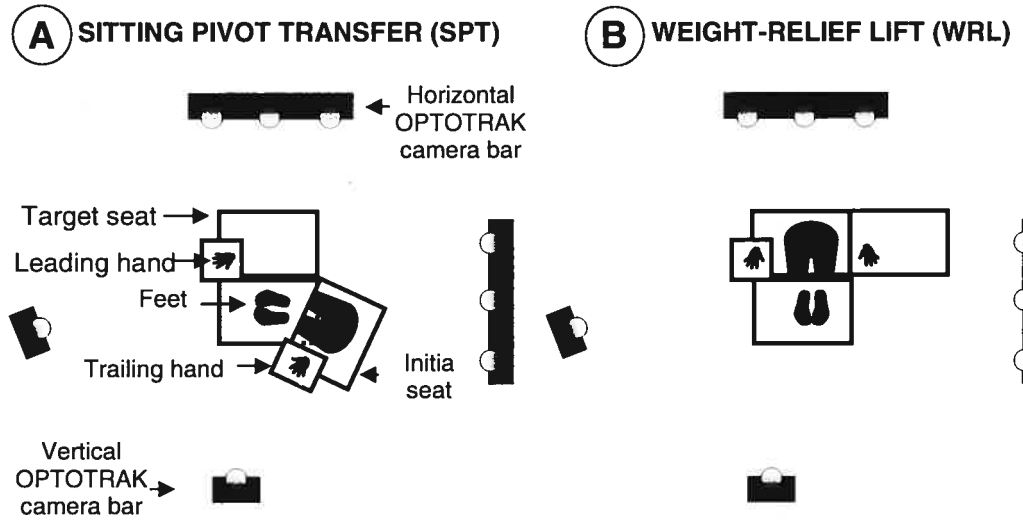


FIGURE 5.4.3

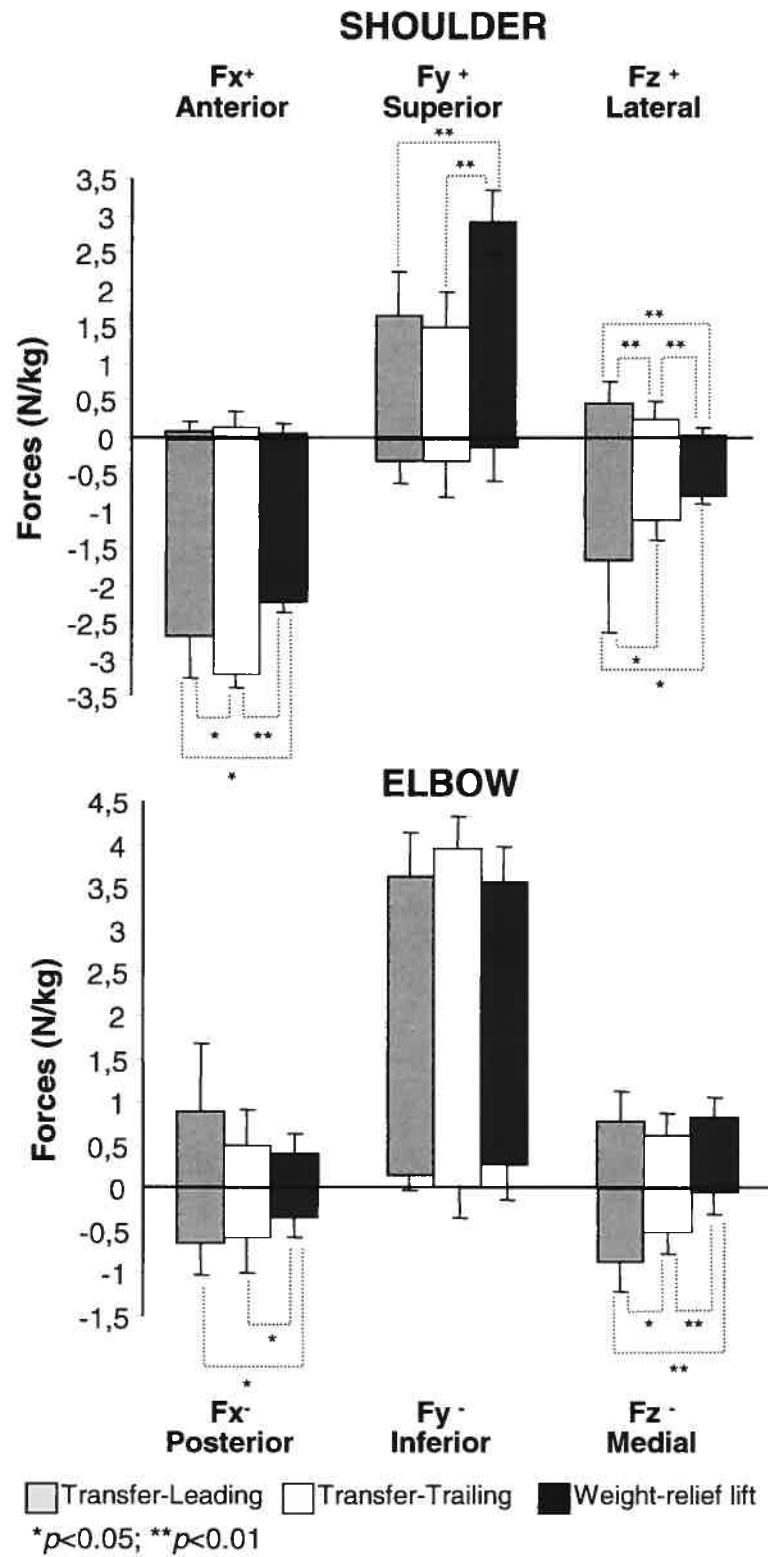
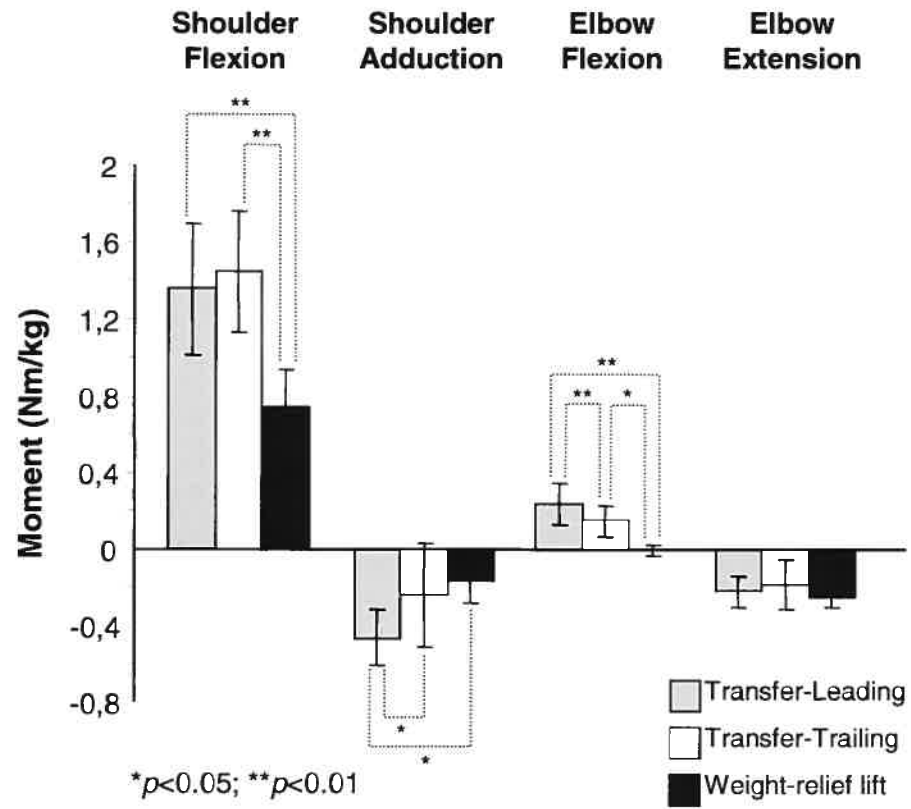


FIGURE 5.4.4



5.4.8. REFERENCES

- Altman, D. G. (1991). *Practical statistics for medical research* (1st edition ed.). London, UK: Chapman & Hall/CRC.
- Bayley, J. C., Cochran, T. P., & Sledge, C. B. (1987). The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am*, 69(5), 676-678.
- Boninger, M. L., Dicianno, B. E., Cooper, R. A., Towers, J. D., Koontz, A. M., & Souza, A. L. (2003). Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(11), 1615-1620.
- Boninger, M. L., Towers, J. D., Cooper, R. A., Dicianno, B. E., & Munin, M. C. (2001). Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev*, 38(4), 401-408.
- Bromley, I. (1998). *Tetraplegia and paraplegia: A guide for physiotherapists* (Fifth ed.). Edinburgh, UK: Churchill Livingstone.
- Burnham, R. S., & Steadward, R. D. (1994). Upper extremity peripheral nerve entrapments among wheelchair athletes: Prevalence, location, and risk factors. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(5), 519-524.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *J Biomech Eng*, 115(4A), 344-349.
- Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines (Ed.). (2005). *Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals* (First ed.). Washington (DC): Paralyzed Veteran of America.
- Denavit, J., & Hartenberg, R. S. (1955). A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *J App Mech*, 22, 215-221.
- Finley, M. A., McQuade, K. J., & Rodgers, M. M. (2005). Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 32-40.
- Forslund, E. B., Granstrom, A., Levi, R., Westgren, N., & Hirschfeld, H. (2006). Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: Coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord* 45: 41-48
- Fougeyrollas, P., Noreau, L., & Boschen, K. (2002). The interaction of environment with individual characteristics and social participation: Theoretical perspectives and applications in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 7, 1-16.

- Fujie, H., Livesay, G. A., Fujita, M., & Woo, S. L. (1996). Forces and moments in six-dof at the human knee joint: Mathematical description for control. *J Biomech*, 29(12), 1577-1585.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Gravel, D., Noreau, L., Lariviere, C., & Gagnon, D. (2003). Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(4), 319-331.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Gravel, D., Noreau, L., Lariviere, C., & McFadyen, B. (2005). Movement patterns and muscular demands during posterior transfers toward an elevated surface in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43(2), 74-84.
- Gefen, J. Y., Gelmann, A. S., Herbison, G. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. R. (1997). Use of shoulder flexors to achieve isometric elbow extension in c6 tetraplegic patients during weight shift. *Spinal Cord*, 35(5), 308-313.
- Good, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2), 136-144.
- Halder, A., Zobitz, M. E., Schultz, F., & An, K. N. (2000). Mechanical properties of the posterior rotator cuff. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(6), 456-462.
- Harvey, L. A., & Crosbie, J. (2000). Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in c5 and c6 quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(4), 500-505.
- Hastings, J., & Goldstein, B. (2004). Paraplegia and the shoulder. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 15(3), vii, 699-718.
- Magee, D. J. (2006). *Orthopedic physical assessment: Enhanced edition (Fourth edition ed.)*. Toronto/Philadelphia/London: Elsevier WB Saunders Title.
- Marciello, M. A., Herbison, G. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. (1995). Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(5), 426-432.
- Meislin, R. J., Sperling, J. W., & Stitik, T. P. (2005). Persistent shoulder pain: Epidemiology, pathophysiology, and diagnosis. *Am J Orthop*, 34(12 Suppl), 5-9.
- Millett, P. J., Clavert, P., Hatch, G. F., 3rd, & Warner, J. J. (2006). Recurrent posterior shoulder instability. *J Am Acad Orthop Surg*, 14(8), 464-476.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1996). A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4(4), 386-394.
- Newsam, C. J., Lee, A. D., Mulroy, S. J., & Perry, J. (2003). Shoulder emg during depression raise in men with spinal cord injury: The influence of lesion level. *J Spinal Cord Med*, 26(1), 59-64.

- Pentland, W. E., & Twomey, L. T. (1994). Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part ii. *Paraplegia*, 32(4), 219-224.
- Perry, J., Gronley, J. K., Newsam, C. J., Reyes, M. L., & Mulroy, S. J. (1996). Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(4), 350-355.
- Robinson, C. M., & Aderinto, J. (2005). Recurrent posterior shoulder instability. *J Bone Joint Surg Am*, 87(4), 883-892.
- Sabick, M. B., Kotajarvi, B. R., & An, K. N. (2004). A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(7), 1151-1159.
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., & Veeger, H. E. J. (2005a). Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1434-1440.
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., & Veeger, H. E. J. (2005b). Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1214-1220.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--part ii: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5), 981-992.
- Zerby, S. A., Herbison, G. J., Marino, R. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. R. (1994). Elbow extension using the anterior deltoids and the upper pectorals. *Muscle Nerve*, 17(12), 1472-1474.

CHAPITRE 6 : Discussion

Bien que la réalisation de transferts assis en pivot figure parmi les activités fonctionnelles les plus exigeantes chez les individus ayant une LMÉ, aucune étude n'a à ce jour quantifié les exigences mécaniques (forces et moments) requises aux MSs lors de leur réalisation. Le fait qu'aucun système d'évaluation spécifique ne soit commercialement disponible pour l'évaluation des transferts assis en pivot, combiné aux difficultés associées à la modélisation 3D du MS, pourraient expliquer cette lacune. C'est pourquoi l'objectif général de cette thèse était de décrire avec précisions les stratégies de mouvements (*cinématique*) et de quantifier les forces et moments aux MSs (*cinétique*), à partir d'une approche biomécanique innovante, lorsque des individus ayant une LMÉ exécutent des transferts assis en pivot en utilisant leur technique de transfert habituelle en laboratoire (environnement simulé avec surfaces d'appui instrumentées).

Puisque la majorité des résultats en lien avec ce projet d'études doctorales a déjà été présentée et discutée avec détails à l'intérieur des différents articles scientifiques (c.f. Chapitre 5 : Résultats), seulement les principaux éléments de ces derniers seront d'abord rappelés et brièvement discutés dans la première partie de cette discussion. Dans les parties suivantes, les implications des résultats sur la pratique clinique, les limites des travaux de recherche et les perspectives et avenues de recherches futures seront abordées.

6.1. Principaux constats des travaux de recherche

6.1.1. Montage expérimental

À notre connaissance, aucun système d'évaluation n'avait encore été développé afin d'analyser en détail les transferts assis en pivot. C'est pourquoi un système d'évaluation a été conçu, fabriqué et testé afin de permettre l'évaluation objective de ces transferts chez les individus atteints d'une LMÉ en utilisant une approche biomécanique. Ce système regroupe cinq surfaces instrumentées qui permettent l'enregistrement continu des composantes tri-axiales de la position (COP), de l'orientation et de l'intensité de la force de réaction du sol sous les pieds, les fesses (sièges de départ et d'arrivée) et les

mains (traînante et dirigeante) lors de la réalisation des transferts assis en pivot. L'adaptation d'approches méthodologiques permettant, entre autres, l'enregistrement tridimensionnel des mouvements lors des transferts ainsi que la mesure de paramètres anthropométriques spécifiques a également accompagné le développement du système d'évaluation des transferts. L'ultime objectif était d'élaborer une approche méthodologique visant à estimer les forces et les moments aux articulations des MSs en utilisant le modèle de la dynamique inverse.

Il a été démontré que ce nouveau système d'évaluation des transferts possède plusieurs avantages. Ce système est sécuritaire, versatile grâce aux différents ajustements possibles en hauteur et en largeur des différentes surfaces instrumentées, facilement manoeuvrable dans un environnement de recherche (laboratoire) malgré sa masse élevée, relativement simple d'utilisation pour des chercheurs expérimentés en biomécanique. Il permet de quantifier avec un haut niveau de précision les paramètres cinétiques associés à la réalisation des transferts assis en pivot. La précision des forces de réaction verticales et horizontales et de la position du COP ont été vérifiées et jugées acceptables dans le présent contexte.

Malgré tous ces avantages, certains désavantages méritent également d'être discutés. Le plus important est sans contredit son coût élevé. Une partie importante des coûts de ce prototype, soit un peu plus de \$150 000.00CAD, a servi à défrayer les frais d'achats des plates-formes et capteurs de forces inclus dans le montage. À ce coût déjà très élevé s'ajoute également celui en lien avec la main d'œuvre nécessaire pour amener cette étape initiale du projet à terme, soit approximativement \$15 000.00CAD. De surcroît, d'autres pièces d'équipements, telles celles requises pour l'analyse 3D du mouvement et l'enregistrement de l'activité électromyographique, doivent également être disponibles et sont exclues des coûts présentés ci-haut.

Il demeure que les résultats préliminaires obtenus ont rapidement permis de confirmer la pertinence du système d'évaluation des transferts. Ce système permet d'investiguer avec détails les exigences biomécaniques reliées à la réalisation de transferts assis en pivot. Le succès de cette première étape était un pré-requis à la réalisation des autres travaux de recherche inclus dans cette thèse.

6.1.2. Cinématique

Aucune étude cinématique n'avait encore tenté de quantifier les stratégies de mouvements (amplitudes articulaires et vitesses angulaires) aux épaules, coudes et poignets ainsi qu'au tronc à l'aide d'une analyse cinématique 3D lors de la réalisation de transferts assis en pivot d'un siège de départ à un siège d'arrivée de différentes hauteurs. Seule une étude s'est intéressée à l'analyse cinématique de l'omoplate et du mouvement combiné de l'humérus lors des transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ en utilisant un système d'enregistrement électromagnétique de mouvements (Finley et coll., 2005).

L'actuelle analyse cinématique nous a permis de documenter des différences entre les bras dirigeant et traînant lors des transferts assis en pivot, en plus de préciser l'influence de la hauteur du siège sur les paramètres cinématiques. Globalement, des mouvements en direction opposée sont observés aux épaules. Celle du bras dirigeant progresse davantage en extension et adduction alors que des mouvements graduels de flexion et d'abduction sont observés à l'épaule du bras traînant tout au long du transfert. Quant aux mouvements des coudes, les deux sont initialement fléchis au début de la phase de lever. Par la suite, le coude du bras dirigeant poursuit sa progression en flexion alors que celui du bras traînant change de direction (extension). Quant à l'influence de la hauteur du siège, seules quelques différences significatives ont été notées. Parmi les plus importantes, l'extension de l'épaule dirigeante et la flexion de celle traînante s'accroissent, en termes d'amplitudes et de vitesses angulaires, à mesure que la hauteur du siège d'arrivée s'élève. Un comportement similaire a également été remarqué au coude du bras traînant lorsque la hauteur du siège d'arrivée augmente.

La flexion importante du tronc observée autour du début de la phase de lever du transfert chez la majorité des participants mérite aussi d'être discutée. Cette flexion du tronc crée fort possiblement un momentum considérable étant donné la masse importante du segment tronc, à laquelle celle du segment tête s'ajoute. Ce momentum faciliterait le soulèvement des fesses du siège de départ. Il est suggéré que l'apport de ce momentum au transfert pourrait être assujéti, entre autres, au contrôle du tronc qui dépend hautement des mécanismes extenseurs actifs et passifs du tronc. Il est reconnu que ces mécanismes sont fortement associés au niveau moteur de la LMÉ. Puisque les transferts sont réalisés en CCF, il est également évident que cette flexion initiale rapide du tronc

enclenche une série de mouvements rapides aux MSs, telles que l'extension de l'épaule dirigeante et la flexion des coudes observées presque simultanément.

Certains éléments reliés aux mouvements observés lors des transferts nous rappellent également les risques encourus lors de leurs réalisations. Parmi ces risques, soulignons particulièrement la combinaison de mouvements de flexion et d'abduction, fort possiblement combinés à de la rotation interne, observés à l'épaule traînante et l'extension excessive des poignets. Bien que les mouvements isolés de flexion et d'abduction de l'épaule traînante demeurent dans les limites articulaires normales, leur combinaison devient problématique. En fait, cette combinaison de mouvement rétrécit l'espace disponible entre la tête humérale et la partie inférieure de l'acromion. Ainsi, elle pourrait aggraver ou provoquer les pathologies de l'épaule reliées au conflit acromio-huméral. L'importance des forces verticales agissant simultanément sur le bras traînant est également à considérer puisqu'elle pourrait accentuer l'ascension vers le haut de la tête humérale, ce qui contribuerait à augmenter le niveau de risque. Quant à l'extension des poignets, elles approchent, même atteignent, les limites articulaires active et passive normales chez la majorité des participants ayant opté de placer leurs mains à plat lors des transferts. Il en résulte un risque accru de développer des déficiences secondaires aux poignets, d'autant plus que la mise en charge est élevée à cette articulation. Ce risque s'explique en partie par l'étirement substantiel des structures antérieures et par la compression des structures postérieures du poignet.

Précisons finalement que cette composante du projet d'études doctorales s'avérait essentielle à l'élaboration d'un protocole précis d'évaluation de la force musculaire des MSs, spécifique aux tâches de transferts assis en pivot. En fait, cette évaluation cinématique permet de préciser les paramètres du protocole d'évaluation dynamométrique à suivre afin de permettre le calcul des TUM_{MEC} , bien que certaines difficultés ont été rencontrées dans le cadre de ce projet lors de l'estimation de ces derniers (c.f. 6.4. Limites des travaux de recherche). Par ailleurs, cette évaluation de la cinématique a permis de proposer un programme d'entraînement spécifique de la force musculaire des MSs à offrir aux individus ayant une LMÉ (c.f. 6.2 Implications des résultats sur la pratique clinique).

6.1.3. Électromyographie

Malgré le fait qu'une étude se soit déjà intéressée à l'activité EMG moyenne de muscles agissant au tronc et aux MSs lors de la réalisation des transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ (Perry et coll., 1996), aucune étude n'avait caractérisé le patron d'activité EMG et l'intensité (valeurs moyennes et maximales) de la longue portion du biceps brachial, de la longue portion du triceps brachial, du deltoïde antérieur, du chef claviculaire du grand pectoral et du grand dorsal lors de la réalisation des transferts assis en pivot vers un siège d'arrivée ajusté à différentes hauteurs chez cette clientèle. De plus, à notre connaissance, aucune étude n'avait précisé les moments auxquels l'activation maximale survient pendant les transferts pour les muscles pré-cités. De plus, les synergies musculaires n'ont également jamais été décrites.

En règle générale, les patrons d'activation documentés lors des transferts assis en pivot confirment la sollicitation de ces muscles lors de cette tâche fonctionnelle. Plus précisément, il a été démontré que l'ensemble des muscles étudiés atteint la valeur sommet dans les instants qui succèdent la perte de contact des fesses avec le siège de départ (phase de lever). À ce moment, le deltoïde antérieur, le grand pectoral et la longue portion du biceps sont fortement sollicités, tout comme l'avait suggéré Perry et coll (1996). Ainsi, il semble fort probable que ces muscles contribuent directement, entre autres, à la génération des moments de flexion et d'adduction de l'épaule et indirectement au moment d'extension du coude puisque le mouvement est réalisé en CCF. Les valeurs sommets du deltoïde antérieur et du grand pectoral étaient synchronisées au bras traînant, en plus de précéder celles du bras dirigeant. Cette réponse musculaire pourrait s'expliquer, en partie, par le fait que la composante verticale de la force de réaction sous la main traînante est beaucoup plus importante que celle sous la main dirigeante au début de la phase de lever (Forslund et coll., 2006). Le momentum généré par le segment tronc-tête pourrait expliquer ces résultats.

Pour la majorité des muscles étudiés, la variation de la hauteur du siège a eu peu d'impact sur le patron d'activation musculaire. Par contre, l'intensité de ce dernier a fluctué quelque peu en fonction de la hauteur du siège d'arrivée. Les valeurs d'activation du deltoïde antérieur et du grand pectoral du bras traînant étaient significativement plus importantes lors du transfert vers la surface d'arrivée surélevée comparativement à celles obtenues aux autres hauteurs pour le même bras. Cette différence pourrait aussi être reliée aux différences d'intensité moyenne et maximale de la force de réaction verticale

mesurée sous la main traînante entre une surface d'arrivée nivelée et une autre surélevée. De plus, l'accroissement de l'amplitude et de la vitesse du mouvement de flexion de l'épaule traînante vers le siège surélevé doit également être considéré. Quant au MS dirigeant, seul le biceps a été sollicité davantage lors du transfert vers la surface surélevée comparativement aux autres surfaces. Cette augmentation, qui laisse présager des moments de flexion du coude plus importants, nous renseigne sur le rôle accrue du MS dirigeant afin de «tirer» le corps vers le siège d'arrivée en plus de supporter la masse corporelle. La sollicitation du triceps est demeurée inchangée par la hauteur du siège d'arrivée, bien que certains cliniciens accordent toujours un rôle déterminant à ce muscle dans la capacité ou incapacité à compléter des transferts assis en pivot. De plus, des cliniciens encouragent également les transferts vers des surfaces abaissées croyant qu'ils réduisent les efforts musculaires, ce que cette étude n'est pas arrivée à confirmer.

6.1.4. Forces de réaction

Un des avantages du système d'évaluation des transferts est qu'il permet l'enregistrement des composantes tri-axiales des forces de réaction du sol sous les fesses (siège de départ; siège d'arrivée), les mains (main traînante; main dirigeante) et les pieds en tout temps lors de la réalisation de transferts assis en pivot. Ce système a permis de confirmer que la plus grande partie de la masse corporelle est supportée par les MSs et qu'une asymétrie existe entre les deux bras tout au long des transferts assis en pivot. En fait, le MS traînant supporte une proportion plus élevée de la masse corporelle que le dirigeant au début des transferts. Cette situation s'inverse progressivement pendant le transfert, de sorte que le MS dirigeant supporte une proportion plus élevée de la masse corporelle que le MS traînant vers la fin des transferts.

Plus précisément, il a été démontré que la valeur maximale de la composante verticale de la force de réaction est influencée par le rôle joué par le bras (dirigeant versus traînant) et la hauteur de la surface d'arrivée (nivelé versus haute). La valeur maximale de cette composante était toujours plus élevée et apparaissait toujours plus tôt au MS traînant par rapport au MS dirigeant lors des transferts, en plus d'atteindre sa valeur la plus grande au bras traînant lors du transfert vers le siège d'arrivée surélevée de 10 cm par rapport à la hauteur de celui de départ. Les résultats corroborent ceux de Forslund et coll. (2006) qui s'étaient intéressés aux valeurs sommets de cette composante de la force de réaction sous les mains uniquement lors de transferts entre deux surfaces nivelée. Par ailleurs, les valeurs moyennes de cette composante, qui n'avaient jamais été étudiées

auparavant, se sont avérées semblables entre les bras dirigeant et traînant lors des transferts entre deux surfaces nivelée et en direction d'une surface surélevée. Sur la base de ces résultats, il apparaît toutefois prématuré de recommander aux cliniciens d'utiliser le MS le plus faible ou le plus atteint comme bras dirigeant lors des transferts, sans aucune nuance. En fait, cette approche semble principalement indiquée lorsqu'un transfert vers une surface surélevée est réalisé. Pour ce qui est des transferts entre deux surfaces nivelées, les résultats de notre étude ne peuvent confirmer la pertinence de cette recommandation, contrairement à ceux de Forslund et coll. (2006). La recommandation qui semblerait la plus adéquate pour les transferts assis en pivot entre deux surfaces nivelées demeure toujours celle suggérant d'alterner les rôles des MSs dirigeant et traînant aussi souvent que possible lors de cette tâche (Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, 2005).

La contribution des MIs au support de la masse corporelle a également été quantifiée pour une première fois lors des transferts assis en pivot. Il a été documenté que les MIs supportent presque 30% de la masse corporelle malgré le déficit sensori-moteur sévère qui les affectent suite à une LMÉ. Cette proportion coïncide presque parfaitement avec le pourcentage de la masse corporelle alloué à ces segments (MIs = 32% de la masse corporelle) dans le modèle anthropométrique proposé par Dempster (Winter, 1990), bien que ce dernier surestime fort possiblement la masse réelle de ces segments chez des individus atteints d'une LMÉ. En effet, l'atrophie musculaire et la diminution de la densité osseuse fréquentes aux MIs contribuent certainement à réduire la concordance entre les valeurs proposées par Dempster et la proportion réelle de la masse corporelle que représente les MIs (Giangregorio et McCartney, 2006). Notons que nos observations nous laissent croire qu'une augmentation de la raideur passive des MIs pourrait possiblement conduire à une augmentation de la mise en charge sur ces segments. Les résultats auprès des individus ayant une LMÉ font ressortir la pertinence de s'intéresser aux activités de transfert, entre autres, chez les individus ayant une double amputation, avec ou sans appareillage (prothèses). Puisque ces derniers ne profitent d'aucun appui sur le MIs, il est probable que les exigences soient encore plus grandes pour les MSs, d'autant plus que la base de sustentation se trouve également réduite.

6.1.5. Forces et moments

À notre connaissance, aucune étude n'avait précédemment rapportée les valeurs maximales des forces et des moments articulaires aux épaules et aux coudes lors de la réalisation de transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ. En revanche, il a été mentionné à quelques reprises que ces valeurs pourraient surpasser celles mesurées lors des tâches de soulèvement de la masse corporelle ou de la propulsion manuelle du fauteuil roulant. À ce jour, il est uniquement connu que les valeurs maximales de forces et de moments articulaires aux épaules et aux coudes, lorsque mesurées pendant une tâche de soulèvement de la masse corporelle, excèdent largement celles observées pendant la propulsion du fauteuil roulant. C'est pourquoi, il a été décidé de comparer le transfert assis en pivot entre deux surfaces nivelées avec une tâche de soulèvement de la masse corporelle en position assise.

Les résultats révèlent que les forces maximales de réactions aux épaules imposent des contraintes articulaires élevées dirigées principalement vers l'arrière et le haut lors des transferts assis en pivot. La force maximale dirigée vers l'arrière était beaucoup plus grande pendant les transferts assis en pivot que lors du soulèvement de la masse corporelle. Lors des transferts assis en pivot, cette force maximale dirigée vers l'arrière à l'épaule traînante surpassait même celle à l'épaule dirigeante. Par ailleurs, la force dirigée vers le haut était systématiquement plus élevée lors de la tâche de soulèvement que lors des transferts assis en pivots (épaules dirigeante et traînante combinées). De plus, aucune différence significative n'a été révélée entre les épaules pendant les transferts assis en pivot. Étant donné la stabilité minimale de l'articulation gléno-humérale afin de valoriser sa grande mobilité, il apparaît probable que l'orientation et l'intensité de ces forces de réaction articulaire puissent augmenter les risques d'installation de déficiences secondaires à cette articulation. En fait, la translation de la tête humérale vers le haut peut entraîner une réduction de l'espace sous-acromial. Ultimement, l'abutement de la tête humérale contre les portions inférieure et latérale de l'acromion pourrait même entraîner des changements dégénératifs de ces structures osseuses. Quant à la translation de la tête humérale vers l'arrière, elle semble principalement associée au développement d'une instabilité postérieure de l'articulation gléno-humérale. Les micro-traumatismes secondaires qui en résultent atteignent généralement le fibro-cartilage annulaire (labrum) qui favorise l'emboîtement des surfaces articulaires. C'est ainsi qu'une réduction de la stabilité pourrait s'installer progressivement et augmenter les risques de développer différentes déficiences secondaires à l'épaule. Rappelons également que les efforts

substantiels développés par les muscles péri-articulaires de l'épaule afin de contrer ces forces lors des transferts assis en pivot pourraient amplifier encore davantage ces problèmes, surtout en présence d'un déséquilibre de la force musculaire (c.f. Annexe III : Article #6).

Quant aux forces articulaires enregistrées aux coudes, celles dirigées vers le haut étaient considérablement plus élevées que les autres composantes lors des transferts assis en pivot (coudes dirigeant et traînant) et de la tâche de soulèvement des fesses. De plus, ces forces étaient d'intensité comparable quelle que soit la tâche expérimentale complétée ou le rôle assumé par les MSs. Cette force de réaction élevée expose le coude à de fortes compressions articulaires qui pourraient entraîner des déficiences secondaires, telles des neuropathie par compression du nerf cubital par exemple (Burnham et Steadward, 1994).

Les moments de flexion et d'adduction de l'épaule lors des transferts assis en pivot, nonobstant le rôle assumé par le MS dominant, étaient toujours considérablement plus élevés que ceux mesurés lors de la tâche de soulèvement des fesses. De plus, lors des transferts assis en pivot, les moments maximaux de flexion des deux épaules étaient similaires alors que le moment maximal d'adduction à l'épaule traînante surpassait celui de l'épaule dirigeante. Ces résultats corroborent l'activation EMG élevée précédemment rapportée pour les muscles grand pectoral et deltoïde antérieur lors de transferts assis en pivots entre des surfaces nivelées (Finley et coll., 2005; Perry et coll., 1996). Par ailleurs, ces exigences rappellent également le rôle de la force musculaire des MSs lors de la réalisation de transferts assis en pivot. Par exemple, il apparaît possible que les moments de flexion requis aux épaules lors de cette tâche puissent égaler, voir surpasser, la capacité maximale d'un individu à générer un moment de flexion de l'épaule (c.f. 2.2.3. Taux d'utilisation de la force musculaire). Dans cet exemple, la faiblesse des muscles fléchisseurs des épaules devrait donc être considérée comme un facteur compliquant ou limitant la réalisation des transferts.

Les moments mesurés aux coudes étaient d'intensité moindre que ceux rapportés aux épaules. Les moments d'extension étaient d'intensité comparable, peu importe la tâche expérimentale complétée ou le rôle assumé par les MSs. Cependant, il appert pertinent de rappeler que les moments substantiels générés par les fléchisseurs de l'épaule, tel que discutés précédemment, peuvent également contribuer à maintenir le coude en position quasi-statique ou à mobiliser le coude en extension pendant les

transferts (c.f. 2.2.4 Travail musculaire en chaîne fermée). Étonnamment, des moments de flexion ont été uniquement observés lors des transferts assis en pivot, et principalement lorsque le MSs assumait le rôle dirigeant. Ces résultats corroborent, en partie, ceux qui émergent d'une étude EMG qui avait rapporté une activation modérée du biceps et une légère activation du triceps pendant les transferts assis en pivot (Perry et coll., 1996). Ces derniers résultats devraient également remettre en question la démarche thérapeutique de certains cliniciens qui préconisent principalement le renforcement musculaire des extenseurs du coude afin d'atteindre un niveau d'autonomie optimal lors des transferts (c.f. 2.2.4 Travail musculaire en chaîne fermée). Rappelons finalement que les moments musculaires nets relativement bas aux coudes peuvent masquer des efforts substantiels des muscles agonistes et antagonistes, d'où l'importance de s'intéresser à l'étude de l'activité EMG lors de l'analyse des transferts assis en pivot.

6.1.6. Dynamométrie isocinétique

Cette projet d'étude a permis d'élaborer un protocole d'évaluation isocinétique de la force musculaire des MSs, spécifiques aux tâches de transferts assis en pivot, à partir de paramètres cinématiques (c.f. Article #2) et EMGs (c.f. Article #3). La totalité des participants ayant joint l'étude finale a bénéficié d'une évaluation de la force concentrique de différents groupes musculaires de l'épaule et du coude au MS droit. Le protocole s'est avéré à la fois simple et sécuritaire.

Cependant, les résultats de cette évaluation dynamométrique se sont avérés insuffisants pour l'estimation des moments potentiels maximum tel que requis afin de quantifier les $TUM_{M\acute{E}C}$ (c.f. 2.2.3. Taux d'utilisation de la force musculaire). Bien que diverses raisons pourraient expliquer ces limites, la plus importante demeure que les mouvements observés aux épaules lors des transferts ne sont jamais réalisés dans un seul plan de mouvement, contrairement à ceux évalués sur le dynamomètre (c.f. 6.3. Limites des travaux de recherche). Soulignons que ces données dynamométriques ont tout de même été étudiées (c.f. Annexe III; Article complémentaire).

6. 2 Implications des résultats sur la pratique clinique

Le développement et le transfert des connaissances sont d'actualité dans le domaine de la recherche en réadaptation depuis quelques années. C'est pourquoi les professionnels de la réadaptation, particulièrement les physiothérapeutes et ergothérapeutes, sont de plus en plus incités à baser leur pratique clinique sur des preuves scientifiques. Ainsi, cette réflexion sur l'implication des résultats de cette étude biomécanique sur la pratique clinique s'avère nécessaire.

Contrairement à la disponibilité grandissante de données probantes en lien avec la prescription du fauteuil roulant manuel et l'entraînement à sa propulsion chez les individus atteints d'une LMÉ, très peu d'études cliniques et de laboratoire se sont intéressées aux tâches de transferts chez cette clientèle. Ainsi, la rééducation des transferts est surtout basée sur la riche expertise clinique des thérapeutes combinée à une approche d'apprentissage par essais et erreurs auprès des personnes avec LMÉ, le tout teinté par certains ouvrages de référence en réadaptation qui suggère de grandes lignes directrices sur la technique à utiliser (Somers,2001 ; Bromley 2005). Bien que les travaux de recherche complétés dans le cadre de cette thèse ne puissent répondre à l'ensemble des interrogations soulevées sur les approches à privilégier pour la réalisation des transferts assis en pivot, certains résultats pourront sans doute favoriser une amélioration de la pratique actuelle et ouvrent un champ de recherche clinique qui pourrait mener à l'élaboration de programmes d'entraînement plus spécifiques au cours des prochaines années.

6.2.1. Techniques de transfert

Il serait utopique de prétendre que les aboutissements de ces premières études biomécaniques puissent identifier la meilleure technique afin de réaliser cette tâche de façon efficace et sécuritaire. En revanche, certaines recommandations peuvent être émises à la lumière des résultats obtenus au cours de ce projet et pourront certainement être considérées lors de l'enseignement des transferts assis en pivot :

- ***s'assurer de fermement placer les deux pieds sur le sol*** puisque approximativement 30% de la masse corporelle est supporté par les pieds, tout en conservant un angle légèrement inférieur à 90° de flexion aux genoux afin d'éviter qu'un moment de flexion aux genoux ne vienne compromettre l'appui

- **encourager la flexion du segment tronc-tête** ce qui génère un momentum lors de l'initiation des transferts afin de faciliter le soulèvement des fesses tout en considérant que l'épaule dirigeante est rapidement mobilisée en extension et génère un travail musculaire excentrique des fléchisseurs de l'épaule ;
- **éviter de placer les mains à plat sur les surfaces de transfert** lorsqu'une position alternative est possible, telle qu' agripper l'appui-bras d'un fauteuil roulant par exemple, afin de prévenir l'hyper-extension du poignet qui entraîne un étirement excessif des structures antérieures du poignet et une compression des structures postérieures ;
- **diriger les doigts de la main traînante légèrement vers l'extérieur** (rotation externe de l'épaule) sur la surface de départ, tout en plaçant cette main le plus près possible du corps, afin de minimiser la composante de rotation interne de l'épaule traînante exposée à un risque de mouvements combinés (mouvement combiné de flexion et abduction) ;
- **favoriser initialement les transferts entre des surfaces nivelées** puisque le transfert vers une surface surélevée augmente les efforts musculaires alors que celui vers une surface abaissée n'a aucun effet bénéfique sur ces efforts et pourrait augmenter les exigences en terme de contrôle moteur (augmentation de la variabilité de l'activation musculaire),
- **alterner le rôle des MSs lors des transferts vers des surfaces nivelées** même si la valeur maximale ($p < 0,0001$) de la composante verticale de la force de réaction (F_y) est plus élevée sous la main traînante que dirigeante, car sa valeur moyenne tend à être plus haute sous la main dirigeante par rapport à la traînante.
- **utiliser le MS le plus fort ou le moins atteint (ex : douleur, paralysie) comme bras traînant lors des transferts vers une surface surélevée** puisque la valeur maximale ($p < 0,0001$), ainsi que celle moyenne ($p = 0,08$), de la composante verticale de la force de réaction (F_y) tendent à être plus élevées sous la main traînante que celles dirigeante ;
- si des déficiences secondaires se développent ou perdurent, **réduire le nombre de transferts réalisés par jour, considérer l'utilisation d'un aide technique (ex : planche de transfert, lève personne) ou d'assistance humaine, et rapidement rapporter la problématique à un professionnel de la réadaptation.**

Ces recommandations sont à la fois simples et précises ce qui devrait faciliter leurs transferts vers la pratique clinique et, fort probablement, stimuler les échanges avec différents groupes de cliniciens impliqués auprès de cette clientèle.

6.2.2. Interventions thérapeutiques

Bien que le développement de l'autonomie lors des transferts est l'un des premiers objectifs de la réadaptation, aucune intervention thérapeutique ne cible précisément cette tâche à partir de paramètres physiologiques ou biomécaniques propres à cette dernière. Une partie des résultats de la présente étude soutient la recommandation d'interventions thérapeutiques, en lien principalement avec l'étirement des structures et le renforcement musculaire:

- ***Programme d'étirement***

Des exercices d'étirement des épaules pourraient être inclus dans les programmes de réadaptation des individus ayant une LMÉ. Ces exercices permettraient de maintenir, voire d'augmenter, les amplitudes articulaires disponibles aux épaules afin de faciliter la réalisation des transferts. De plus, ces exercices permettraient une adaptation à long terme des structures musculo-tendineuses (déformation élastique) durement mises à l'épreuve par les forces musculaires générés aux épaules, particulièrement lors de contractions excentriques, et par les mouvements de grandes amplitudes observés lors des transferts assis en pivot (Shellock et Prentice, 1985). Ces exercices pourraient particulièrement cibler les muscles contribuant à la flexion et à l'adduction de l'épaule qui sont fortement recrutées, tant en mode concentrique qu'excentrique. Par ailleurs, il apparaît fort probable que l'ensemble des muscles de la coiffe des rotateurs et ceux responsables de la stabilité tant scapulo-thoracique que scapulo-humérale, pourraient avantageusement profiter des bénéfices d'un programme d'étirement.

Quant au coude, il a été démontré que son manque d'extension complète pourrait difficilement expliquer une incapacité à transférer de façon autonome entre deux surfaces. Contrairement à une croyance clinique bien répandue, le coude demeure fléchi d'environ 28° à 56° en moyenne lors des différents transferts évalués. Néanmoins, il est imaginable qu'une contracture en flexion au coude du bras traînant puisse limiter la capacité à transférer, particulièrement vers une surface d'arrivée surélevée de plus de 10 cm étant

donné la tendance observée dans cette étude (c.f. article #1). Il pourrait être préjudiciable pour un usager de négliger d'évaluer et de traiter un manque d'extension au coude. Rappelons également qu'il a été démontré dans le passé que l'extension complète du coude n'est pas un pré-requis à la capacité à soulever les fesses (Harvey et Crosbie, 2001; Harvey et Crosbie, 1999; Harvey et Crosbie, 2000).

L'extension excessive des poignets observée lors des transferts assis en pivot requiert le maintien d'une flexibilité élevée des structures antérieures des avant-bras et des poignets afin de minimiser, entre autres, le risque de développer une tendinite des fléchisseurs du poignet. C'est pourquoi des exercices d'étirement des poignets doivent être enseignés aux individus ayant une LMÉ. Ajoutée à cette extension excessive des poignets, la mise en charge élevée à ces articulations augmente d'autant plus le risque d'installation d'un syndrome du tunnel carpien. Des exercices de mises en tension longitudinales sélectives de la portion distale du nerf médian et d'autres de glissement des tendons fléchisseurs pourraient aussi être encouragées (Coppieters et Alshami, 2007; Totten et Hunter, 1991). Ces exercices visent à minimiser les adhérences et à augmenter la lubrification entre les neuf tendons qui accompagnent le nerf médian sous le ligament annulaire antérieur du carpe. L'efficacité de ces exercices simples a d'ailleurs été confirmée auprès d'individus souffrant d'un syndrome du tunnel carpien (Akalin et coll., 2002). De plus, il est aussi conseillé d'accorder une attention particulière à la posture puisque la protraction de l'omoplate augmenterait les risques d'atteinte du nerf médian (Julius et coll., 2004).

Pour terminer cette sous-section, l'idée que l'apport d'un moment passif de flexion plantaire puisse permettre d'augmenter la mise en charge aux MIs pendant les transferts assis en pivot, diminuant par conséquent les efforts requis aux MSs, mérite également notre attention. Tout laisse croire que les étirements passifs de la cheville pourraient limiter, voire neutraliser, cet effet potentiellement bénéfique de la raideur passive à cette articulation. Ces derniers éléments demeurent qu'hypothétiques et devront éventuellement être validés.

- ***Programme d'évaluation et d'entraînement de la force musculaire***

Le renforcement musculaire global des MSs constitue l'un des fondements de la majorité des programmes de réadaptation des individus ayant une LMÉ. Depuis plusieurs années, les physiothérapeutes et ergothérapeutes ciblent principalement le renforcement musculaire des triceps et des grands dorsaux dans la pratique clinique afin d'améliorer la

capacité à transférer. Cependant, de plus en plus d'évidences récentes laissent croire que d'autres groupes musculaires sont sollicités lors des transferts et mériteraient davantage d'attention (Allison et coll., 1995; Gagnon et coll., 2003; Gagnon et coll., 2005; Harvey et Crosbie, 2000; Newsam et coll., 2003; Perry et coll., 1996; Reyes et coll., 1995). Les résultats de la présente étude viennent préciser le rôle crucial des muscles fléchisseurs et adducteurs de l'épaule lors des transferts assis en pivot. Ces connaissances supplémentaires devraient amener les cliniciens à promouvoir l'utilisation de protocoles de renforcement musculaire développés pour des tâches spécifiques réalisées par les individus ayant une LMÉ.

Il est reconnu que le gain de force musculaire est généralement spécifique à l'angle (Lindh, 1979), à la vitesse angulaire (Pereira et Gomes, 2003), au type de contraction musculaire (Engardt et coll., 1995) et au contexte de réalisation de la tâche sélectionnée lors de l'entraînement. En s'inspirant de cette prémisse, les paramètres du protocole d'évaluation de la force musculaire aux épaules et aux coudes, qui a été élaboré à partir des résultats de l'étude cinématique initiale (c.f. 3.2.4. Dynamométrie isocinétique), pourrait être retenus pour un programme d'entraînement. Puisque cette étude initiale n'avait que ciblé la cinématique, les puissances des différents groupes musculaires n'ont pas été déterminées et uniquement des efforts concentriques ont été suggérés dans le protocole d'évaluation dynamométrique. Ultérieurement, l'étude de la puissance musculaire a montré qu'un travail musculaire excentrique était également observé tant aux épaules qu'aux coudes, en plus d'efforts quasi-statiques aux coudes. Soulignons également que l'évaluation dynamométrique est complétée en CCO, alors que la tâche est réalisée en CCF. Cette incohérence pourrait également être questionnée. Cependant, il demeure possible qu'un gain de force en CCO conduise à une augmentation de la force en CCF particulièrement si cela résulte d'une hypertrophie musculaire. À l'opposé, si le gain de force s'explique principalement par l'adaptation neurologique suite à un entraînement en CCO, son impact sur le travail musculaire en CCF est moins probable puisque le recrutement des fibres musculaires diffère. Ainsi, des études supplémentaires seront nécessaires avant de conclure à un transfert d'un gain de force musculaire applicable à la réalisation d'une tâche fonctionnelle comme les transferts assis en pivot.

Malgré tout, l'élaboration de programmes spécifiques d'entraînement de la force musculaire des MSs, incluant les muscles thoraco-huméraux et scapulo-huméraux, devrait être proposé. L'augmentation de la force musculaire maximale (valeur normative des TUM) pourrait entraîner une diminution des efforts musculaires (TUMs), si l'on assume que les

exigences des transferts demeurent inchangées. De plus, dans l'éventualité où un déséquilibre musculaire existait, un programme spécifique d'entraînement de la force musculaire des MSs pourrait également corriger cette situation.

6.3 Limites des travaux de recherche

Les limites inhérentes à tout projet de recherche sont pratiquement inévitables et l'interprétation des résultats de la présente étude doit être nuancée en fonction de ces limites bien qu'elles n'invalident pas le développement de connaissances. La connaissance de ces limites ne pourra qu'être bénéfique lors de la préparation de futures études biomécaniques s'intéressant à cette problématique. Le caractère inédit de ce projet de recherche l'empêchait de profiter d'un tel avantage.

Tout d'abord, la petite taille d'échantillonnage de nos différentes études pourrait être soulevée comme un élément méthodologique restreignant la généralisation de nos résultats. Bien qu'il soit important de reconnaître cette limite, précisons que le nombre de participants évalué à chacune des phases de ce projet s'avère adéquat compte tenu qu'une composante de ce projet d'étude visait essentiellement le développement d'une approche méthodologique permettant l'analyse des transferts assis en pivot et du caractère exploratoire des différentes étapes cliniques et de laboratoire qui ont accompagné ce processus. La petite taille d'échantillonnage est justifiée également par l'inclusion exclusive de participant masculins. Ce critère visait principalement à minimiser la variabilité du groupe expérimentale puisqu'il est possible que les femmes utilisent des stratégies de mouvement et de distribution des forces différentes de celles des hommes (Forslund et coll., 2006). Cette petite taille d'échantillonnage, combinée au fait que quelques participants avaient des LMÉ de même niveau (ex: T₄), ont également compliqué, voire rendu impossible, l'analyse de l'effet de la hauteur du niveau de la LMÉ sur différentes mesures rapportés dans cette étude étant donné la faible puissance statistique une fois les participants stratifiés en sous-groupes. Il faut également préciser qu'étant donné la durée de l'évaluation en laboratoire (environ 5-6 heures) et le temps requis pour le traitement, l'analyse et l'interprétation des différentes données (cliniques, dynamométriques, électromyographiques, cinématiques et cinétiques), le nombre de participants sollicité tout au long de ce projet est approprié et semblable à celui retenu dans plusieurs autres études biomécaniques d'activités fonctionnelles. Il est toutefois

évident qu'il serait prématuré de généraliser les résultats des différentes études présentées à l'ensemble des individus ayant une LMÉ.

La réalisation des tâches de transferts dans un environnement simulé en laboratoire peut également être contestée. Il est possible que la performance mesurée diffère quelque peu de celle observée dans l'environnement naturel des participants. Connaissant cette limite potentielle à priori, des efforts substantiels ont été faits afin que le montage développé pour l'évaluation des transferts assis en pivot reproduise le plus fidèlement possible l'environnement. Plusieurs physiothérapeutes, ergothérapeutes et individus atteints d'une LMÉ ont été initialement consultés avant de déterminer les positions des différentes surfaces instrumentées en laboratoire. Malgré tout, ce consensus sur les positions des différentes surfaces instrumentées a difficilement satisfait l'ensemble des participants lors de l'étude intermédiaire (Figure 6.3.1A). C'est pourquoi la position de l'une des chaises instrumentées et celle de la surface instrumentée pour la main qui s'y rattache ont été modifiées pour l'étude finale (Figure 6.3.1 B). Malgré cette modification et les nombreux ajustements spécifiques pour chaque participant, l'inventaire des possibilités demeure plus restreint que celui offert par un environnement naturel. Par exemple, l'angle formé entre les deux chaises peut différer de celle habituellement utilisée dans la vie quotidienne par les participants. Il est aussi possible que ces derniers aient eu à modifier les positions dans lesquelles ils placent habituellement les mains lors des transferts malgré la possibilité d'ajuster ces surfaces en largeur. L'addition d'un mécanisme permettant l'ajustement de ces surfaces en profondeur est à prévoir pour accommoder un plus grand nombre de possibilités de placement des mains (Figure 6.3.1 C). De plus, il a également été suggéré par quelques participants de décaler un des sièges afin de réduire la distance à parcourir lors des transferts. Il est possible que cet élément soit la raison pour laquelle certains participants, se disant indépendant lors des transferts dans la vie quotidienne, étaient incapables de compléter le transfert nivelé en laboratoire. D'autres éléments, tels que la stabilité optimale des surfaces instrumentées et la fermeté des surfaces d'appui, méritent également notre attention. Les surfaces de transfert sont généralement moins bien stabilisées et moins rigide dans la vie quotidienne ce qui pourraient avoir un effet sur les exigences du transfert. L'importance d'une période de familiarisation dans cet environnement expérimental apparaît définitivement cruciale avant les évaluations en laboratoire. Notons finalement que les diodes électroluminescentes (DELs) et électrodes de surfaces appliqués sur les participants, les câbles s'y rattachant qui longent les différents segments, et les boîtiers auxquels ils se rattachent qui sont

accrochés autour de la taille des participants renforcent l'importance de la période de familiarisation.

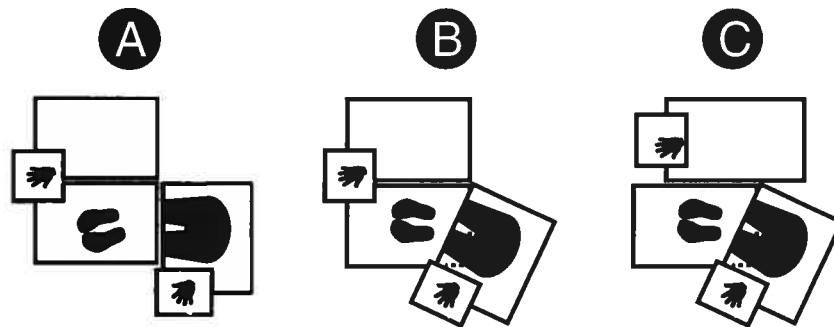


Figure 6.3.1. Représentation schématique des positions des différentes surfaces instrumentées lors des études intermédiaire (A) et finale (B). Des ajustements futurs seront apportés au montage expérimental afin de rapprocher le siège d'arrivée et de permettre des ajustements en profondeur de la surface d'appui de la main s'attachant à cette chaise (C).

L'évaluation du montage expérimental a confirmé que des écarts existaient entre les mesures «réelles» et les mesures «obtenues» à partir des différentes plates-formes de force lors des tests statiques et quasi-statiques. Bien que ces écarts aient été jugés acceptables, ils influencent tout de même les valeurs rapportées. De plus, il est possible que le montage se déforme légèrement lors des transferts assis en pivot, particulièrement lors de l'impact sur le siège d'arrivée, ce qui pourrait avoir un effet sur la position (COP), l'orientation et l'intensité de la résultante des forces de réaction. L'une des manières de surmonter cette limite serait d'ajouter des marqueurs (DELS) actifs sur le montage pendant l'enregistrement des tâches de transferts. Cette option n'a cependant pas été retenue puisqu'elle aurait exigé une diminution de la fréquence d'enregistrement en dessous de 60 Hz.

En ce qui concerne la collecte des données cinématiques, l'une des premières difficultés rencontrées a été l'incapacité des individus atteints d'une LMÉ à maintenir la position habituellement utilisée pour la calibration anatomique, c'est à dire la position debout. C'est pourquoi la position assise a été retenue pour la calibration anatomique des participants. Étant donné la difficulté à maintenir une position assise statique pendant quelques minutes, les participants étaient invités à prendre appui sur leurs mains afin de se stabiliser pendant cette période ce qui entraînait, entre autres, une flexion et rotation du thorax. L'option qu'un examinateur offre un support externe avait été exclue puisque sa présence obstrue considérablement les champs des cameras et empêchait

l'enregistrement de plusieurs marqueurs (DELS). Puisque la calibration était complétée dans cette position atypique, il est possible que les repères externes (DELS), particulièrement ceux définissant le thorax, aient été contaminés dès le départ par des mouvements parasites inhérents au glissement de la peau sur les structures et par certaines imprécisions lors du processus de numérisation de repères anatomiques précis. Ces éléments ont certainement créé des incertitudes dans le processus de solidification des repères afin de définir les segments rigides. Rappelons que les examinateurs s'efforçaient de placer les marqueurs (DELS) selon un modèle standardisé et d'identifier le plus rigoureusement possible les repères anatomiques à numériser lors des collectes de données.

La convention de Grood & Suntay a été retenue lors des analyses cinématiques afin de faciliter l'interprétation des résultats obtenus et de favoriser d'éventuels transferts et échanges de connaissances avec les chercheurs et cliniciens s'intéressant à la problématique des transferts chez les individus atteints d'une LMÉ. Il est reconnu que cette convention permet de rapporter les résultats dans des termes et référentiels compatibles avec ceux utilisés en pratique clinique, bien qu'elle comporte certaines limites (Figure 6.1). L'une d'elles est reliée à l'étendue des amplitudes articulaires aux MSs, et ce particulièrement à l'épaule, puisque certains axes de rotation peuvent s'aligner lors de la réalisation d'une tâche fonctionnelle (*gimbal lock*) (Figures 6.3.2 A et 6.3.2 B). Cette situation s'est effectivement présentée à quelques reprises lors de l'analyse des mouvements de flexion-extension de l'épaule pendant les transferts. Une autre limite concerne les mouvements d'abduction-adduction de l'épaule. Ces derniers sont mesurés autour d'un axe flottant qui est dans la direction du produit vectoriel du vecteur longitudinal de l'humérus par le vecteur transverse du thorax (Figure 6.3.2 C). Des mouvements d'abduction-adduction de l'épaule isolés dans le plan frontal existent uniquement lorsque aucune flexion ou extension de l'épaule est présente (position neutre) (Figure 6.3.2 C). Autrement, l'orientation de l'axe flottant varie continuellement en fonction de la position des segments thorax et humérus, ce qui explique que le mouvement d'abduction-adduction de l'épaule se produit généralement dans un plan différent du plan frontal (Figure 6.3.2 D). Bien que peu problématique sur le plan cinématique, cette représentation de mouvement complique l'interprétation des moments d'abduction de l'épaule et le calcul du $TUM_{MÉC}$ lors de la tâche. Il est possible que la modélisation du segment omoplate dans le futur puisse résoudre en partie ce problème. Soulignons, pour terminer, qu'aucun consensus n'existe encore sur l'approche méthodologique à favoriser lors de l'étude de la cinématique des MSs. En réalité, la modélisation 3D complète du MS représente toujours

un défi d'envergure comme en témoigne la très faible proportion de publications s'y intéressant, soit un peu moins de 40% par rapport aux publications ciblant les MIs (veeger, 2006). Soulignons qu'un groupe d'intérêt sur l'épaule a été mis sur pied par la Société Internationale de Biomécanique afin d'augmenter les échanges et travailler à standardiser la façon de rapporter la cinématique du MS, en particulier celle de l'épaule.

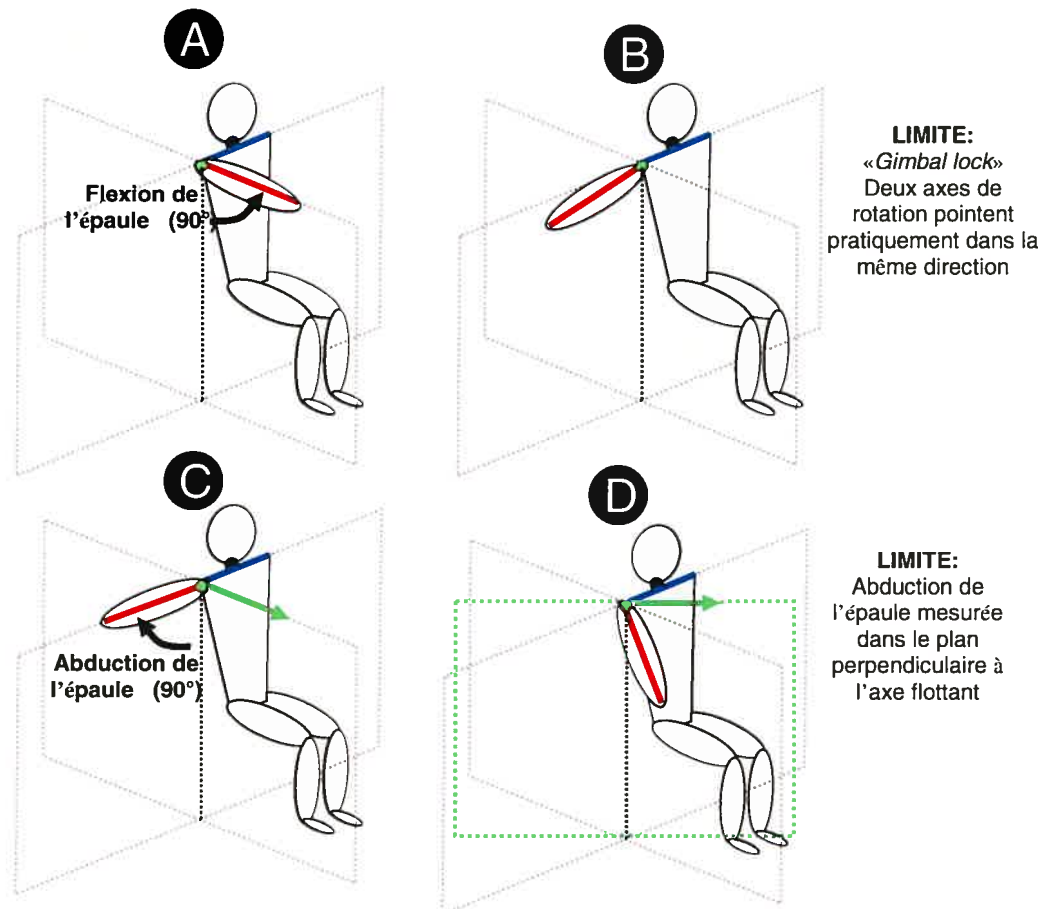


Figure 6.3.2. Représentation schématique des difficultés rencontrées lors de l'analyse 3D des mouvements de l'épaule. Selon l'orientation du segment bras par rapport au tronc, certains axes de rotation peuvent s'aligner lors de la réalisation d'une tâche fonctionnelle (*gimbal lock*) et perturber les mesures cinématiques (A et B). Les mouvements d'abduction-adduction sont mesurés autour d'un axe flottant qui est dans la direction du produit vectoriel du vecteur longitudinal de l'humérus par le vecteur transverse du thorax

Les mouvements de torsion, c'est à dire de rotations interne et externe de l'épaule et de pronation et supination du coude, n'ont pas été rapportés dans cette thèse. Le manque de précision de ces mesures motive cette décision. Les rotations de l'humérus n'ont pas entraîné des déplacements équivalents des trois marqueurs fixés sur le segment bras lors des mouvements de rotations de l'épaule. C'est ce qui expliquerait le manque de

validité des angles de torsion de l'épaule formé entre les axes transverses du thorax (segment proximal) et de l'humérus (segment distal) autour de l'axe longitudinal de l'humérus. La même problématique est également vraie pour les angles de torsion du coude.

Cette étude n'a pas examiné non plus la contribution de la ceinture scapulaire lors de l'analyse de la cinématique de l'épaule. Ainsi, les mouvements rapportées pour l'épaule ont été calculé en considérant la relation entre l'axe longitudinal de l'humérus en distal et l'axe transverse du tronc (mouvement thoraco-huméraux), plutôt que celui de l'omoplate (mouvements scapulo-huméraux), en proximal. Ce choix s'explique principalement par la difficulté à modéliser l'omoplate à partir d'un minimum de trois marqueurs fixés sur la peau. En fait, il est peu probable que les déplacements de ces derniers correspondent aux mouvements de l'omoplate (faible validité). Les mouvements thoraco-huméraux donnent tout de même un aperçu global des glissements du complexe de l'épaule, en plus d'être parfaitement compatibles avec l'approche clinique utilisée lors de l'évaluation des mouvements de l'épaule.

Ces différentes limites associées à l'enregistrement des forces de réaction et à la cinématique risquent d'avoir des conséquences sur les estimations des moments musculaires net aux épaules et aux coudes réalisés à partir de l'analyse de la dynamique inverse. Puisque aucune étude n'a jamais rapporté les moments musculaires nets aux épaules et aux coudes à ce jour, il demeure impossible de corroborer nos résultats avec ceux obtenus dans d'autres travaux.

L'approche utilisée afin de définir les phases du transfert assis en pivot pourrait être améliorée par des raffinement méthodologiques, particulièrement lors de la phase précédant la perte de contact avec le siège initial, c'est-à-dire la phase de pré-lever. Cette période pourrait être subdivisée en deux sous-phases afin de mieux cibler la période de chargement des MSs. Cette période critique pourrait débuter lorsque la mise en charge (force verticale) sous une main dépasse de 2 écarts-types la valeur obtenue en position statique avant d'initier le transfert, et se terminer lorsque les fesses perdent le appui avec le siège initial. Le fait que la force verticale maximale mesurée sous la main traînante survienne dans cette partie du transfert apporte des arguments en faveur de ce point.

6. 4 Perspectives et avenues de recherche à poursuivre

Les exigences biomécaniques des transferts assis en pivot sont encore mal connues. C'est pourquoi plusieurs perspectives et avenues de recherche demeurent à explorer à la lumière des résultats présentés dans cette thèse. Dans un premier temps, la poursuite des travaux entrepris dans le cadre de cette thèse ciblera la quantification des efforts à partir d'un modèle biomécanique (TUM) et la quantification de l'équilibre dynamique assis lors de ces transferts assis en pivot. Ces mesures objectives seront également comparées à des mesures subjectives s'intéressant à ces deux dimensions recueillies auprès d'éventuels participants. Par la suite, de nouvelles avenues de recherche pourront être explorées à moyen et long-terme.

6.4.1 Court terme

- **Quantification des efforts**

Cette étude n'est pas arrivée à mettre en relation les efforts mécaniques mesurés aux épaules et aux coudes lors des transferts assis en pivot (moments musculaires nets) avec la force maximale des groupes de muscles impliqués dans la tâche (c.f. 6. 3 Limites des travaux de recherche). Il demeure primordial de tenter d'établir cette relation ($TUM_{M\acute{E}C}$) afin de déterminer avec précision les niveaux d'effort requis pour réaliser les transferts assis en pivot. Cet exercice mériterait également d'être complété en utilisant une approche électromyographique (TUM_{EMG}) même si une telle étude a été réalisée dans le passé (Perry et coll., 1996). La quantification des TUMs permettrait, entre autres, de déterminer si certains groupes de muscles présentent des TUM s'approchant de la valeur maximale (100%). Dans une telle éventualité, la force musculaire pourrait alors être considérée comme un facteur limitant (Nadeau et coll., 1999; Nadeau et coll., 2001). Parallèlement, la présence de TUM quasi-maximum, maximum, et voire supra-maximum, indiquerait également un risque élevé de développer des déficiences secondaires aux MSs lors des transferts (Gironde et coll., 2004), qui à leur tour menaceraient la capacité fonctionnelle et la participation sociale de ces individus (Fougeyrollas et coll., 2002). Différentes alternatives méthodologiques seront explorées afin d'arriver à relier la force musculaire des MSs (approche qualitative) à la capacité ou l'incapacité à transférer de façon autonome (Allison, 1997; Nyland et coll., 2000). Il est souhaitable de valider cette observation clinique à partir d'approches novatrices quantifiant les efforts musculaires aux MSs (approche quantitative).

- **Quantification de l'équilibre**

La quantification de l'équilibre assis, particulièrement lors de la réalisation des transferts (équilibre dynamique), aurait procuré des informations utiles à l'interprétation des résultats. Il semble probable que les individus atteints d'une LMÉ doivent solliciter davantage les muscles des bras afin de contrôler le tronc et de maintenir l'équilibre lors des transferts. Ceci laisse présager que les muscles des MSs compensent en partie la faiblesse ou l'absence des muscles stabilisateurs du tronc pendant les activités fonctionnelles. Cette idée est partiellement corroborée par le fait que les sujets accordaient beaucoup d'importance au positionnement des mains et des pieds afin de générer un momentum angulaire optimal tout en maintenant l'équilibre lors des tâches de transferts. Cette hypothèse mériterait d'être vérifiée en mesurant l'association possible entre une mesure d'effort musculaire ($TUM_{MÉC}$) et une autre quantifiant l'équilibre dynamique. C'est pourquoi un modèle permettant de quantifier l'équilibre dynamique, initialement développé pour la marche (Duclos et coll., 2007), sera adapté et utilisé afin de déterminer le niveau de stabilité/instabilité lors des transferts en pivot. Des résultats préliminaires devraient prochainement permettre de connaître le niveau de stabilité/instabilité lors de cette tâche.

- **Association entre les mesures objectives et subjectives**

Les TUMs estiment l'intensité du travail musculaire lors des transferts. Il serait intéressant de valider si ces niveaux d'efforts musculaires quantifiés aux MSs peuvent être associés aux niveaux d'efforts perçus. Des évidences suggèrent une association entre des mesures biomécaniques (mesures isolées), représentant les niveaux d'efforts, et l'aspect perceptif de l'effort physique (mesure globale) (Grange et coll., 2002). Si des associations existent entre ces mesures d'intensité des efforts (isolées versus globales), il deviendrait possible d'intégrer ces informations afin de développer un outil de mesure d'intensité des efforts musculaires lors des transferts. Un tel instrument de mesure serait accueilli favorablement par les milieux cliniques. La capacité à transférer demeure exclusivement décrite en fonction du niveau d'autonomie (assistance humaine ou technique), bien que l'importance des efforts musculaires en lien avec la réalisation de cette tâche soit de plus en plus reconnue.

6.4.2 Moyen terme

Lorsque la méthodologie permettant la quantification des TUMs et de l'équilibre dynamique lors des transferts sera davantage précisée, plusieurs nouvelles opportunités de recherche pourront être explorées. Seules quelques avenues de recherche susceptibles d'être intéressantes seront présentées en considérant différents devis expérimentaux :

- ***Études comparatives***

Cette approche méthodologique permettrait de quantifier et de comparer les efforts générés aux MSs et les exigences en terme d'équilibre dynamique lors des transferts assis en pivot entre différentes techniques de transferts (ex : avec ou sans planche de transfert), entre différentes tâches (ex : variation de la hauteur de la surface d'arrivée), entre différents groupes d'individus (ex : niveau lésionnel, douleur aux épaules), entre un même groupe d'individus pré et post-intervention (ex : programme de renforcement musculaire, transfert tendineux)

- ***Études longitudinales***

Cette approche méthodologique permettrait de documenter les principaux changements cinématiques et cinétiques observés lors des transferts à partir de mesures prises au début de la période de réadaptation, à la fin de cette dernière et 6 mois après le congé, par exemple. Il est évident que les niveaux d'efforts générés aux MSs et les exigences en terme d'équilibre dynamique seraient d'un grand intérêt. Par ailleurs, des efforts pourraient être faits afin d'expliquer les changements observés à partir de variables cliniques (ex : changement du score ASIA, gain de force musculaire, nombre de transferts complétés par jour).

- ***Études randomisées***

Cette approche méthodologique permettrait de mesurer les effets d'un programme de renforcement musculaire progressif en résistance sur les efforts générés aux MSs et l'équilibre dynamique lors des transferts assis en pivot. Ce programme de renforcement musculaire se devrait d'être spécifiquement développé pour les muscles des MSs et du tronc en fonction des d'amplitude de mouvement, de la vitesse angulaire et du type de contraction musculaire observé lors des transferts (c.f. 6.2.2 Interventions thérapeutiques).

6.4.3 Long terme

D'autres avenues de recherche mériteraient également d'être éventuellement explorées à plus long terme. Même si plusieurs possibilités existent, uniquement trois aspects seront discutés sous cette section : Le développement d'un système de support de la masse corporelle, l'utilisation de la stimulation fonctionnelle électrique et les neuro-prothèses.

- ***Système de support de la masse corporelle***

Plusieurs études semblent démontrer que la rééducation à la marche sur un tapis roulant, alors que la mise en charge est réduite aux MIs grâce à un système de suspension (*body-weight-supported ambulation system*), représente une alternative thérapeutique attrayante chez les individus atteints de déficiences neurologiques (Barbeau et coll., 1998; Barbeau et Visintin, 2003; Visintin et coll., 1998). Un intérêt croissant des applications de ces systèmes afin d'optimiser la rééducation de la marche chez les individus ayant une LMÉ a été remarqué au cours de la dernière décennie. Plusieurs études suggèrent une récupération importante de la capacité à marcher (ex : vitesse, distance, équilibre) et une diminution des besoins d'assistance physique ou technique lors de la rééducation à la marche des individus ayant une LMÉ (Hornby et coll., 2005; Protas et coll., 2001; Wirz et coll., 2005). Il est à noter que des évidences supplémentaires sont toutefois réclamées afin de confirmer l'efficacité de cette approche (Dobkin et coll., 2003).

L'adaptation d'une telle approche clinique aux tâches de transferts mériterait d'être explorée puisque les niveaux d'efforts exigés aux MSs sont énormes chez les individus ayant une LMÉ. Cette avancée technologique pourrait donner lieu à l'apparition d'un «*body-weight-supported transfer system*» qui réduirait la mise en charge sur les MSs, favoriserait le développement d'un modèle de commandes motrices optimales, minimiserait les risques de chute et réduirait la fatigue lors de l'apprentissage des transferts assis en pivot. Tout laisse croire qu'un tel système serait utile autant pour les cliniciens que pour les individus ayant une LMÉ. Une attention additionnelle pourrait être apportée aux stratégies de mouvements à déployer et pourrait limiter l'installation de stratégies compensatrices tôt dans le processus de réadaptation. Les individus présentant une parésie ou paralysie aux MSs pourraient possiblement atteindre un niveau d'autonomie plus élevé lors des transferts.

- **Stimulation fonctionnelle électrique et neuro-prothèse**

La stimulation fonctionnelle électrique et le développement de neuro-prothèses sont des modalités thérapeutiques qui présentent un potentiel lors de la rééducation de la préhension de la main (Popovic et coll., 2005), du passage de la position assis à debout (Agarwal et coll., 2003), de la marche (Thrasher et coll., 2005), et même du transfert debout en pivot (Bieri et coll., 2004) chez les individus ayant une LMÉ. De nouvelles évidences suggèrent également que la stimulation fonctionnelle électrique améliorerait la stabilité du tronc, permettant ainsi d'accroître à la fois les amplitudes de mouvements et la force musculaire disponibles aux MSs (Kukke et Triolo, 2004). Ce dernier constat laisse croire que les efforts musculaires aux MSs pourraient diminuer lors des transferts en présence d'une stabilité *<électriquement>* accrue du tronc chez les individus ayant une LMÉ (Gagnon et coll., 2003; Gagnon et coll., 2005). L'évaluation des effets de la stimulation fonctionnelle électrique des muscles du tronc sur les niveaux d'efforts aux MSs lors des transferts semble prometteuse. De plus, la stimulation fonctionnelle électrique de muscles des MIs pourrait représenter une avenue à explorer. Dans l'éventualité où les MIs supporteraient une proportion plus élevée de la masse corporelle lors des transferts, la mise en charge des MSs serait réduite.

Pour terminer, nul doute que les travaux innovateurs effectués au cours des dernières années dans le cadre de ce projet d'études doctorales confèrent une expertise unique à l'équipe de recherche du «Laboratoire de pathokinésiologie et d'évaluation des activités fonctionnelle» du Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation de Montréal, situé à l'Institut de réadaptation de Montréal. Devant ces nombreux défis, il sera sans doute souhaitable de développer de nouveaux partenariats nationaux et internationaux avec des chercheurs s'intéressant aux transferts chez les individus ayant une LMÉ afin d'optimiser la capacité de recherche et développement dans ce domaine ainsi que les opportunités de financement.

CHAPITRE 7 : Conclusion

L'importance grandissante accordée à l'utilisation de données probantes dans le domaine de la réadaptation justifie le développement de savoirs dans des domaines longtemps ignorés, tel l'apprentissage optimal des transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ. Spécifiquement, l'apport de nouvelles connaissances sur les transferts assis en pivot serait de nature à susciter un engouement vers une pratique factuelle dans ce domaine. Actuellement, les physiothérapeutes et ergothérapeutes ne disposent pas d'information scientifique valable sur les transferts en pivot et ils doivent s'inspirer essentiellement de leur expérience clinique dans un contexte d'apprentissage par essais et erreurs en lien avec cette tâche fonctionnelle. La présente étude est parmi les premières à générer des données susceptibles de corriger cette lacune et d'améliorer la qualité des interventions thérapeutiques visant l'atteinte d'un niveau optimal de performance lors des transferts assis en pivot. Cet objectif est d'autant plus important qu'il semble avoir un impact substantiel sur la participation sociale de ces individus.

L'objectif général de ce projet d'études doctorales était de quantifier les stratégies de mouvements (*cinématique*) et les exigences mécaniques aux MSs (*cinétique*) lorsque des individus ayant une LMÉ exécutent des transferts assis en pivot de différents niveaux de difficulté en utilisant leur technique habituelle. L'inexistence de système d'évaluation spécifique (commerciallement disponible) pour l'évaluation des transferts assis en pivot et les difficultés associées à la modélisation 3D du MS sont certainement parmi les raisons qui expliquent le faible intérêt démontré par la communauté scientifique envers l'étude systématique des transferts en pivot. C'est pourquoi il est apparu indispensable, dans un premier temps, de développer un système novateur d'évaluation des transferts permettant, entre autres, de quantifier avec un haut niveau de précision la position, l'intensité et la direction de la résultante de la force de réaction sous les pieds, les fesses (siège de départ; siège d'arrivée) et les mains (dirigeante; traînante) lors de la réalisation des transferts assis en pivot. Suite à la conception et fabrication d'un tel système, il était devenu essentiel dans un deuxième temps de parachever le développement d'un protocole permettant de modéliser l'ensemble des segments corporels, particulièrement les segments main, avant-bras et bras, afin d'éventuellement arriver à estimer les forces et les moments aux articulations des MSs en utilisant le modèle de la dynamique inverse. Bien que cette dernière étape se soit avérée plus exigeante qu'anticipée, la majorité des

difficultés techniques reliées à la modélisation 3D des MSs, particulièrement à celle de l'épaule, a été surmontée. De plus, des efforts ont également été faits afin de rapporter les mesures cinématiques associées aux transferts dans des référentiels s'approchant le plus possible de ceux utilisés en pratique clinique, bien qu'une concordance exacte s'avère difficilement atteignable.

Parallèlement à ces travaux de développement méthodologique, une étude systématique des transferts assis en pivot auprès d'individus ayant une LMÉ a été initiée dans le cadre de la présente thèse de doctorat afin de valider différents aspects méthodologiques et de produire certains résultats préliminaires. Ceux-ci portent sur différents aspects (cinématique, cinétique, électromyographique) de cette tâche fonctionnelle et ont le potentiel de conduire à l'accroissement des connaissances et favoriser la pratique basée sur des données probantes. L'essentiel de ces résultats ont été présentés dans les cinq articles scientifiques qui forment essentiellement cette thèse. Certaines recommandations ont été émises et des interventions thérapeutiques basées sur les résultats obtenus lors de cette expérimentation ont été suggérées afin de faciliter la réalisation des transferts assis en pivot et de minimiser les risques d'apparition de déficiences secondaires. Les retombées de ce projet apportent sans contredit une contribution originale et significative à l'avancement des connaissances dans ce domaine. Rappelons également que le caractère inédit de ce projet de recherche a limité la possibilité d'utilisation de la littérature scientifique comme base initiale de conceptualisation et pourrait expliquer la présence de certains défis méthodologiques difficilement surmontables, limitant donc l'interprétation de certains résultats. À cet égard, l'identification des limites rencontrées lors de cette étude constitue en soi un avancement des connaissances méthodologiques relatives à l'évaluation des transferts assis en pivot.

Parmi les principaux résultats obtenus suite aux analyses cinématiques complétés, débutons en soulignant que la flexion du tronc, qui précède légèrement le soulèvement des fesses du siège de départ, permet sans doute d'optimiser l'énergie disponible et de réduire le travail musculaire requis par les MSs au début du transfert. Par ailleurs, des différences entre les bras dirigeant et traînant lors des transferts assis en pivot ont également été révélées, et l'influence de la hauteur du siège sur les paramètres cinématiques a aussi été précisée. En règle générale, l'épaule dirigeante se déplaçait davantage en extension et en adduction alors que des mouvements graduels de flexion et d'abduction étaient observés à l'épaule traînante tout au long du transfert. Cette dernière combinaison de mouvement observée à l'épaule traînante expose cette dernière à des

risques de déficiences musculo-squelettiques secondaires accrus. Quant aux coudes, ils demeurent fléchis tout au long des transferts investigués, et ce particulièrement au moment où les fesses perdent contact avec le siège de départ. Par la suite, le coude dirigeant fléchit afin de tirer le corps vers la surface d'arrivée alors que le traînant progresse en extension afin de pousser le corps vers cette surface. Finalement, les poignets sont amenés en extension extrême lorsque les mains sont positionnées à plat sur les surfaces de transfert. Cette amplitude extrême, ajoutée à l'intensité des forces transmises aux poignets, multiplie le risque d'installation de déficiences musculo-squelettiques secondaires à cette articulation.

Les résultats des analyses cinétiques complétées à ce jour confèrent un rôle distinct au MS dirigeant et à celui traînant lors des transferts assis en pivot, et ce dès le moment où le soulèvement des fesses débute et que ces dernières perdent contact avec le siège de départ. À cet instant, les muscles des MSs doivent, entre autres, générer des forces élevées afin de soulever et pivoter la majorité de la masse corporelle vers la surface d'arrivée. En plus de supporter un peu plus du tiers de la masse corporelle en moyenne pendant cette période (moment fléchisseurs des épaules bilatéral), le MS dirigeant aura tendance à «tirer» le corps vers la surface d'arrivée (moment adducteurs de l'épaule, moment fléchisseur du coude) alors que le traînant aura tendance à «pousser» le corps vers ce siège (moment adducteurs de l'épaule; moment d'extension du coude). Ces résultats sont corroborés par ceux obtenus lors de l'analyse des composantes verticales des forces de réaction sous les mains et lors de l'analyse EMG des muscles de l'épaule. Bien que l'étude soit arrivée à quantifier les moments musculaires nets aux épaules et aux coudes, la quantification des différents niveaux d'efforts aux MSs devra être parachevée lors de travaux de recherche ultérieurs à partir d'approches méthodologiques robustes (TUM_{EMG} ou $TUM_{MÉC}$). Cette étape future est d'autant plus importante que la diminution des niveaux d'efforts aux MSs lors des transferts est au centre des objectifs de plusieurs interventions visant, entre autres, à maximiser la capacité fonctionnelle de chaque individu et à minimiser les risques de développement de déficiences neuro-musculo-squelettiques secondaires.

Somme toute, ce projet d'études doctorales représente un apport substantiel à l'enrichissement des connaissances en regard à la biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus ayant une LMÉ. Cependant, plusieurs perspectives et avenues de recherches demeurent à explorer à la lumière des résultats présentés dans cette thèse. À court terme, la poursuite des travaux entrepris dans le cadre de cette thèse ciblera la

quantification des efforts à partir d'un modèle biomécanique (TUM) et la quantification de l'équilibre dynamique assis lors des transferts assis en pivot. Ainsi, il deviendra plus facile, par exemple, de développer des modèles explicatifs pouvant préciser l'apport de certaines variables (TUM ; équilibre) sur la capacité ou l'incapacité des individus ayant une LMÉ à réaliser différentes tâches de transferts. Par ailleurs, suite au développement d'approches méthodologiques valides, plusieurs opportunités de recherche seront à explorer à moyen et long termes et encouragent la poursuite des travaux entrepris auprès de cette clientèle. Ces travaux favoriseront l'émergence de données probantes nécessaires au développement d'approches cliniques innovatrices afin de maximiser l'efficacité des interventions thérapeutiques offertes à cette clientèle.

CHAPITRE 8 : Références bibliographiques

- Agarwal, S., Triolo, R. J., Kobetic, R., Miller, M., Bieri, C., Kukke, S., et al. (2003). Long-term user perceptions of an implanted neuroprosthesis for exercise, standing, and transfers after spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*, 40(3), 241-252.
- Akalin, E., El, O., Peker, O., Senocak, O., Tamci, S., Gulbahar, S., et al. (2002). Treatment of carpal tunnel syndrome with nerve and tendon gliding exercises. *Am J Phys Med Rehabil*, 81(2), 108-113.
- Allison, G. T. (1997). The ability to transfer in individuals with spinal cord injury. *Crit Rev Phys Med Rehabil Med*, 9(2), 131-150.
- Allison, G. T., Marshall, R. N., & Singer, K. P. (1993). Emg signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. *J Electromyogr Kinesiol*, 4, 236-244.
- Allison, G. T., Singer, K. P., & Marshall, R. N. (1995). Muscle activation patterns during transfers in individuals with spinal cord injury. *Aust J Physioth*, 41, 169-176.
- Allison, G. T., Singer, K. P., & Marshall, R. N. (1996). Transfer movement strategies of individuals with spinal cord injuries. *Disabil Rehabil*, 18(1), 35-41.
- Altman, D. G. (1991). *Practical statistics for medical research* (1st edition ed.). London, UK: Chapman & Hall/CRC.
- American Spinal Injury Association. (2003). *Reference manual for the international standards for neurological classification of spinal cord injury*. Chicago: American Spinal Injury Association.
- Barbeau, H., Norman, K., Fung, J., Visintin, M., & Ladouceur, M. (1998). Does neurorehabilitation play a role in the recovery of walking in neurological populations? *Ann N Y Acad Sci*, 860, 377-392.
- Barbeau, H., & Visintin, M. (2003). Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(10), 1458-1465.
- Barber, D. B., & Gall, N. G. (1991). Osteonecrosis: An overuse injury of the shoulder in paraplegia: Case report. *Paraplegia*, 29(6), 423-426.
- Bayley, J. C., Cochran, T. P., & Sledge, C. B. (1987). The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am*, 69(5), 676-678.
- Bennett, B. C., Abel, M. F., & Granata, K. P. (2004). Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine*, 29(20), E449-454.
- Bieri, C., Rohde, L., Danford, G. S., Steinfeld, E., Snyder, S., & Triolo, R. J. (2004).

- Development of a new assessment of effort and assistance in standing pivot transfers with functional electrical stimulation. *J Spinal Cord Med*, 27(3), 226-235.
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Baldwin, M. A., Shimada, S. D., & Koontz, A. (1999). Wheelchair pushrim kinetics: Body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(8), 910-915.
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Robertson, R. N., & Rudy, T. E. (1997a). Wrist biomechanics during two speeds of wheelchair propulsion: An analysis using a local coordinate system. *Arch Phys Med Rehabil*, 78(4), 364-372.
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Robertson, R. N., & Shimada, S. D. (1997b). Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *Am J Phys Med Rehabil*, 76(5), 420-426.
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Shimada, S. D., & Rudy, T. E. (1998). Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: A description using a local coordinate system. *Spinal Cord*, 36(6), 418-426.
- Boninger, M. L., Dicianno, B. E., Cooper, R. A., Towers, J. D., Koontz, A. M., & Souza, A. L. (2003). Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(11), 1615-1620.
- Boninger, M. L., Impink, B. G., Cooper, R. A., & Koontz, A. M. (2004). Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(7), 1141-1145.
- Boninger, M. L., Koontz, A. M., Sisto, S. A., Dyson-Hudson, T. A., Chang, M., Price, R., et al. (2005). Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on culp-sci investigations. *J Rehabil Res Dev*, 42(3 Suppl 1), 9-19.
- Boninger, M. L., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M., & Fay, B. T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(5), 718-723.
- Boninger, M. L., Towers, J. D., Cooper, R. A., Dicianno, B. E., & Munin, M. C. (2001). Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev*, 38(4), 401-408.
- Bromley, I. (1998). *Tetraplegia and paraplegia: A guide for physiotherapists* (Fifth ed.). Edinburgh, UK: Churchill Livingstone.
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999). Normalisation of emg amplitude: An evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys*, 21(4), 247-257.
- Burden, A. M., Trew, M., & Baltzopoulos, V. (2003). Normalisation of gait emgs: A re-examination. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(6), 519-532.

- Burnham, R. S., & Steadward, R. D. (1994). Upper extremity peripheral nerve entrapments among wheelchair athletes: Prevalence, location, and risk factors. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(5), 519-524.
- Calder, C. J., & Kirby, R. L. (1990). Fatal wheelchair-related accidents in the united states. *Am J Phys Med Rehabil*, 69(4), 184-190.
- Catz, A., & Itzkovich, M. (2007). Spinal cord independence measure: Comprehensive ability rating scale for the spinal cord lesion patient. *J Rehabil Res Dev*, 44(1), 65-68.
- Catz, A., Itzkovich, M., Tesio, L., Biering-Sorensen, F., Weeks, C., Laramée, M. T., et al. (2007). A multicenter international study on the spinal cord independence measure, version iii: Rasch psychometric validation. *Spinal Cord*, 45(4), 275-291.
- Cole, G. K., Nigg, B. M., Ronsky, J. L., & Yeadon, M. R. (1993). Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: A standardization proposal. *J Biomech Eng*, 115(4A), 344-349.
- Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines (Ed.). (2005). *Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals (First ed.)*. Washington (DC): Paralyzed Veteran of America.
- Coppieters, M. W., & Alshami, A. M. (2007). Longitudinal excursion and strain in the median nerve during novel nerve gliding exercises for carpal tunnel syndrome. *J Orthop Res*, 25(7), 972-980.
- Curtis, K. A., Roach, K. E., Applegate, E. B., Amar, T., Benbow, C. S., Genecco, T. D., et al. (1995). Development of the wheelchair user's shoulder pain index (wuspi). *Paraplegia*, 33(5), 290-293.
- Dalyan, M., Cardenas, D. D., & Gerard, B. (1999). Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 37(3), 191-195.
- Davis, J. L., Growney, E. S., Jonhson, M. E., Iuliano, B. A., & An, K. N. (1998). Three-dimensional kinematics of the shoulder complex during wheelchair propulsion: A technical report. *J Rehabil Res Dev*, 35(1), 61-72.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Applied Biomech*, 13, 135-163.
- Denavit, J., & Hartenberg, R. S. (1955). A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *J App Mech*, 22, 215-221.
- Desjardins, P., Nadeau, S., Gravel, D., & Roy, G. (2004). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when seated, rising from a chair and sitting down. Paper presented at the 13th Biennial Conference of the Canadian Society

for Biomechanics, Halifax.

- Desmurget, M., & Grafton, S. (2000). Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends Cogn Sci*, 4(11), 423-431.
- Deutsch, A., Braun, S., & Granger, C. (1996). The firm and the weefim: 10 years of development. *Critical Reviews in Physical and Medicine Rehabilitation*, 8(4), 267 - 281.
- Dobkin, B. H., Apple, D., Barbeau, H., Basso, M., Behrman, A., Deforge, D., et al. (2003). Methods for a randomized trial of weight-supported treadmill training versus conventional training for walking during inpatient rehabilitation after incomplete traumatic spinal cord injury. *Neurorehabil Neural Repair*, 17(3), 153-167.
- Duchene, J., & Goubel, F. (1993). Surface electromyogram during voluntary contraction: Processing tools and relation to physiological events. *Crit Rev Biomed Eng*, 21(4), 313-397.
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., et al. (2007, July 13th, 2007). A model based on the "destabilising force" to assess the dynamic stability during functional tasks. Paper presented at the Innovations in balance and locomotor rehabilitation: The translation from fundamental science to clinical applications. Satellite preconference of the XVIIIth International Society for Posture and Gait Research Conference, Montreal, Canada.
- Dyson-Hudson, T. A., & Kirshblum, S. C. (2004). Shoulder pain in chronic spinal cord injury, part i: Epidemiology, etiology, and pathomechanics. *J Spinal Cord Med*, 27(1), 4-17.
- Eggert, D. W., Lorusso, A., & Fisher, R. B. (1997). Estimating 3-d rigid body transformations: A comparison of four major algorithms. *Machine Vision and Applications*, 9, 272-290.
- Engardt, M., Knutsson, E., Jonsson, M., & Sternhag, M. (1995). Dynamic muscle strength training in stroke patients: Effects on knee extension torque, electromyographic activity, and motor function. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(5), 419-425.
- Escobedo, E. M., Hunter, J. C., Hollister, M. C., Patten, R. M., & Goldstein, B. (1997). Mr imaging of rotator cuff tears in individuals with paraplegia. *AJR Am J Roentgenol*, 168(4), 919-923.
- Finley, M. A., McQuade, K. J., & Rodgers, M. M. (2005). Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 32-40.
- Finley, M. A., Rasch, E. K., Keyser, R. E., & Rodgers, M. M. (2004). The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *J*

Rehabil Res Dev, 41(3B), 385-395.

- Forslund, E. B., Granstrom, A., Levi, R., Westgren, N., & Hirschfeld, H. (2006). Transfer from table to wheelchair in men and women with spinal cord injury: Coordination of body movement and arm forces. *Spinal Cord*.
- Fougeyrollas, P., Noreau, L., & Boschen, K. (2002). The interaction of environment with individual characteristics and social participation: Theoretical perspectives and applications in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 7, 1-16.
- Fujie, H., Livesay, G. A., Fujita, M., & Woo, S. L. (1996). Forces and moments in six-dof at the human knee joint: Mathematical description for control. *J Biomech*, 29(12), 1577-1585.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Gravel, D., Noreau, L., Lariviere, C., & Gagnon, D. (2003). Biomechanical analysis of a posterior transfer maneuver on a level surface in individuals with high and low-level spinal cord injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(4), 319-331.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Gravel, D., Noreau, L., Lariviere, C., & McFadyen, B. (2005). Movement patterns and muscular demands during posterior transfers toward an elevated surface in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43(2), 74-84.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J., & Gravel, D. (2007a). Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers in wheelchair users with spinal cord injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Under review.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J., & Gravel, D. (2007b). Upper extremity muscle activation patterns during sitting pivot transfers performed by individuals with complete spinal cord injury. *J Electromyogr Kinesiol*, Under review.
- Gaudreault, N., Gravel, D., Nadeau, S., Desjardins, P., & Briere, A. (2006). A method to evaluate contractures effects during the gait of children with duchenne dystrophy. *Clin Orthop Relat Res*.
- Gefen, J. Y., Gelmann, A. S., Herbison, G. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. R. (1997). Use of shoulder flexors to achieve isometric elbow extension in c6 tetraplegic patients during weight shift. *Spinal Cord*, 35(5), 308-313.
- Giangregorio, L., & McCartney, N. (2006). Bone loss and muscle atrophy in spinal cord injury: Epidemiology, fracture prediction, and rehabilitation strategies. *J Spinal Cord Med*, 29(5), 489-500.
- Gironda, R. J., Clark, M. E., Neugaard, B., & Nelson, A. (2004). Upper limb pain in a national sample of veterans with paraplegia. *J Spinal Cord Med*, 27(2), 120-127.
- Grange, C. C., Bougenot, M. P., Gros Lambert, A., Tordi, N., & Rouillon, J. D. (2002). Perceived exertion and rehabilitation with wheelchair ergometer: Comparison

- between patients with spinal cord injury and healthy subjects. *Spinal Cord*, 40(10), 513-518.
- Gravel, D., Richards, C. L., & Fillion, M. (1988). Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *J Biomech*, 21(2), 89-96.
- Gravel, D., Richards, C. L., & Fillion, M. (1990). Angle dependency in strength measurements of the ankle plantar flexors. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 61(3-4), 182-187.
- Grood, E. S., & Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2), 136-144.
- Halder, A., Zobitz, M. E., Schultz, F., & An, K. N. (2000). Mechanical properties of the posterior rotator cuff. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(6), 456-462.
- Harvey, L., & Crosbie, J. (2001). Effect of elbow flexion contractures on the ability of people with c5 and c6 tetraplegia to lift. *Physiother Res Int*, 6(2), 76-82.
- Harvey, L. A., & Crosbie, J. (1999). Weight bearing through flexed upper limbs in quadriplegics with paralyzed triceps brachii muscles. *Spinal Cord*, 37(11), 780-785.
- Harvey, L. A., & Crosbie, J. (2000). Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in c5 and c6 quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(4), 500-505.
- Hastings, J., & Goldstein, B. (2004). Paraplegia and the shoulder. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 15(3), vii, 699-718.
- Hébert, L. J., Gravel, D., & Arsenault, B. (1995). Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilization ratios. *Scand J Rehabil Med*, 27(2), 83-88.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Hornby, T. G., Zemon, D. H., & Campbell, D. (2005). Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Phys Ther*, 85(1), 52-66.
- Ikawa, H., & Tokuhira, A. (1995). Kinesiological study of push-up motion using a three-dimensional floor reaction on a force plate. *Acta Med Okayama*, 49(3), 129-135.
- Jacobs, R., Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: The role of biarticular muscles. *J Biomech*, 29(4), 513-523.
- Janssen-Potten, Y. J., Seelen, H. A., Drukker, J., Spaans, F., & Drost, M. R. (2002). The effect of footrests on sitting balance in paraplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil*,

83(5), 642-648.

- Julius, A., Lees, R., Dilley, A., & Lynn, B. (2004). Shoulder posture and median nerve sliding. *BMC Musculoskelet Disord*, 5, 23.
- Kamper, D., Barin, K., Parnianpour, M., Reger, S., & Weed, H. (1999). Preliminary investigation of the lateral postural stability of spinal cord-injured individuals subjected to dynamic perturbations. *Spinal Cord*, 37(1), 40-46.
- Kantor, E., Poupard, L., Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2001). Does body stability depend on postural chain mobility or stability area? *Neurosci Lett*, 308(2), 128-132.
- Kawakami, Y., Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). Effect of series elasticity on isokinetic torque-angle relationship in humans. *Eur J Appl Physiol*, 87(4-5), 381-387.
- Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1996). Resistive eccentric exercise: Effects of visual feedback on maximum moment of knee extensors and flexors. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23(2), 120-124.
- Kirby, R. L., Ackroyd-Stolarz, S. A., Brown, M. G., Kirkland, S. A., & MacLeod, D. A. (1994). Wheelchair-related accidents caused by tips and falls among noninstitutionalized users of manually propelled wheelchairs in nova scotia. *Am J Phys Med Rehabil*, 73(5), 319-330.
- Koontz, A. M., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Souza, A. L., & Fay, B. T. (2002). Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 39(6), 635-649.
- Kotami, Y., & Tokuhiro, A. (2002). Kinesiological study of the push-up motion in spinal cord injury patients: Involving measurement of hand pressure applied to a force plate. *Acta Med Okayama*, 56(2), 75-82.
- Kukke, S. N., & Triolo, R. J. (2004). The effects of trunk stimulation on bimanual seated workspace. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 12(2), 177-185.
- Lee, S. B., & Harryman, D. T., 2nd. (1997). Superior detachment of a glenoid labrum variant resembling an incomplete discoid meniscus in a wheelchair ambulator. *Arthroscopy*, 13(4), 511-514.
- Lieber, R. L., & Bodine-Fowler, S. C. (1993). Skeletal muscle mechanics: Implications for rehabilitation. *Phys Ther*, 73(12), 844-856.
- Lindh, M. (1979). Increase of muscle strength from isometric quadriceps exercises at different knee angles. *Scand J Rehabil Med*, 11(1), 33-36.
- Little, J. W., Micklesen, P., Umlauf, R., & Britell, C. (1989). Lower extremity manifestations of spasticity in chronic spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil*, 68(1), 32-36.
- Magee, D. J. (2006). *Orthopedic physical assessment: Enhanced edition* (Fourth edition

ed.). Toronto/Philadelphia/London: Elsevier WB Saunders Title.

- Marciello, M. A., Herbison, G. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. (1995). Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injured subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(5), 426-432.
- McCasland, L. D., Budiman-Mak, E., Weaver, F. M., Adams, E., & Miskevics, S. (2006). Shoulder pain in the traumatically injured spinal cord patient: Evaluation of risk factors and function. *J Clin Rheumatol*, 12(4), 179-186.
- Meislin, R. J., Sperling, J. W., & Stitik, T. P. (2005). Persistent shoulder pain: Epidemiology, pathophysiology, and diagnosis. *Am J Orthop*, 34(12 Suppl), 5-9.
- Meskers, C. G., van der Helm, F. C., Rozendaal, L. A., & Rozing, P. M. (1998). In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *J Biomech*, 31(1), 93-96.
- Millett, P. J., Clavert, P., Hatch, G. F., 3rd, & Warner, J. J. (2006). Recurrent posterior shoulder instability. *J Am Acad Orthop Surg*, 14(8), 464-476.
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of emg normalization error. *Ergonomics*, 34(3), 343-352.
- Nadeau, S., Gravel, D., & Arsenault, A. B. (1997). Relationships between torque, velocity and power output during plantarflexion in healthy subjects. *Scand J Rehabil Med*, 29(1), 49-55.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1996). A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4(4), 386-394.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1999). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(2), 125-135.
- Nadeau, S., Gravel, D., & Olney, S. (2001). Determinants, limiting factors and compensatory strategies in gait. *Crit Rev Phys Med Rehabil Med*, 13, 1-24.
- Narici, M. (1999). Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: Functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol*, 9(2), 97-103.
- National Spinal Cord Injury Statistical Center (2006). *Spinal cord injury: Facts and figures at a glance*. Birmingham, AL: National Institute on Disability and Rehabilitation Research.
- Nawoczenski, D. A., Clobes, S. M., Gore, S. L., Neu, J. L., Olsen, J. E., Borstad, J. D., et al. (2003). Three-dimensional shoulder kinematics during a pressure relief technique and wheelchair transfer. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(9), 1293-1300.

- Neer, C. S., 2nd. (1983). Impingement lesions. *Clin Orthop Relat Res*(173), 70-77.
- Nelson, A., Ahmed, S., Harrow, J., Fitzgerald, S., Sanchez-Anguiano, A., & Gavin-Dreschnack, D. (2003). Fall-related fractures in persons with spinal cord impairment: A descriptive analysis. *SCI Nurs*, 20(1), 30-37.
- Newsam, C. J., Lee, A. D., Mulroy, S. J., & Perry, J. (2003). Shoulder emg during depression raise in men with spinal cord injury: The influence of lesion level. *J Spinal Cord Med*, 26(1), 59-64.
- Newsam, C. J., Rao, S. S., Mulroy, S. J., Gronley, J. K., Bontrager, E. L., & Perry, J. (1999). Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury. *Gait Posture*, 10(3), 223-232.
- Nichols, P. J., Norman, P. A., & Ennis, J. R. (1979). Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med*, 11(1), 29-32.
- Noreau, L., Fougereyrollas, P., Post, M., & Asano, M. (2005). Participation after spinal cord injury: The evolution of conceptualization and measurement. *J Neurol Phys Ther*, 29(3), 147-156.
- Nozaki, D., Nakazawa, K., & Akai, M. (2005). Uncertainty of knee joint muscle activity during knee joint torque exertion: The significance of controlling adjacent joint torque. *J Appl Physiol*, 99(3), 1093-1103.
- Nyland, J., Quigley, P., Huang, C., Lloyd, J., Harrow, J., & Nelson, A. (2000). Preserving transfer independence among individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 38(11), 649-657.
- Paavov, V. K. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. Paper presented at the Exercises and sport sciences review, Lexington, MA.
- Pentland, W. E., & Twomey, L. T. (1994a). Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part i. *Paraplegia*, 32(4), 211-218.
- Pentland, W. E., & Twomey, L. T. (1994b). Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part ii. *Paraplegia*, 32(4), 219-224.
- Pereira, M. I., & Gomes, P. S. (2003). Movement velocity in resistance training. *Sports Med*, 33(6), 427-438.
- Perry, J., Gronley, J. K., Newsam, C. J., Reyes, M. L., & Mulroy, S. J. (1996). Electromyographic analysis of the shoulder muscles during depression transfers in subjects with low-level paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(4), 350-355.
- Popovic, M., Goswami, A., & Herr, A. (2005a). Ground reference points in legged locomotion: Definitions, biological trajectories and control implications. *International*

Journal of Robotics Research, 24(12), 1013-1032.

- Popovic, M. R., Thrasher, T. A., Adams, M. E., Takes, V., Zivanovic, V., & Tonack, M. I. (2005b). Functional electrical therapy: Retraining grasping in spinal cord injury. *Spinal Cord*.
- Poskriakov, S. (2006). Humanoid balance control: A comprehensive review. University of Geneva, Geneva.
- Protas, E. J., Holmes, S. A., Qureshy, H., Johnson, A., Lee, D., & Sherwood, A. M. (2001). Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: A pilot study. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(6), 825-831.
- Rao, S., Bontrager, E., Gronley, J., Newsam, C. J., & Perry, J. (1996). Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4(3), 152-160.
- Requiao, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Gagnon, D. (2005). Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(4), 393-405.
- Reyes, M. L., Gronley, J. K., Newsam, C. J., Mulroy, S. J., & Perry, J. (1995). Electromyographic analysis of shoulder muscles of men with low-level paraplegia during a weight relief raise. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(5), 433-439.
- Richards, C., Malouin, F., Durand, A., & Moffet, H. (1989). Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor tasks. *Seminars in Orthopaedics*, 4(2), 120-129.
- Robinson, C. M., & Aderinto, J. (2005). Recurrent posterior shoulder instability. *J Bone Joint Surg Am*, 87(4), 883-892.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(6), 585-593.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Pottie, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.
- Sabick, M. B., Kotajarvi, B. R., & An, K. N. (2004). A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(7), 1151-1159.
- Seidler, R. D., Noll, D. C., & Thiers, G. (2004). Feedforward and feedback processes in motor control. *Neuroimage*, 22(4), 1775-1783.
- Shellock, F. G., & Prentice, W. E. (1985). Warming-up and stretching for improved

- physical performance and prevention of sports-related injuries. *Sports Med*, 2(4), 267-278.
- Shiavi, R., Bugle, H. J., & Limbird, T. (1987). Electromyographic gait assessment, part 1: Adult emg profiles and walking speed. *J Rehabil Res Dev*, 24(2), 13-23.
- Shimada, S. D., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Koontz, A. M., & Corfman, T. A. (2001). Comparison of three different models to represent the wrist during wheelchair propulsion. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 9(3), 274-282.
- Shirado, O., Kawase, M., Minami, A., & Strax, T. E. (2004). Quantitative evaluation of long sitting in paraplegic patients with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(8), 1251-1256.
- Sie, I. H., Waters, R. L., Adkins, R. H., & Gellman, H. (1992). Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(1), 44-48.
- Stokdijk, M., Nagels, J., & Rozing, P. M. (2000). The glenohumeral joint rotation centre in vivo. *J Biomech*, 33(12), 1629-1636.
- Subbarao, J. V., Klopstein, J., & Turpin, R. (1995). Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*, 18(1), 9-13.
- Taylor, W. R., Ehrig, R. M., Duda, G. N., Schell, H., Seebeck, P., & Heller, M. O. (2005). On the influence of soft tissue coverage in the determination of bone kinematics using skin markers. *J Orthop Res*, 23(4), 726-734.
- Tharakeswarappa, N. (2005). Biomechanical assessment of independent transfers: Pilot study involving persons with paraplegia. University of Pittsburgh, Pittsburgh, PA.
- Thrasher, T. A., Flett, H. M., & Popovic, M. R. (2005). Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord*.
- Totten, P. A., & Hunter, J. M. (1991). Therapeutic techniques to enhance nerve gliding in thoracic outlet syndrome and carpal tunnel syndrome. *Hand Clin*, 7(3), 505-520.
- Trevithick, B. A., Ginn, K. A., Halaki, M., & Balnave, R. (2007). Shoulder muscle recruitment patterns during a kayak stroke performed on a paddling ergometer. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(1), 74-79.
- Turker, K. S. (1993). Electromyography: Some methodological problems and issues. *Phys Ther*, 73(10), 698-710.
- Ummat, S., & Kirby, R. L. (1994). Nonfatal wheelchair-related accidents reported to the national electronic injury surveillance system. *Am J Phys Med Rehabil*, 73(3), 163-167.
- van der Woude, L. H., Veeger, H. E., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W., & Rozendaal, L. A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Eng Phys*, 23(10), 713-733.

- van Drongelen, S., van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., & Veeger, H. E. (2006). Glenohumeral joint loading in tetraplegia during weight relief lifting: A simulation study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(2), 128-137.
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., & Veeger, H. E. J. (2005a). Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchair-related activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1434-1440.
- Van Drongelen, S., Van der Woude, L. H., Janssen, T. W., Angenot, E. L., Chadwick, E. K., & Veeger, H. E. J. (2005b). Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1214-1220.
- Van Woensel, W., & Arwert, H. (1993). Effects of external load and abduction angle on emg level of shoulder muscles during isometric action. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 33(3), 185-191.
- veeger, H. E. (2006). Upper extremity biomechanics: Are we closing the gap? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(s1-s2).
- Veeger, H. E., Meershoek, L. S., van der Woude, L. H., & Langenhoff, J. M. (1998). Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev*, 35(3), 305-313.
- Veeger, H. E., Rozendaal, L. A., & van der Helm, F. C. (2002). Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(3), 211-218.
- Veeger, H. E. J. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *J Biomech*, 33, 1171-1175.
- Visintin, M., Barbeau, H., Korner-Bitensky, N., & Mayo, N. E. (1998). A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, 29(6), 1122-1128.
- Wang, Y. T., Kim, C. K., Ford, H. T., 3rd, & Ford, H. T., Jr. (1994). Reaction force and emg analyses of wheelchair transfers. *Percept Mot Skills*, 79(2), 763-766.
- Wells, R. P. (1988). Mechanical energy costs of human movement: An approach to evaluating the transfer possibilities of two-joint muscles. *J Biomech*, 21(11), 955-964.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Toronto, Canada: John Wiley & Sons.
- Winter, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly, and pathological*. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press.
- Winter, D. A. (1992). *Biomechanics and motor control of human movements (2nd edition ed.)*. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press.

- Winter, D. A., & Yack, H. J. (1987). Emg profiles during normal human walking: Stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 67(5), 402-411.
- Wirz, M., Zemon, D. H., Rupp, R., Scheel, A., Colombo, G., Dietz, V., et al. (2005). Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(4), 672-680.
- World Health Organization. (1995). *Physical status: The use and interpretation of anthropometry. Report of a who expert committee.* Geneva: World Health Organization.
- Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--part ii: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5), 981-992.
- Yang, J. F., & Winter, D. A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 65(9), 517-521.
- Yarkony, G. M., Roth, E. J., Heinemann, A. W., Lovell, L., & Wu, Y. C. (1988). Functional skills after spinal cord injury rehabilitation: Three-year longitudinal follow-up. *Arch Phys Med Rehabil*, 69(2), 111-114.
- Yarkony, G. M., Roth, E. J., Meyer, P. R., Jr., Lovell, L. L., & Heinemann, A. W. (1990). Rehabilitation outcomes in patients with complete thoracic spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil*, 69(1), 23-27.
- Yarnall, M., Knootz, A. M., Yang, Y., Price, R., & Boninger, M. L. (2005). Wrist range of motion during lateral transfers among persons with paraplegia. Paper presented at the Proceedings of the 28th annual conference of the Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America, Atlanta, GA.
- Zerby, S. A., Herbison, G. J., Marino, R. J., Cohen, M. E., & Schmidt, R. R. (1994). Elbow extension using the anterior deltoids and the upper pectorals. *Muscle Nerve*, 17(12), 1472-1474.

ANNEXE I:
Certificat d'étique

Montréal, le 17 juin 2004

Dre Sylvie Nadeau
 Institut de réadaptation de Montréal
 6300 Avenue Darlington
 Montréal, Québec
 H3S 2J4

Centre de réadaptation
 Lucie-Bruneau

Centre de réadaptation
 Constance-Lethbridge

Hôpital juif de réadaptation

Institut Nazareth
 et Louis Braille

Institut Raymond-Dewar

Institut de réadaptation
 de Montréal

N/réf. : CRIR-88-0304

Madame Nadeau,

Veillez trouver, ci-joint, une copie du certificat d'éthique qui a été décerné pour votre projet :

« Biomechanical factors associated with transfer performance in individuals with spinal cord injury ».

Ce certificat est valable pour un an. Le CER demande à être informé de tout futur changement qui pourrait être apporté à la présente recherche.

De plus, nous vous demandons de contacter la personne suivante afin de lui aviser du début de votre projet de recherche :

M. Daniel Bourbonnais IRM

(514) 340-2771 # 2036.

Recevez, Madame Nadeau, l'expression de nos meilleures salutations.

Me Anik Nolet
 Coordinatrice à l'éthique de la recherche
 des établissements du CRIR

AN/cb

PJ: Certificat d'éthique

6300

avenue

Darlington

Montréal

(Québec)

H3S 2J4

Canada

T (514) 340-2771

F (514) 340-2761

www.crir.ca

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CER) atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé:

« Biomechanical factors associated with transfer performance in individuals with spinal cord injury ».

Présenté par: **Sylvie Nadeau**

Le comité d'éthique de la recherche composé de :

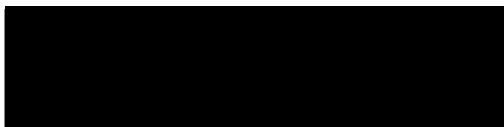
<u>NOM</u>	<u>POSTE</u>
Mme Isabelle Bilodeau	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine psychosocial en réadaptation
Mme Nicol-Korner-Bitensky	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine biomédical en réadaptation
Mme Julie-Anne Couturier	Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits sensoriel visuels ou auditifs
Mme Marie-Josée Drolet	Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits moteurs ou neurologiques
Mme Marie-Eve Bouthillier	Une personne spécialisée en éthique
Me Michel Giroux	Une personne spécialisée en droit
M. André Vincent	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes adultes et aptes

Mme Kathleen Lamirande	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes mineures ou inaptes
Mme Elizabeth Markakis	Une personne siégeant à titre de représentante du public
Michael J.L. Sullivan	Représentant de l'Université de Montréal
Frédérique Courtois	Représentante de l'UQAM
Patricia McKinley	Représentante de l'Université McGill
<u>Membre non votant</u>	
Me Anik Nolet	Coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique. Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation de Montréal.**

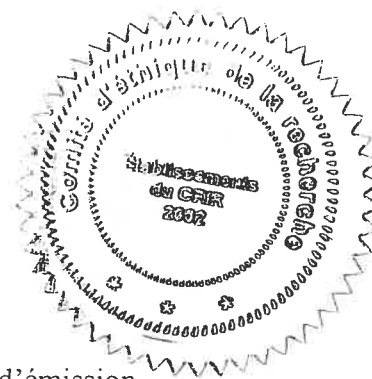
Le CER demande à être informé de tout futur changement qui pourrait être apporté à la présente recherche.

Ce certificat est valable pour un an.



Me Michel T. Giroux
Président du CER

Date d'émission
17 juin 2004



Certificat d'éthique (Renouvellement)

Le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné la demande de renouvellement (avec modification) du certificat d'éthique du projet de recherche (CRIR-88-0304) intitulé :

« Biomechanical Factors Associated with Transfer Performance in Individuals with Spinal Cord Injury ».

Présenté par: Sylvie Nadeau

Après analyse de la demande de modification soumise en date du 25 juillet 2005, le Comité d'éthique des établissements du CRIR autorise la poursuite du projet cité en rubrique, tout en lui apportant la modification suivante:

- Ajouter un nouveau volet clinique au projet de recherche. Ce nouveau volet vise à déterminer, en observant des cliniciens dans leur pratique quotidienne, une technique à privilégier pour réaliser des transferts à pivot. Pour ce faire, le CÉR autorise que des cliniciens soient filmés et enregistrés lorsqu'ils feront la rééducation des transferts en pivot chez trois clients. Afin d'observer l'évolution de l'enseignement et de la performance, chaque client sera filmé à trois reprises au cours de l'apprentissage des transferts en pivot pendant la durée du séjour en réadaptation.

Pour les fins de l'évaluation de la demande de modification, les documents suivants ont été examinés et approuvés par le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR :

- **Formulaire R daté par le CÉR le 1^{er} août 2005 ;**
- **Formulaire de consentement destiné aux participants/usagers pour photographie, film, vidéocassette, cassette audio et autres documents (version datée par le CÉR le 1^{er} août 2005) ;**
- **Formulaire de consentement destiné aux cliniciens pour photographie, film, vidéocassette, cassette audio et autres documents (version datée par le CÉR le 1^{er} août 2005).**

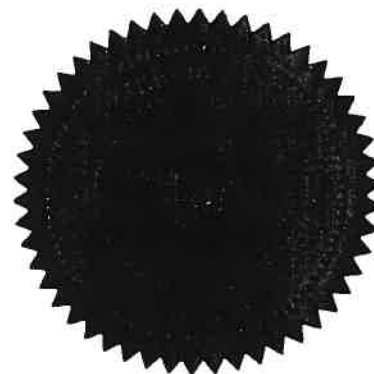
Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le site du CRIR impliqué dans le présent projet est l'**Institut de réadaptation de Montréal**.

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Rapporter aux participants toute information susceptible de modifier leur consentement ;
3. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
4. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
5. Aviser le CÉR de l'abandon ou de l'interruption prématurée du projet de recherche ;
6. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.



Me Michel T. Giroux
Président du CÉR



Date d'émission
17 juin 2005

Pour fins de renouvellement, le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche **CRIR-088-0304** intitulé :

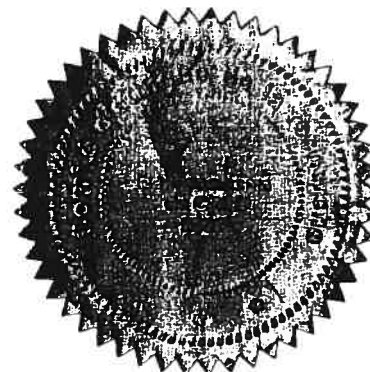
« Biomechanical Factors Associated with Transfer Performance in Individuals with Spinal Cord Injury/Facteurs biomécaniques associés aux tâches de transfert chez les sujets avec une blessure médullaire ».

Présenté par: **Sylvie Nadeau**

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Ce projet se déroule dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation de Montréal.**

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Rapporter aux participants toute information susceptible de modifier leur consentement ;
3. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (Formulaire R) ;
4. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
5. Aviser le CÉR de l'abandon ou de l'interruption prématurée du projet de recherche ;
6. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
7. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.



Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
17 juin 2006

ANNEXE II:
Formulaire de consentement

01 MARS 2005

Facteurs biomécaniques des tâches de transfert

Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche n'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances ni analyses de laboratoire
Étude pilote

TITRE DU PROJET :

Facteurs biomécaniques associés aux tâches de transfert chez les sujets avec une blessure médullaire. (« Biomechanical factors associated with transfer performance in individuals with spinal cord injury »)

RESPONSABLES :

- | | |
|--------------------------|--|
| Sylvie Nadeau, Ph.D, pht | Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation de Montréal (IRM) |
| Denis Gravel, Ph.D, pht | Chercheur, CRIR, site IRM |
| Luc Noreau, Ph.D, | Chercheur, Groupe de recherche en réadaptation physique, Institut de réadaptation en déficience physique de Québec. |
| Dany Gagnon, M.Sc, pht | Étudiant au doctorat, programme de sciences Biomédicales (option réadaptation), Université de Montréal |
| France Pottie, M.Sc, pht | Assistante de recherche et coordonnatrice du projet, CRIR, site IRM |

OBJECTIF DU PROJET :

Les tâches de transfert font partie de la vie quotidienne des personnes ayant une lésion médullaire. Ces tâches doivent être répétées jusqu'à 14 à 18 fois par jour. Cette étude comporte quatre objectifs. Le premier objectif est de quantifier les efforts musculaires aux membres supérieurs et la stabilité lors de transferts en pivot chez des personnes ayant une blessure médullaire, à la fin de la période de réadaptation active et six mois plus tard. Le deuxième objectif est de déterminer l'influence de la hauteur de la surface d'arrivée (au niveau, plus haute ou plus basse) sur la capacité à transférer de groupes de sujets avec différents niveaux de lésion. Le troisième objectif vise à identifier les facteurs influençant la variation de la capacité à transférer entre les individus. Un quatrième objectif est de déterminer si la capacité ou la stratégie des individus à transférer est modifiée 6 mois après le congé de la réadaptation active. Trente deux hommes avec blessure de la moelle épinière participeront à cette étude qui se déroulera de mai 2004 à juin 2008.

NATURE DE LA PARTICIPATION :

Vous êtes invité à participer à un projet de recherche évaluant les transferts chez les personnes avec une blessure médullaire comportant trois séances. Toutes les évaluations seront réalisées au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse de tâches fonctionnelles du site Institut de réadaptation de Montréal (IRM).

Lors de la **première séance**, qui durera environ 2 heures, votre condition clinique sera évaluée par des questionnaires sur votre état de santé et par des tests (sensibilité, force, spasticité, flexibilité et mobilité du tronc, des bras et des jambes). À la fin de cette séance, vous aurez une période de pratique des tests qui seront effectués lors des deux séances subséquentes (évaluation de la force des bras et du tronc et transferts).

Lors de la **deuxième séance**, qui aura lieu 2 à 3 jours plus tard, la force des muscles de vos bras et de votre tronc sera évaluée avec un appareil appelé dynamomètre (environ deux heures). Il s'agit d'un appareil qui permet de mesurer précisément la force maximale sans mouvement lors de poussées avec différentes parties du corps contre l'appareil. Pour cette évaluation de la force vous serez assis et des courroies stabiliseront votre corps et empêcheront tous mouvements. Des petites électrodes seront collées sur votre tronc et sur vos bras afin d'enregistrer l'activité des muscles. Pour chacun des groupes musculaires testés (8 à chaque bras, et 4 au tronc) vous devrez effectuer 3 contractions espacées d'un repos de deux minutes.

La **troisième séance** durera deux heures. Lors de cette séance, vous devrez effectuer des transferts en pivot vers un siège à hauteur variable. Vous devrez effectuer trois différents transferts à trois reprises : 1. les deux sièges étant à la même hauteur, 2. le siège d'arrivée étant plus bas que le siège de départ, 3. le siège d'arrivée étant plus haut que le siège de départ. Pour cette évaluation nous collerons à l'aide de ruban adhésif des marqueurs sur les différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête, bras, avant-bras et mains) permettant l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez sous les pieds, sous les cuisses et sous les mains à l'aide de plates-formes de force. Les mêmes électrodes que lors de la séance du matin serviront à enregistrer l'activité musculaire lors des transferts. Les activités de transfert seront aussi enregistrées à l'aide de trois caméras vidéo. La deuxième et la troisième séances pourront avoir lieu le même jour.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

En tant que participant, je ne retirerai aucun avantage personnel de ma participation à ce projet de recherche. Toutefois, ma participation aura contribué à l'avancement de la science.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Il est entendu que ma participation à ce projet ne me fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Toutefois, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes. Si tel est le cas, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, j'aviserais un des responsables du projet et devrais consulter un médecin. Par ailleurs, l'exécution des transferts comporte toujours un certain risque de chute. Afin d'assurer la sécurité nécessaire, les évaluations seront toujours faites en présence de 3 personnes et sous la supervision d'au moins un des responsables du projet.

Il est également entendu que ma participation à cette étude n'aura aucun effet sur tout traitement médical ou de réadaptation auquel je pourrais éventuellement être soumis à l'Institut de réadaptation de Montréal.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Il n'y a aucun risque additionnel associé aux techniques utilisées. Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, les déplacements occasionnés par la deuxième étape du projet (2 ou 3 visites) peuvent constituer un inconvénient pour certaines personnes.

ACCÈS À MON DOSSIER MÉDICAL :

J'accepte que les personnes responsables de ce projet aient accès à mon dossier médical.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard.

CONFIDENTIALITÉ :

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui me concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet tous les renseignements personnels recueillis à mon sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie de l'IRM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :

On devra répondre, à ma satisfaction, à toutes questions que je poserai à propos du projet de recherche auquel j'accepte de participer.

RETRAIT DE MA PARTICIPATION :

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire; il est également entendu que je pourrai, à tout moment, mettre un terme à ma participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels j'ai droit à l'Institut de Réadaptation de Montréal.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, je ne renonce à aucun de mes droits ni ne libère les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Les frais de déplacement et de stationnement et de repas seront payés par le responsable du projet.

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier médical.

J'accepte d'être contacté (e) par la même chercheure pour participer à d'autres études scientifiques menées dans un domaine de recherche comparable :

oui non

J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour d'autres publications scientifiques demeurant en lien (même domaine de recherche) avec le présent projet.

oui non

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Signature d'un témoin

Fait à _____, le _____, 20_____.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643 ou par courriel à l'adresse : anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie
(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;
(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;
(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;
et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

ANNEXE III:
Article complémentaire

Article #6 : Assessment of Agonist-Antagonist Shoulder Torque Ratios in Subjects With Spinal Cord Injury: A New Interpretative Approach.*

P. Dehail^{1,2}, D. Gagnon^{1,2}, S Nadeau^{1,2}, L Noreau^{3,4}

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain - Site Institut de réadaptation de Montréal, Montreal, Canada

² School of Rehabilitation, University of Montreal, Montreal, Canada

³ Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration social de Québec, Quebec City, Canada

⁴ Department of Rehabilitation, Laval University, Quebec City, Canada

* Soumis à la revue *Spinal Cord* le 14 septembre 2007.

En tant qu'auteur secondaire, je confirme mon apport significatif, essentiel et substantiel au développement du protocole expérimental, à l'élaboration de la méthodologie, à la collecte et au traitement des données en plus d'une contribution importante à l'analyse et à l'interprétation des données de forces, de même qu'à la rédaction du présent manuscrit. Pour sa part, le Dr Patrick Dehail a contribué de façon significative à chacune des étapes précédentes, excluant le développement du protocole expérimental bien qu'il puisse possiblement l'avoir bonifié. Dre Sylvie Nadeau et Dr Luc Noreau ont contribué au développement du protocole expérimental et à l'élaboration de la méthodologie spécifique à cette partie de la programmation de recherche, ont encadré et supervisé l'ensemble des étapes subséquentes du processus en plus de réviser et commenter ce manuscrit.

Avant-propos

L'intensité des moments musculaires nets, en particulier ceux de flexion et d'adduction des épaules, mesurée lors des transferts assis en pivot confirme que l'aptitude de ces groupes musculaires à produire des forces élevées est essentielle à la réalisation de cette tâche. En fait, il est fort probable que l'intensité de ces moments musculaires nets s'approche, voir surpasse, les aptitudes maximales de production de force de ces groupes musculaires. Dans de tels cas, ces derniers pourraient devenir un facteur limitant à la réalisation des transferts assis en pivot. Ces importantes demandes musculaires pourraient également contribuer au développement de lésions musculo-squelettiques secondaires aux épaules. Seul le développement d'un protocole spécifique d'évaluation de la force musculaire maximale des membres supérieurs permettrait de préciser le rôle de cette dernière lors des transferts assis en pivot.

Le déséquilibre musculaire des muscles agoniste et antagoniste a également été associé au développement de lésions musculo-squelettiques secondaires aux épaules chez cette population. Cependant, plusieurs lacunes méthodologiques empêchent d'établir un lien clair entre ces deux éléments. Parmi ces lacunes, il est important de souligner qu'aucun pré-chargement n'est habituellement fait et que les valeurs maximales des muscles agonistes et antagonistes surviennent généralement à des angles articulaires différents.

L'objectif principal de cet article est de présenter une partie du protocole d'évaluation de la force musculaire des membres, développé à partir de paramètres (amplitude et vitesse angulaires) ciblant spécifiquement les tâches de transferts assis en pivot supérieurs pour les individus ayant une LMÉ.

Afin de rencontrer cet objectif, quelques sous-objectifs ont orienté cette partie de la thèse :

1. Mesurer et rapporter la force musculaire des muscles fléchisseurs, extenseurs, abducteurs et adducteurs de l'épaule droite dans des amplitudes articulaires et à des vitesses angulaires compatibles avec celles observées lors des transferts assis en pivot ;
2. Fractionner l'amplitude articulaire totale en sous-sections angulaires de 15° pour chaque mouvement évalué et comparer les valeurs de force

musculaire maximale obtenues pour chaque sous-section à chaque vitesse angulaire;

3. Calculer le ratio agoniste-antagoniste pour les fléchisseurs-extenseurs et abducteurs-adducteurs de l'épaule en utilisant les valeurs maximales indépendamment de la position de l'articulation pour chaque vitesse angulaire;
4. Présenter une approche novatrice de calcul des ratios par sous-sections angulaires de 15° pour le ratio agoniste-antagoniste des fléchisseurs-extenseurs et abducteurs-adducteurs de l'épaule pour chaque vitesse angulaire.

ABSTRACT:

Design: Cross-sectional study.

Objective: To evaluate isokinetic shoulder flexor-extensor (F/E) and abductor-adductor (Ab/Ad) torque ratios in individuals with paraplegia using a new interpretative approach. We proposed to study torque ratios according to joint angle sections (15° angle subgroups) over a selected range of motion.

Setting: Pathokinesiology Laboratory, Montreal, Canada

Method: Sixteen individuals with complete motor paraplegia, without shoulder pain or impairment, were included in this study. After a pre-loading period of one second, maximum isokinetic concentric contractions of all muscle groups were completed at 30°/s, 60°/s and 120°/s over the entire tested ranges of motion (70° to -35° for the flexion-extension and 15° to 60° for the abduction-adduction). After the continuous torque curves were rebuilt, the mean F/E and Ab/Ad torque ratios were calculated and analyzed every 15°.

Results: A significant modification of the F/E ($F = 66.3$; $p < 0.001$) and Ab/Ad ($F = 100.6$; $p < 0.001$) torque ratios was observed according to the 15° angle subgroup evaluated. More precisely, a progressive decline of both the F/E and Ab/Ad ratios was noted as the shoulder flexion or abduction progressed. Angular velocity did not have any influence on torque ratio values.

Conclusion: Angle subgroup torque ratio analysis leads to a better estimation of the balance between the agonist and antagonist muscle groups than does traditional peak torque ratio analysis. In individuals with paraplegia, this precise estimation of torque ratios may lead to the development of specific shoulder strengthening programs to prevent muscle imbalance and its consequences.

Keywords: , muscle balance, rehabilitation, strength, torque ratio, isokinetic

The upper extremities (U/E) become the propulsive segments for manual wheelchair mobility among individuals with spinal cord injury (SCI). A consequence of this functional adaptation is the increased risk of developing secondary musculoskeletal impairments, most likely affecting the shoulder joints.¹⁻⁴ Shoulder strength imbalance between the agonist and antagonist muscle groups may play a key role in the development of secondary impairments among individuals with SCI.^{5,6}

Calculating isokinetic shoulder torque ratios is a well-accepted method for highlighting the imbalance between agonist and antagonist muscle groups. However, no consensus exists as to the torque assessment methods and approaches used to report torque ratios. Usually, ratios are evaluated using the isokinetic peak torque of the agonist muscle compared to that of the antagonist muscle, in concentric or eccentric mode, without reference to the angles (segment positions) where these peak torques are obtained.⁷ Most likely, peak torques do not occur at the same angle for the agonist and antagonist muscle groups irrespective of the mode of contraction (eccentric or concentric). This suggests that a peak torque ratio may not adequately describe the dynamic agonist-antagonist muscle balance of an articulation.

A complete torque ratio study along a useful or a selected range of motion could allow for better estimation of dynamic muscle balance. Specifically for the shoulder, this could allow rehabilitation specialists to gain a better insight into the U/E strength-generating capability among individuals with SCI and locate potential muscle imbalances affecting specific portions of the tested range of motion. In addition, it may improve the specificity and precision of a resistance strength training protocol intended for these patients.

The aim of the present study was to evaluate the isokinetic flexor-extensor and abductor-adductor torque ratios of the dominant shoulder in individuals with complete motor paraplegia using a new interpretative approach. This new interpretative approach proposed to study torque ratios between agonist and antagonist muscle groups according to specific joint angle sections over a selected range of motion. The hypothesis was that this method may provide better insight into shoulder muscle balance compared to peak torque ratio analysis that is frequently used.

METHODS

Participants

A convenience sample of 16 males (volunteers) with a spinal cord lesion following a traumatic injury participated in this study (Table 1). All participants were at least one year post-SCI, right-hand dominant and long-term manual wheelchair users. None of the participants reported any musculoskeletal impairment affecting the trunk or upper extremities, or suffered from any other condition that might alter their U/E strength-generating capability. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR). All participants reviewed and signed an informed consent form before entering the study.

Dynamometric assessment

An isokinetic dynamometric assessment was completed using a Biodex system to quantify maximum voluntary concentric strength of the right shoulder flexors, extensors, abductors and adductors. All participants were positioned on the chair of the Biodex system at 90° knee flexion and 70° hip flexion since the backrest was reclined by 20°. An optimal level of external stabilization was provided to ensure that participants exerted maximum effort. For all movements investigated, the dynamometer was set to isokinetic passive mode and participants were asked to concentrically contract as forcefully as possible in the desired direction. The passive mode was selected to ensure that the apparatus and body segment would move throughout the entire tested range of motion. A pre-loading period of one second, which allowed the participants to place their series elastic components under tension and build up their strength, ascertains the production of maximum strength early during the movement.⁸ For each movement tested, two trials were performed for each muscle group. A resting period of 30 seconds was given between the contractions and a two-minute rest period was allowed when direction of movement was changed.

For the shoulder flexion and extension movements, participants grasped the handgrip with their forearm in a neutral position with their elbow in slight flexion (35°). Joint torques in each direction were measured between 70° shoulder flexion and -35° shoulder extension. For the shoulder abduction and adduction movements, participants also grasped the handgrip with their forearm in a neutral position with their elbow in slight

flexion (35°). Joint torques in each direction were measured between 15° and 60° of shoulder abduction. For all movements tested, maximum isokinetic concentric contractions were completed at 30°/s, 60°/s and 120°/s. These movement amplitudes and angular velocities for the shoulder tests were selected to replicate shoulder kinematic parameters frequently observed during wheelchair propulsion and sitting pivot transfers among this population (Gagnon et al, 2007, under review). A custom-made Labview program allowed real-time observation and recording of the torque, angle and velocity of movements of all tests performed.

It should be noted that the selection of the muscle groups investigated in the current study, along with their range of motion and angular velocity parameters, were determined from the results of a kinematic assessment targeting sitting pivot transfers performed by individuals with complete thoracic SCI (Gagnon 2007, under review). Thus shoulder rotator muscles were not assessed in this study.

Outcome measures

The torque curves were generated for all movements and velocities investigated using gravity-corrected torque data at each angle of movement over the entire tested range. From these data, the shoulder flexion-extension (F/E) and abduction-adduction (Ab/Ad) torque ratio curves were calculated. Then, the torque curves and torque ratio curves were each stratified into seven 15° angle subgroups for the flexion-extension movement and three 15° angle subgroups for the abduction-adduction movements, respectively. For each 15° angle subgroup, mean F/E and Ab/Ad torques and mean torque ratios were calculated. For each movement, the 15° angle subgroup in which the highest torque value was measured was named the reference angle subgroup. In addition, peak torque and peak torque ratios (F/E and Ab/Ad peak torque ratios) were also assessed independently of joint position.

Statistical analysis

After verifying the normality of the distribution for each 15° angle subgroup generated for all movements studied using the Kolmogorov-Smirnov test for each angular velocity, Pearson product-moment coefficients of correlation were used to determine the association between the reference angle subgroup torque and the other angle subgroup torque values for each movement. Thereafter, two-way repeated-measures analysis of

variance (ANOVA) were used to determine the effects of joint position (15° angle subgroups) and angular velocity (30, 60 and 120°/sec) on the shoulder F/E and Ab/Ad torque ratios. In the absence of interaction (joint position X angular velocity), main effects were analyzed to determine the influence of the joint position or angular velocity. All statistical analyses were performed using SPSS® (version 13.0, Chicago IL).

RESULTS

Torque curves

Shoulder flexion-extension and abduction-adduction mean torque curves at the three angular velocities are shown in Figure 1a and 1b, respectively. Overall, similar torque curves were found across the three angular velocities for shoulder flexion-extension and abduction-adduction. Typically, shoulder flexion and extension torque as well as abduction and adduction torque were the highest at the start of the movement amplitude tested and progressively decreased thereafter. The cross point, defined as the point where agonist and antagonist muscle torques are equal, always occurred within the fifth 15° angle subgroup (26° to 40°) for the shoulder flexion-extension movements and within the first 15° angle subgroup (15° to 29°) for the shoulder abduction-adduction movements, irrespective of angular velocity. Note that the mean (± 1 SD) peak torque for each muscle group tested is presented in Table 2.

Correlations between angle subgroup mean torques

The intercorrelation between the reference angle subgroup's mean torque values and the other angle subgroup's mean torque values are presented in Table 3 and 4. For each muscle group, the correlation diminished when the angle subgroup considered for analysis moved away from the reference subgroup. For the extension movement, no significant correlation was found between the mean torque measured within the reference angle subgroup and the last two subgroups at 60°/s. A similar finding was also found when tested at 120°/s between the reference angle subgroup and the last subgroup only. For the correlations between the peak torque and the angle subgroup's mean torque, they are also presented in Tables 3 and 4. These correlations progressively decline as the angle subgroups move away from the peak torque.

Angle subgroup torque ratios

Mean (± 1 SD) shoulder flexor-extensor and abductor-adductor torque ratios at the three angular velocities calculated every 15° over the entire tested range (angle subgroups) are shown in Figure 2a and 2b. The mean peak torque ratio for each angular velocity is also illustrated for comparison purposes in these same figures. According to the angular velocities, mean peak torque ratios ranged from 1.07 to 1.10 and 0.87 to 0.96 for F/E and Ab/Ad respectively). Only joint positions (15° angle subgroups) were found to significantly influence shoulder F/E and Ab/Ad torque ratio values, independently of velocity which had no effect. More precisely, a progressive decline of the shoulder F/E torque ratio was observed as the shoulder progressed into flexion, whereas the Ab/Ad torque ratio was found to decrease as the shoulder abduction increased.

DISCUSSION

A detailed assessment of agonist-antagonist muscle balance, especially around the shoulder joints, is of key relevance among individuals with SCI given the fact that the level of lesion and the functional status of the U/Es may change muscle strength. In this population, agonist-antagonist muscle strength imbalances have been linked to an increased risk of developing secondary musculoskeletal impairments affecting the shoulder joints.⁵ Such impairments could not only jeopardize the ability to perform functional activities,⁹ but also the level of social participation among individuals with SCI.

Limits of agonist-antagonist peak torque ratios

The F/E and Ab/Ad peak torque ratios calculated in the current study are in concordance with those previously reported among healthy individuals.^{10, 11} However, the current peak torque ratios are about 25% lower than those recently reported for individuals with SCI.¹² This discrepancy may be partly explained by methodological differences affecting shoulder strength-generating capability, especially the use or non-use of a pre-loading period.

Although the agonist-antagonist peak torque ratio provides an estimate of the agonist-antagonist muscle strength relationship, the use of the agonist-antagonist peak torque ratio appears inadequate, at first, to conclude on the dynamic agonist-antagonist

muscle strength balance observed over the entire range of movement possible at a joint. Such an approach would only be adequate in the presence of a perfect correlation between the agonist and antagonist muscles over the entire tested range of motion, which is not expected in clinical practice. The dynamic muscle balance over the functional range of motion is known to constantly change as the joint angle is modified.¹³ In addition, at the shoulder, the joint angle where the peak torque is generated has been found to be difficult to reproduce between tests.^{14, 15}

Interests of the angle subgroup agonist-antagonist torque ratios

A new interpretative approach of the torque ratios between shoulder agonist and antagonist muscle groups is proposed in the current study. In addition to the F/E and Ab/Ad peak torque ratios, the F/E and Ab/Ad torque ratios were evaluated over the entire selected range of motion to refine their interpretation. To facilitate the interpretation, the F/E and Ab/Ad torque ratios were averaged every 15 degrees, which allowed for additional analysis compared to the approach that only focused on peak values. The proposed subgroup torque ratio analysis was primarily justified by the fact that the agonist and antagonist peak torques occurred at different angles and because a high peak torque does not necessarily mean that all torques produced within the entire range of motion are also high. Our results provide some arguments in favor of this hypothesis. Thus, the level of association between each 15° angle subgroup torque diminished as the importance of the distance between angular sections tested increased for all muscle groups explored. Thus, the strongest subjects in the reference angle subgroup, where the peak torque was systematically observed, were not necessarily the strongest over the entire range of motion. This means that the strength ratio will also be affected.

The angle subgroup torque ratios analysis showed that the agonist-antagonist torque ratios were not constant and were significantly different according to the tested 15° angular subgroups. A constant decrease of the F/E and Ab/Ad torque ratios was observed between the onset and the end of the selected range of motion (i.e., 70° to -35° for flexion-extension and 15° to 60° for abduction-adduction, respectively) as the strength of the agonist muscles progressively decreased, whereas the strength of the antagonist muscles increased. This further supports the need to consider joint position (angle) when assessing strength ratios.

Isolated agonist and antagonist torque curve analyses should not be neglected when reporting strength ratios. Indeed, it shows the modifications of the agonist and antagonist strength values according to the length-tension relationship. In addition, these torque curves confirm that the peak torque ratios are systematically calculated from non-corresponding angle values, which are usually recorded at both ends of the range of motion.

For torque ratios to become more representative of the agonist and antagonist demands found during functional activities, some authors proposed to calculate ratios in reference to the mode of contraction in which the muscle is usually solicited, i.e., in concentric or eccentric mode. For the U/Es, this method has been proposed in order to better evaluate the relationship between shoulder rotators.¹⁶⁻¹⁸ Ng et al.¹⁹ and more recently Yildiz et al.¹⁸ used this eccentric-concentric approach to report torque ratios over an angular section (terminal range) where the antagonist muscles played a decelerator role (eccentric contractions). For these authors, this method is well adapted for investigating shoulder dynamic stability, especially among athletes performing overhead tasks (i.e., throwing). This method of estimating muscle ratios (eccentric antagonist/concentric agonist) could be applied to evaluating angle subgroup torque ratios, which we proposed in our study, once biomechanical studies have confirmed the type of contraction required during specific tasks. Further studies are necessary to confirm the interest of this procedure. Another application of the angle subgroup torque ratio evaluation may be to properly evaluate the U/E muscle balance in incomplete tetraplegic subjects, particularly before and after functional U/E surgical reconstruction and muscle-tendon transfers. Norms in healthy subjects are also warranted to be able to judge strength ratio changes in individuals with impairments and disabilities.

Angle subgroup torque ratio analysis leads to a better estimation of the balance or imbalance between the agonist and antagonist muscle groups over a functional or selected range of motion than does traditional peak torque ratio analysis. This approach can be used to precisely assess shoulder agonist-antagonist strength balance, especially among individuals with SCI. Their agonist-antagonist muscle balance may be altered by shoulder muscle paralysis, reduced proximal stability, new U/E functional status as well as secondary U/E musculoskeletal impairments, which are common in this population. Angle subgroup torque ratios analysis represents a promising approach for developing specific shoulder- strengthening programs for individuals with SCI, particularly during the initial

rehabilitation period. In fact, this approach provides an opportunity to precisely identify angular sections presenting an imbalance between agonist and antagonist muscle groups.

Table 1: Demographics and clinical characteristics of participants

Subject	Age (year)	Height (m)	Weight (Kg)	Time	ASIA	ASIA	Impairment scale	Level
				since injury (year)	motor (/100)	sensory (/224)		of lesion
1	31.8	1.68	75.0	2.8	50	88	A	T4
2	49.3	1.78	86.1	4.8	50	88	A	T4
3	33.8	1.83	80.7	2.4	50	92	A	T4
4	38.1	1.73	51.3	6.9	50	92	A	T4
5	56.3	1.70	100.5	6.3	67	148	C	T4
6	41.6	1.72	93.6	3.2	50	96	A	T5
7	30.2	1.73	84.6	2.4	50	96	A	T5
8	27.5	1.75	64.4	3.6	50	100	A	T5
9	54.1	1.70	63.8	31.7	50	104	A	T6
10	34.5	1.72	61.0	6.8	50	110	B	T6
11	48.7	1.85	104.6	6.4	50	111	A	T6
12	39.0	1.85	105.2	5.3	50	112	A	T7
13	37.5	1.58	63.3	3.5	50	128	A	T9
14	59.3	1.78	98.6	3.0	50	155	B	T10
15	44.8	1.73	105.3	5.0	50	144	A	T11
16	51.7	1.88	88.7	33.5	50	144	A	T11
Mean	42.4	1.75	82.9	8.0	51.1	113.0		
SD	9.9	0.08	17.9	9.7	4.3	23.3		

Table 2: Mean peak torque values (SD) for each tested movement (in Nm).

Angular velocity	Flexion	Extension	Abduction	Adduction
30 °/s	87.2 (24.9)	79.7 (20.1)	74.2 (19.0)	86.8 (21.7)
60 °/s	86.2 (25.8)	79.3 (20.1)	73.9 (19.1)	81.3 (20.9)
120 °/s	79.9 (25.5)	74.9 (19.3)	73.0 (19.9)	76.4 (17.8)

Table 3: Inter-correlations between angle subgroup mean torque values and ^{xxx} correlations between angle subgroup mean torque values and peak torque for shoulder flexors and extensors.

	SUBGROUP MEAN TORQUE VALUES			PEAK TORQUE VALUES		
	Flex (30°/s) -35° to - 20°	Flex (60°/s) -35° to - 20°	Flex (120°/s) -35° to - 20°	Flex PT (30 °/s)	Flex PT (60 °/s)	Flex PT (120°/s)
Flex ¹ -35°to-20°	1	1	1	0.99**	0.99**	0.99**
Flex -19° to -5°	0.95**	0.97**	0.97**	0.93**	0.94**	0.92**
Flex -4° to 10°	0.87**	0.91**	0.96**	0.84**	0.87**	0.88**
Flex 11° to 25°	0.83**	0.89**	0.94**	0.80**	0.84**	0.85**
Flex 26° to 40°	0.75**	0.90**	0.92**	0.74**	0.85**	0.82**
Flex 41° to 55°	0.72**	0.87**	0.89**	0.69**	0.82**	0.76**
Flex 56° to 70°	0.58*	0.79**	0.77**	0.54*	0.74**	0.70**
	Ext (30°/s) 56° to 70°	Ext (60°/s) 56° to 70°	Ext (120°/s) 56° to 70°	Ext PT (30 °/s)	Ext PT (60 °/s)	Ext PT (120 °/s)
Ext ¹ -35°to-20°	0.61*	0.49	0.47	0.59*	0.59*	0.49
Ext -19° to -5°	0.61*	0.45	0.51*	0.66*	0.65**	0.53*
Ext -4° to 10°	0.60*	0.51*	0.64**	0.78**	0.76**	0.64*
Ext 11° to 25°	0.73**	0.69**	0.73**	0.90**	0.84**	0.72**
Ext 26° to 40°	0.89**	0.90**	0.86**	0.94**	0.88**	0.79**
Ext 41° to 55°	0.94**	0.97**	0.95**	0.97**	0.93**	0.90**
Ext 56° to 70°	1	1	1	0.99**	0.99**	0.98**

Flex: Flexors

Ext: Extensors

PT: Peak Torque

¹: Tested at corresponding column velocity (30 °/s or 60 °/s or 120 °/s)

*: p < 0.05

** : p < 0.01

Table 4: Inter-correlations between angle subgroup mean torque values and correlations between angle subgroup mean torque values and peak torque for shoulder abductors and adductors. ^{xxx}

	SUBGROUP MEAN TORQUE VALUES			PEAK TORQUE VALUES		
	Abd (30°/s) 15° to 29°	Abd (60°/s) 15° to 29°	Abd (120°/s) 15° to 29°	Abd PT (30 °/s)	Abd PT (60 °/s)	Abd PT (120°/s)
Abd ¹ 15° to 29°	1	1	1	0.98**	0.97**	0.97*
Abd 30° to 44°	0.92**	0.92**	0.93**	0.85**	0.83**	0.83**
Abd 45° to 60°	0.82**	0.81**	0.91**	0.74**	0.69**	0.81**
	Add (30°/s) 45° to 60°	Add (60°/s) 45° to 60°	Add (120°/s) 45° to 60°	Add PT (30 °/s)	Add PT (60 °/s)	Add PT (120 °/s)
Add ¹ 15° to 29°	0.89**	0.87**	0.84**	0.70**	0.71**	0.70**
Add 30° to 44°	0.99**	0.98**	0.95**	0.73**	0.74**	0.75**
Add 45° to 60°	1	1	1	0.89**	0.90**	0.90**

Abd: Abductors

Add: Adductors

PT: Peak Torque

¹: Tested at corresponding column velocity (30 °/s or 60 °/s or 120 °/s)

* : p < 0.05

** : p < 0.01

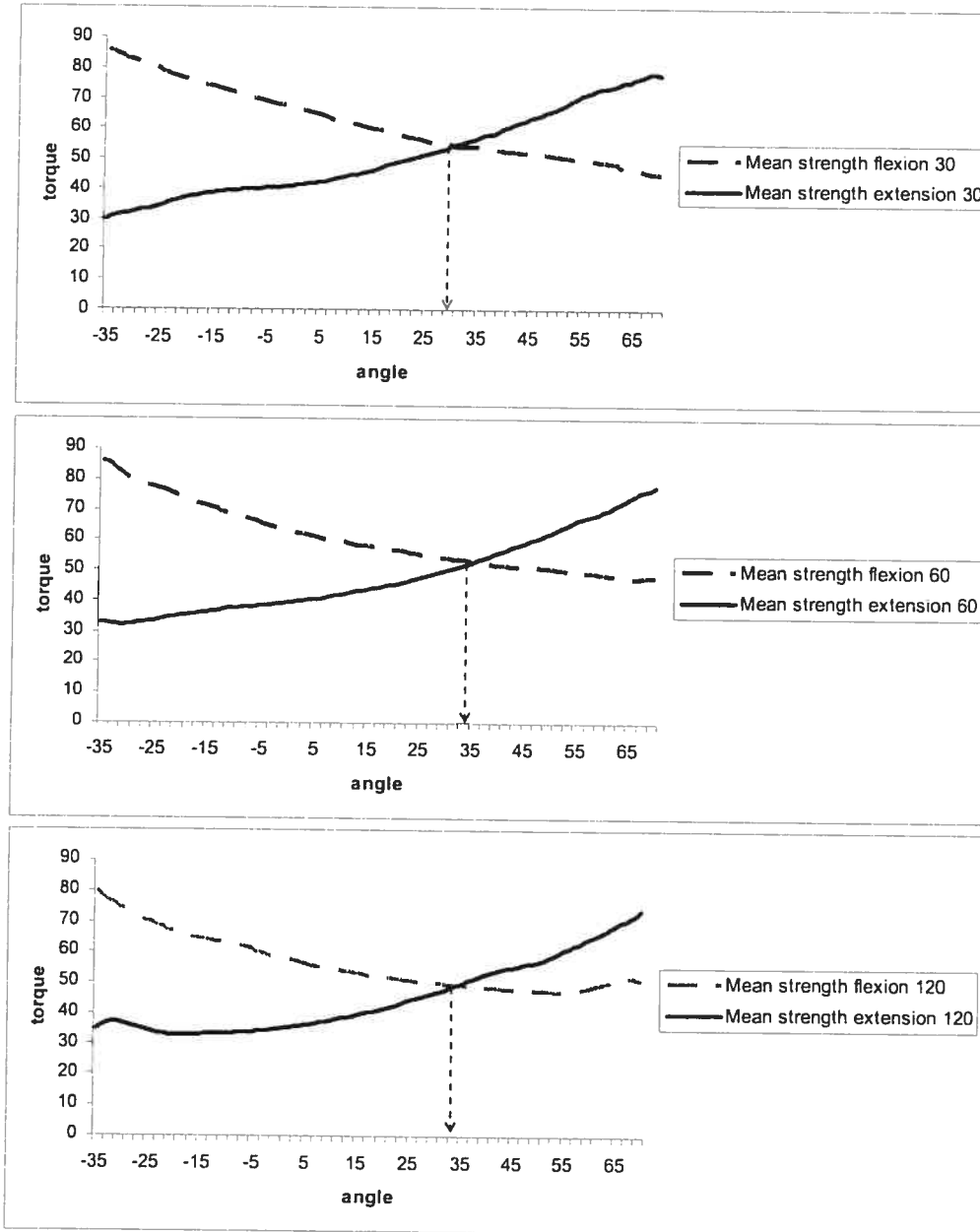


Figure 1a: Shoulder flexion and extension mean torque (in Nm) over the entire tested range (angle in degrees). Broken line indicates the angle value for the cross point between the flexion and extension torque curves.

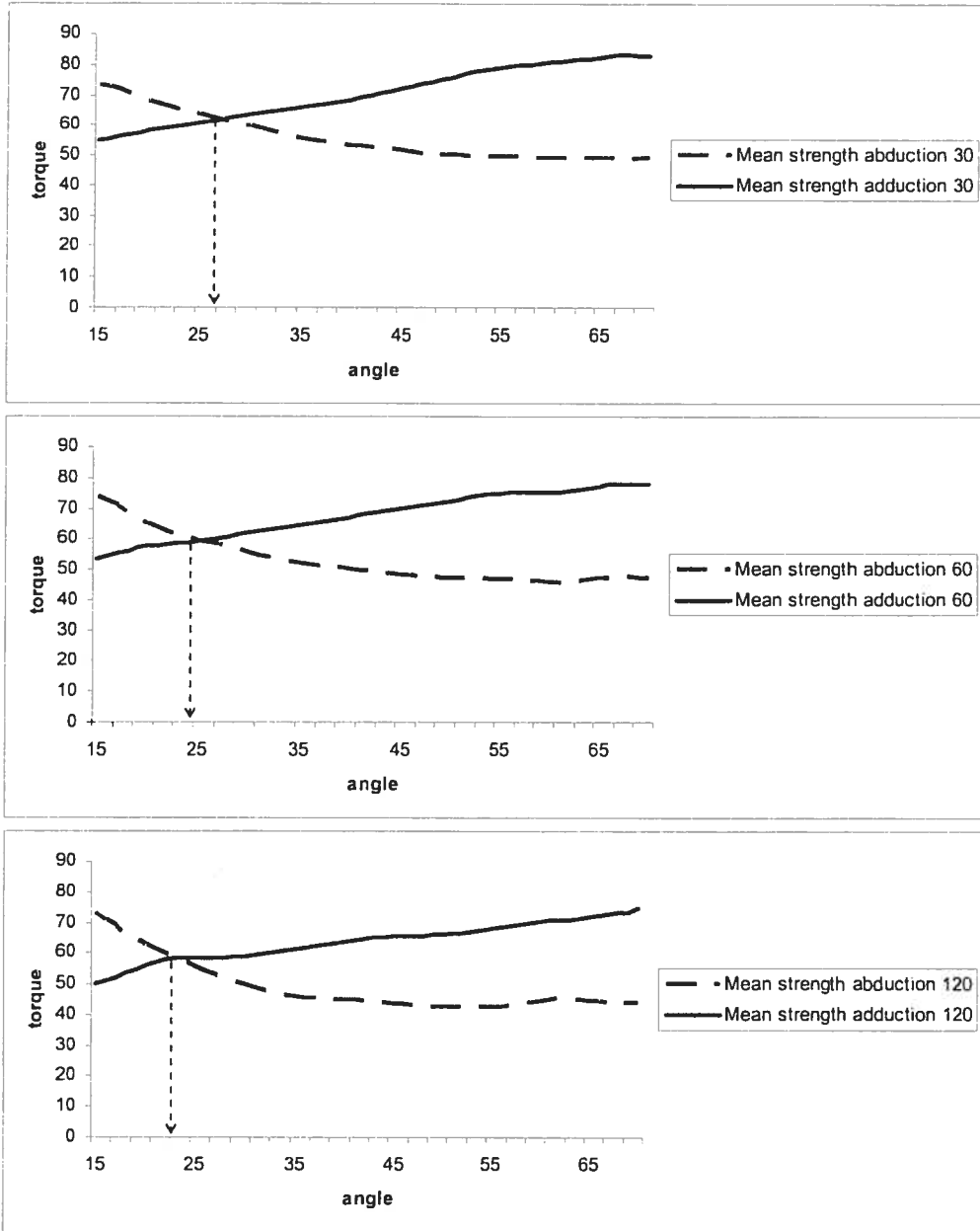


Figure 1b: Shoulder abduction and adduction mean torque (in Nm) over the entire tested range (angle in degrees). Broken line indicates the angle value for the cross point between the abduction and adduction strength curves.

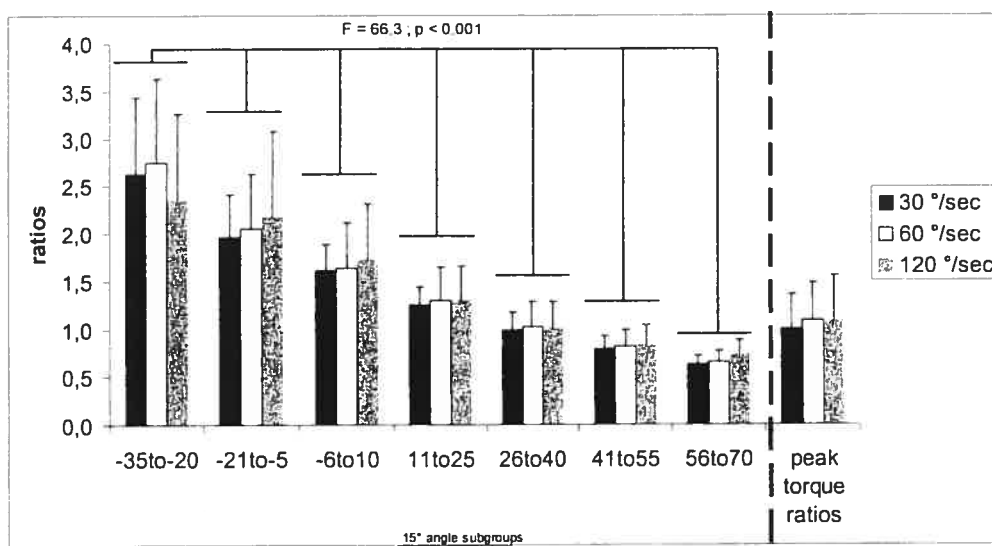


Figure 2a: Angle subgroup flexors / extensors torque ratios and peak torque ratios

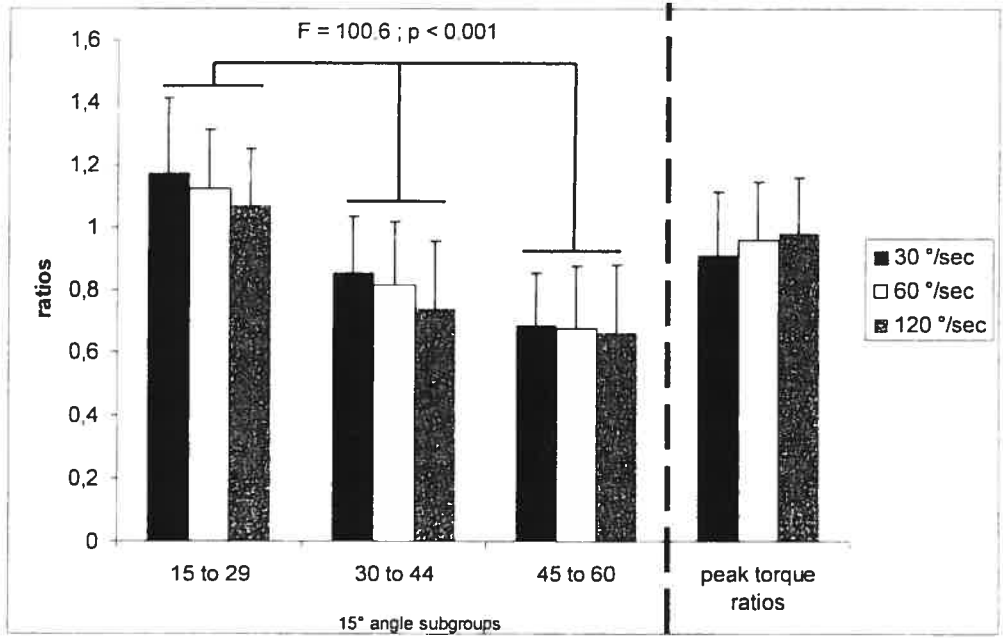


Figure 2b: Angle subgroup abductors / adductors torque ratios and peak torque ratio

REFERENCES

- 1 Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 1987; **69**:676-8.
- 2 Nichols PJ, Norman PA, Ennis JR. Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med* 1979; **11**:29-32.
- 3 Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Paraplegia* 1994; **32**:211-8.
- 4 Gellman H, Sie I, Waters RL. Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clin Orthop Relat Res* 1988:132-5.
- 5 Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med* 1993; **21**:238-42.
- 6 Bernard PL, Peruchon E, Micallef JP, Hertog C, Rabischong P. Balance and stabilization capability of paraplegic wheelchair athletes. *J Rehabil Res Dev* 1994; **31**:287-96.
- 7 Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys* 2005; **48**:80-92.
- 8 Gravel D, Richards CL, Filion M. Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *J Biomech* 1988; **21**:89-96.
- 9 Samuelsson KA, Tropp H, Gerdle B. Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users. *Spinal Cord* 2004; **42**:41-6.
- 10 Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA. The abductor and adductor strength characteristics of professional baseball pitcherse. *Am J Sports Med* 1995; **23**:307-11.
- 11 Voisin P, Weissland T, Maillet M, Schumacker P, Delahaye H, Vanvelcenaher J. Revue critique de l'évaluation isocinétique de l'épaule. Méthodologie et résultats chez le sujet sain. In: Simon L, Pélissier J, Hérisson C, eds. Progrès en Médecine Physique et de Réadaptation. 2 ème série. Paris: Masson, 1998:2-18.
- 12 Souza AL, Boninger ML, Fitzgerald SG, Shimada SD, Cooper RA, Ambrosio F. Upper limb strength in individuals with spinal cord injury who use manual wheelchairs. *J Spinal Cord Med* 2005; **28**:26-32.

- 13 Gransberg L, Knutsson E. Determination of dynamic muscle strength in man with acceleration controlled isokinetic movements. *Acta Physiol Scand* 1983; **119**:317-20.
- 14 Mayer F, Axmann D, Horstmann T, Martini F, Fritz J, Dickhuth HH. Reciprocal strength ratio in shoulder abduction/adduction in sports and daily living. *Med Sci Sports Exerc* 2001; **33**:1765-9.
- 15 Mayer F, Horstmann T, Rocker K, Heitkamp HC, Dickhuth HH. Normal values of isokinetic maximum strength, the strength/velocity curve, and the angle at peak torque of all degrees of freedom in the shoulder. *Int J Sports Med* 1994; **15 Suppl 1**:S19-25.
- 16 Noffal GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med* 2003; **31**:537-41.
- 17 Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC, Stoneman PD. End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: a new perspective in shoulder strength assessment. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; **25**:203-7.
- 18 Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Kiralp MZ, Hazneci B, Kalyon TA. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand J Med Sci Sports* 2006; **16**:174-80.
- 19 Ng GY, Lam PC. A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; **32**:399-404.

ANNEXE IV:
Communications orales avec abrégés publiés

Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale
3ième conférence des étudiants
Février 2006, Québec, Canada

Communication orale
«Gagnant de la meilleure présentation»

Titre	Analyse biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus ayant une lésion de la moelle épinière : Une étude préliminaire.
Auteurs	Dany Gagnon¹ , Sylvie Nadeau ¹ , Luc Noreau ² , Denis Gravel ¹ , Janice Eng ³ .
Affiliations	¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal; ² Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec; ³ Rehabilitation Research Laboratory, GF Strong Rehabilitation Centre, Vancouver Coastal Health.
Courriel de l'auteur	danygagnon1@yahoo.ca; danygagnon@ssss.gouv.qc.ca
Résumé (300 mots ou moins)	<p>Introduction : Les personnes ayant une lésion de la moelle épinière (LMÉ) usagers du fauteuil roulant complètent plusieurs transferts par jour. Développer un niveau optimal d'autonomie et une bonne technique d'exécution lors des transferts constitue un objectif fondamental de leur réadaptation.</p> <p>Objectif : L'objectif de cette étude est de quantifier les stratégies de mouvements et les schèmes d'activité musculaire aux membres supérieurs et au tronc lors de transferts assis en pivot chez des personnes ayant une LMÉ.</p> <p>Méthodologie : Dix-huit hommes, âgés entre 18 et 55 ans, ayant une LMÉ (C7 à L1) avec lésion motrice (ASIA A, B or C) exécuteront des transferts assis en pivot à partir d'un siège d'une hauteur de 50 cm vers une surface nivelée, puis vers une surface élevée et abaissée de 10 cm. Une analyse cinématique tridimensionnelle permettra de décrire les patrons de mouvements de la tête, du tronc et du membre supérieur droit. L'enregistrement des muscles triceps brachii, biceps brachii, deltoïde antérieur, grand pectoral, trapèze et grand dorsal servira à documenter les schèmes d'activité musculaire.</p> <p>Résultats : À ce jour, neuf hommes (âge : $31,2 \pm 9,8$ ans ; taille : $1,80 \pm 0,04$ m ; masse : $70,2 \pm 15,6$ Kg) ayant une LMÉ avec atteinte motrice complète (ASIA A ou B) depuis $7,9 \pm 10,3$ ans ont été évalués. Tous les participants (9/9) ont réussi le transfert assis en pivot vers la surface nivelée. La majorité des participants (8/9) ont complété le transfert vers la surface basse alors qu'uniquement 5 participants (5/9) ont atteint la surface élevée avec succès. Des résultats préliminaires seront rapportés en ce qui concerne les stratégies de mouvements et les schèmes d'activité musculaire.</p> <p>Discussion et Conclusion : En plus de quantifier les mouvements et d'identifier les muscles les plus actifs lors des transferts en pivot, cette étude informera sur d'autres caractéristiques d'exécution des transferts telles que la vélocité des mouvements aux articulations et les angles où l'activité des muscles est la plus élevée. Ces informations seront utiles à l'élaboration d'un protocole d'évaluation de la force musculaire qui permettra de quantifier les niveaux d'effort aux membres supérieurs lors des transferts en pivot.</p>
Programme et supervision	Ph.D. (Sciences biomédicales - option réadaptation), Université de Montréal Directeurs : Dre Sylvie Nadeau (Université de Montréal) et Dr Luc Noreau (Université Laval)
Financement du projet et de l'étudiant	Projet de recherche financé par le REPAR et la Fondation de l'Hôpital de réadaptation Lindsay. Dany Gagnon est supporté par le FRSQ.

**Journée scientifique annuelle CIRRIS-CRIR
Approche intégrée de recherche en traumatologie
Mai 2005, Québec , Canada.**

Communication orale

Étude des tâches de transferts chez les individus atteints d'une lésion de la moelle épinière.

Dany Gagnon¹, Sylvie Nadeau¹, Luc Noreau² & Denis Gravel¹

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal;

² Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec.

Les personnes ayant une lésion de la moelle épinière (LMÉ), usagers du fauteuil roulant, complètent en moyenne entre 14 et 18 transferts par jour. L'autonomie lors des transferts est un indicateur important de la capacité fonctionnelle et de la réalisation des habitudes de vie. Développer l'indépendance et une bonne technique d'exécution des transferts sont des objectifs importants pendant la réadaptation. Pour réaliser ces objectifs, les cliniciens doivent avoir accès à des informations sur les facteurs associés à la capacité à transférer. De nos jours, outre le niveau lésionnel, il est connu que la capacité à transférer est influencée par d'autres facteurs tels que le type de lésion, la morphologie, l'état psychologique, les aptitudes physiques et la technique de transfert. Ces deux derniers facteurs ont été peu étudiés. Les résultats d'un premier projet suggèrent que les individus ayant une LMÉ utilisent une technique qui leurs permet de concilier deux impératifs lors du transfert: produire suffisamment d'efforts musculaires pour réaliser le transfert et s'assurer de contrôler l'équilibre dynamique. Pendant la prochaine année, nous réaliserons une deuxième étude visant à mieux documenter ces deux impératifs lors des transferts en pivot chez les personnes ayant une LMÉ. Nous avons développé une surface de transferts instrumentée qui permettra de quantifier le rôle des déficiences associées à la force musculaire et à l'équilibre dynamique sur la capacité ou l'incapacité à effectuer des transferts en pivot. Les retombées permettront d'établir des processus d'évaluation et de rééducation des transferts mieux adaptés aux besoins des personnes ayant une LME.

Correspondance: Dany Gagnon, Étudiant PhD
CRIR-Institut de réadaptation de Montréal
Tél: (514) 340-2111 poste 3151
[REDACTED] [REDACTED]

**Canadian Society for Biomechanics
14th Biennial conference
August 2006, Waterloo, Canada.**

COMMUNICATION ORALE

CHARACTERISATION OF THE EMG ACTIVITY AT THE UPPER EXTREMITY DURING SITTING PIVOT TRANSFERS IN INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY: A PRELIMINARY STUDY

Dany Gagnon, MSc¹, Sylvie Nadeau, PhD¹, Luc Noreau, PhD², Janice J.Eng, PhD³, Denis Gravel, PhD¹ & Amira Tawashy, BSc³

¹ Université de Montréal/Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation de Montréal, Canada, (sylvie.nadeau@umontreal.ca); ² Université Laval /Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, Quebec City, Canada; ³ University of British Columbia/GF Strong Rehab/International Collaboration on Repair Discoveries (ICORD), Vancouver, Canada

INTRODUCTION

The development of an optimal level of independence during transfer activities is a critical goal of the rehabilitation process among individuals with spinal cord injury (SCI). Surprisingly, the ability to perform transfers in individuals with SCI has not been studied extensively using biomechanical approaches (Allison, 1997; Nyland et al., 2000). Limited knowledge remains available regarding sitting pivot transfers despite the fact that individuals with SCI frequently perform this demanding task (~18 times/day). The objective of this preliminary study, which is part of a larger research program that aims to study the biomechanical factors associated with transfer performance in individuals with SCI, was to quantify the electromyographic activity at the upper extremities among individuals with SCI during sitting pivot transfers toward target seats placed at different heights.

METHODS

Nine males (31.2 ±9.8 years) with a chronic complete motor SCI (C7 to T11), who reported to execute 19 ±9 sitting pivot transfers daily, participated in the study. During a laboratory assessment, all participants were invited to perform simulated sitting pivot transfers between two seats placed at an angle of ~90° (Figure 1). The height of the target seat was set at three different levels: 1) similar height (reference task), 2) 10-cm higher and 3) 10-cm lower than the reference task. Three trials were recorded when transferring toward each height. EMG data were recorded at 600Hz with surface electrodes placed over the biceps, triceps, anterior deltoid, and pectoralis major on both arms using a Bortec system (AMT-8). All EMG data were band-pass filtered (30-300Hz), full-wave rectified and smoothed with a low pass filter at 4,8 Hz to obtain linear envelopes. For each subject, the mean and maximum EMG (in volts) for the leading (right) and trailing (left) arms during the lift phase were expressed relatively to those obtained during the reference task. The initial and final vertical displacements of the center of mass of the pelvis were used to determine the beginning and the end of the lift phase.

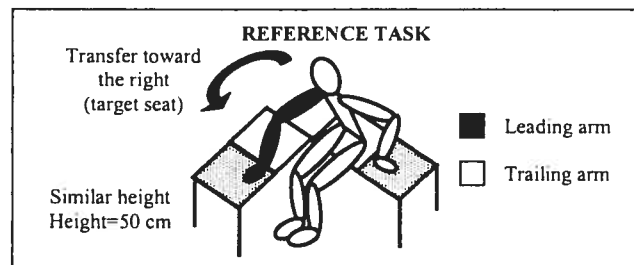


Figure 1: Reference task

RESULTS AND DISCUSSION

All subjects (100%) performed the sitting pivot transfer toward the similar height whereas eight (88.9%) and five (55.6%) subjects completed the transfers toward the low and high target seat, respectively. For subjects who successfully completed all transfer tasks, durations of the lift phase were 1.16±0.24, 1.32±0.37 and 1.21±0.29sec while transferring to similar, high and low heights, respectively. For the leading arm, the comparisons of EMG data between tasks revealed that all

mean values show a tendency to be higher than the reference task for the transfer toward a high seat except for the triceps. The most important changes were noted in the biceps (+37.6%) and pectoralis major (+33.8%) when transferring to the high seat and in the triceps (+25.7%) when transferring to the low seat. Although the triceps may play an important role during the descent phase, additional eccentric work at the shoulder and elbow may explain the reduction of the mean relative EMG in most muscles of the leading arm during the transfer to the low seat. For the trailing arm, mean and maximal values remained similar, except for the maximum value of the triceps (+19.6%) during the transfer to the high seat. For the transfer to low surface, the mean value of the biceps increased (+20.2%) and the one for the triceps dropped (20.1%).

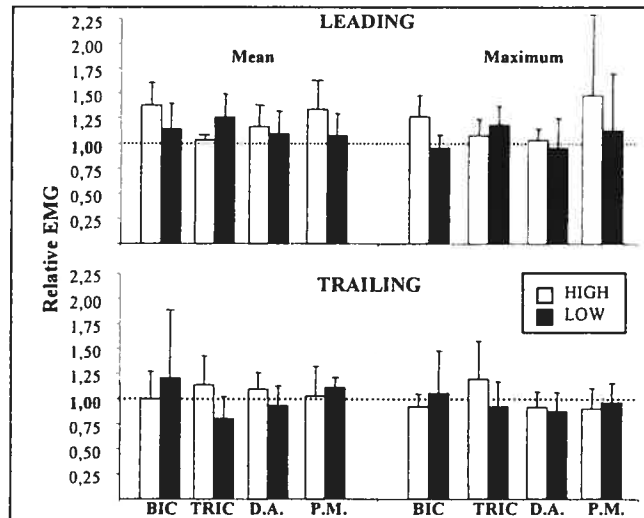


Figure 2: Mean and maximum relative EMG during the lift phase (BIC=biceps; TRIC=triceps; D.A.=anterior deltoid; P.M.=pectoralis major).

SUMMARY

Participants encountered more difficulty when transferring toward a high surface than when transferring toward similar or low heights given the success rates. Transferring toward different heights modified the mean and maximum EMG in both arms. Further analyses of these data in parallel with the 3D movements and clinical status will help better understand sitting pivot transfers in individuals with SCI.

REFERENCES

1. Allison, G. Crit Rev Phys Rehab Med 1997;9(2):131-150.
2. Nyland J et al. Spinal Cord 2000;38:649-657.

ACKNOWLEDGEMENTS

Supported by the Quebec Rehabilitation Research Network (REPAR) and the Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation.

ANNEXE V:

Preuves de soumission des articles

Journal of Biomechanics



Contact us Help ?

[home](#) | [main menu](#) | [submit paper](#) | [guide for authors](#) | [register](#) | [change details](#) | [log out](#)
Username: danygagnon1@yahoo.ca
Role: author

Submissions with an Editorial Office Decision for Author Dany Gagnon

Page: 1 of 1 (1 total completed submissions)


Display 10 results per page.

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status	Date Final Disposition Set	Final Disposition
Action Links	BM-D-07-00647	BIOMECHANICAL ASSESSMENT OF SITTING PIVOT TRANSFER TASKS USING A NEWLY-DEVELOPED INSTRUMENTED TRANSFER SYSTEM AMONG LONG-TERM WHEELCHAIR USERS	11-09-2007	29-11-2007	Completed	29-11-2007	Accept

Page: 1 of 1 (1 total completed submissions)

Display 10 results per page.

CLINICAL BIOMECHANICS

Contact us  Help ?



Username: danygagnon1
Role:

EES Versior

[home](#) | [main menu](#) | [submit paper](#) | [guide for authors](#) | [register](#) | [change details](#) | [log out](#)

Submissions with an Editorial Office Decision for Author Dany Gagnon

Page: 1 of 1 (1 total completed submissions)

Display 10 results per page.

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status	Date Final Disposition Set	Final Disposition
Action Links	CLBJ-D-07-00289	TRUNK AND UPPER EXTREMITY KINEMATICS DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY	Jul 19, 2007	Sep 28, 2007	Completed - Accept	Sep 28, 2007	Accept

Page: 1 of 1 (1 total completed submissions)

Display 10 results per page.



Username: danygagnon1
 Role: Author

EES Version: 5

[home](#) | [main menu](#) | [submit paper](#) | [guide for authors](#) | [register](#) | [change details](#) | [log out](#)

Submissions with an Editorial Office Decision for Author Dany Gagnon

Page: 1 of 1 (1 total completed submissions)

Display 10 results per page.

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status	Date Final Disposition Set	Final Disposition
Action Links	JEK-D-07-00130	ELECTROMYOGRAPHIC PATTERNS OF UPPER EXTREMITY MUSCLES DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY	Jul 26, 2007	Dec 18, 2007	Completed - Accept	Dec 18, 2007	Accept

From: JRM Jorunn Hartman

>Subject: Manuscript 107195 to JRM

>Date: Tue, 31 Jul 2007 11:02:17 +0200

>

>Concerning your manuscript no 107195: Quantification of Reaction Forces

>During Sitting Pivot Trans...

>

>Dear Dr Nadeau,

>

>Thank you very much for submitting your manuscript to Journal of

>Rehabilitation Medicine. We have received your submission and everything

>looks ok and we will now send it to one of the editors. You will hear from

>us soon again.

>

>With best regards,

>

>Jorunn Hartman

>Editorial Assistant

>

>

>

>-----

>To contact the Editorial Manager, Agneta Andersson, please use e-mail:

> [REDACTED]

>

>

>Jorunn Hartman

>Journal of Rehabilitation Medicine

>Trädgårdsgatan 14

>SE-753 09 Uppsala, Sweden

>Phone: +46-18-611 50 95

>Fax: +46-18-55 73 32

> [REDACTED]

Date: Mon, 14 Jan 2008 10:19:58 +0100

xlviii

To: [REDACTED]

From: [REDACTED]

Subject: Manuscript 107195 to JRM

HTML Attachment [Scan and Save to the Computer]

Concerning your manuscript no 107195: Quantification of Reaction Forces During Sitting Pivot Trans...

Dear Dr Gagnon,

Thank you for the revised version of your manuscript which is principally accepted for publication in Journal of Rehabilitation Medicine.

However, before we can accept your paper you need to take care of some minor changes. In the abstract please reduce the length of the abstract to max 200 words according to our instructions. Please also avoid abbreviations in the abstract. Please notice that figure 1 will be printed in black-and-white.

Please consider also that: 1) one referee suggests to use 'meters' in stead of 'centimeter' units, as part of the SI convention
2) p. 3 line 13 correct 'tetralegia' and p. 13 line 17 'eventhough'.

We look forward to receive a slightly revised version for publication within 3 weeks. Please submit the manuscript and your answering comments online. Please visit our website www.medicaljournals.se/jrm and click on the link "Submission revised".

Yours sincerely,

Gunnar Grimby
Editor-in-Chief

Franco Franchignoni
Associate Editor

Agneta Andersson
Editorial Manager

.....
To contact Agneta Andersson, Editorial Manager, please [REDACTED]

[REDACTED]
[REDACTED]
Hanna Bergström
Editorial Assistant
Journal of Rehabilitation Medicine
Trädgårdsgatan 14
SE-753 09 Uppsala, Sweden
Phone: +46 18 611 50 95
Fax: +46 18 55 73 32
[REDACTED] [REDACTED]

Date: Tue, 22 Jan 2008 13:02:39 +0100

xlix

To: [REDACTED]

From: [REDACTED]

Subject: Manuscript 107195 to JRM

Concerning your manuscript no 107195: Quantification of Reaction Forces During Sitting Pivot Trans...

Dear Dr Gagnon,

Thank you for the revised version of your manuscript which is improved and is now preliminary accepted for publication in Journal of Rehabilitation Medicine.

However, before sending a formal acceptance letter we are now looking it through from editorial point of view.
You will hear further from us.

With best regards,

Agneta Andersson
Editorial Manager

.....
...
To contact Agneta Andersson, Editorial Manager, please [REDACTED]
[REDACTED] [REDACTED]

Hanna Bergström
Editorial Assistant
Journal of Rehabilitation Medicine
Trädgårdsgatan 14
SE-753 09 Uppsala, Sweden
Phone: +46 18 611 50 95
Fax: +46 18 55 73 32
[REDACTED] [REDACTED]

My Manuscripts	Author Resources
<ul style="list-style-type: none"> 0 Unsubmitted Manuscripts 0 Revised Manuscripts in Draft 0 Submitted Manuscripts 1 Manuscripts with Decisions 0 Manuscripts I Have Co-Authored 0 Withdrawn Manuscripts 0 Invited Manuscripts 	<p>★ Click here to submit a new manuscript</p> <p>This section lists the subjects of the five most recent e-mails that have been sent to you regarding your submission(s). To view an e-mail, click on the link. To delete an e-mail from this list, click the delete link.</p> <p>JPRC Manuscript JPRC-07-11-0189 Minor Revisions (16-Jan-2008) Delete</p> <p>JPRC Manuscript submitted - JPRC-07-11-0189 (15-Nov-2007) Delete</p> <p>Journal of Postgraduate Research: A Development - JPRD-07-11-0189 Has been resubmitted (15-Nov-2007) Delete</p> <p>JPRC Manuscript submitted - JPRC-07-11-0189 (14-Nov-2007) Delete</p> <p>JPRC Manuscript submitted - JPRC-07-11-0189 (14-Nov-2007) Delete</p>

Manuscripts with Decisions

Manuscript ID	Manuscript Title	Date Submitted	Date Decided	Status	Actions
JRRD-07-11-0189	Comparison of Peak Shoulder and Elbow Mechanical Loads During Weight-Relief Lifts and Sitting Pivot Transfers Among Manual Wheelchair Users With Paraplegia [View Submission]	15-Nov-2007	16-Jan-2008	ADM: Stacie and Lloyd, Administration ADM: Inger Lloyd ◦ Minor Revision (16-Jan-2008) ◦ due on 16-Mar-2008 (55 days left) view decision letter	create a revision (55 days left)

[top](#)



manuscripttrackingsystem

Spinal Cord

[tracking system/home](#)

[author instructions](#)

[reviewer instructions](#)

[help](#)

[tips](#)

[login](#)

[journal home](#)

Manuscript #

SC-2007-0243

Current Revision #

0

Submission Date

14th Sep 07

Current Stage

Manuscript Under Consideration

Title

ASSESSMENT OF AGONIST-ANTAGONIST SHOULDER TORQUE RATIOS IN INDIVIDUALS WITH PARAPLEGIA: A NEW INTERPRETATIVE APPROACH

Running Title

Shoulder torque ratios in individuals with SCI

Manuscript Type

Original Article

Word count

2499 words

Corresponding Author

Patrick Dehail (CHU et Université Bordeaux 2)

Contributing Authors

Dany Gagnon , Luc Noreau , Sylvie Nadeau

----- Original Message -----

From:

To:

Sent: Monday, October 15, 2007 10:25 AM

Subject: SC-2007-0243 Decision Letter for SC-2007-0243

>

> Dear Dr Dehail,

>

> Manuscript Number: SC-2007-0243

> Title: ASSESSMENT OF AGONIST-ANTAGONIST SHOULDER TORQUE RATIOS IN

> INDIVIDUALS WITH PARAPLEGIA: A NEW INTERPRETATIVE APPROACH

> Author: Dr Dehail

>

> I am pleased to tell you that the initial impression of your manuscript is
> favourable and it may be acceptable for publication if it can be revised
> satisfactorily. The revised version may or may not be sent back to one of
> the referees who originally reviewed it, whose comments are attached. You
> should not assume at this stage that the eventual decision will be
> positive.

>

> Please resubmit your revised manuscript online, with a covering letter
> listing amendments and responses to each point raised by the referees. If
> you resubmit the paper within four months and ideally as soon as possible,
> it should not take very long to reach a final decision. If we do not
> receive the revised manuscript within six months, the file will be closed
> and any subsequent resubmission would be treated as a new manuscript.
> Please use the Manuscript Number (above) in all correspondence.

>

> Click on the link below to submit your revised paper.

>

>

> If you do choose to resubmit, please use the link below to access the
> Licence to Publish. Please complete and sign this on behalf of all
> authors, with their consent, and fax to +32 3821 4479.

>

> http://mts-sc.nature.com/letters/sc_copyright.pdf

>

> There is a charge for colour artwork. If your paper contains colour
> artwork, please click the link below and complete the Colour Artwork
> authorisation form. Please fax the completed form to +32 3821 4479.

>

> http://mts-sc.nature.com/letters/sc_color.pdf

>

> Processing of your submission can proceed when we have received both of
> these forms.

>

> As a matter of course, please make sure that you have correctly followed
> the instructions for authors as given on the submission website.

>

> Thank you for submitting this paper to Spinal Cord.

>

> Yours sincerely,

>

> Jean-Jacques Wyndaele

> Editor

> Spinal Cord

ANNEXE VI:
Déclaration des coauteurs

Déclaration des coauteurs d'un article

iv

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

BIOMECHANICAL ASSESSMENT OF SITTING PIVOT TRANSFER TASKS USING A NEWLY-DEVELOPED INSTRUMENTED TRANSFER SYSTEM

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Pierre Desjardins, Luc Noreau.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Biomechanics* le 11 septembre 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Sylvie Nadeau, PhD, PT

Coauteur

21 septembre 2007

Date

Pierre Desjardins, MScA, Eng

Coauteur

21 septembre 2007

Date

Déclaration des coauteurs d'un article

lvi

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

BIOMECHANICAL ASSESSMENT OF SITTING PIVOT TRANSFER TASKS USING A NEWLY-DEVELOPED INSTRUMENTED TRANSFER SYSTEM

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Pierre Desjardins, Luc Noreau.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Biomechanics* le 11 septembre 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Luc Noreau, PhD
Coauteur


Signature

21 septembre 2007
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

lvii

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

TRUNK AND UPPER EXTREMITY KINEMATICS DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Clinical Biomechanics* le 19 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Sylvie Nadeau, PhD, PT
Coauteur

21 septembre 2007
Date

Denis Gravel, PhD, PT
Coauteur

21 septembre 2007

Déclaration des coauteurs d'un article

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

TRUNK AND UPPER EXTREMITY KINEMATICS DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Clinical Biomechanics* le 19 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Luc Noreau, PhD
Coauteur


Signature

21 septembre 2007
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

lix

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

TRUNK AND UPPER EXTREMITY KINEMATICS DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Clinical Biomechanics* le 19 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire*.

Janice J. Eng, PhD, PT
Coauteur


Signature

21 septembre 2007
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

ix

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF UPPER EXTREMITY MUSCLES DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

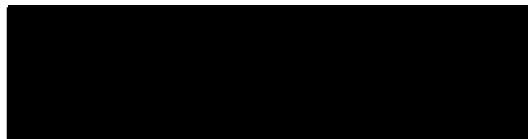
Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology* le 26 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Sylvie Nadeau, PhD, PT
Coauteur



21 septembre 2007
Date

Denis Gravel, PhD, PT
Coauteur


Signature

21 septembre 2007

Déclaration des coauteurs d'un article

ixi

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF UPPER EXTREMITY MUSCLES DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology* le 26 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Luc Noreau, PhD
Coauteur


Signature

21 septembre 2007
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

lxii

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS OF UPPER EXTREMITY MUSCLES DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

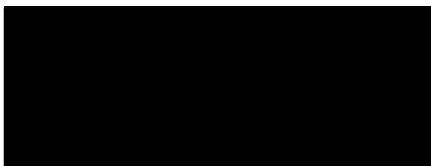
Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Janice J. Eng & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology* le 26 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Janice J. Eng, PhD, PT
Coauteur



21 septembre 2007
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

ixiii

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

QUANTIFICATION OF REACTION FORCES DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Patrick Dehail & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Rehabilitation Medicine* le 31 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Sylvie Nadeau, PhD, PT
Coauteur

21 septembre 2007
Date

Patrick Dehail, PhD, MD
Coauteur

21 septembre 2007

Denis Gravel, PhD, PT
Coauteur

21 septembre 2007

Déclaration des coauteurs d'un article

ixiv

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

QUANTIFICATION OF REACTION FORCES DURING SITTING PIVOT TRANSFERS PERFORMED BY INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Patrick Dehail & Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue *Journal of Rehabilitation Medicine* le 31 juillet 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire*.

Luc Noreau, PhD
Coauteur


Signature

21 septembre 2007
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

lxv

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

PEAK SHOULDER AND ELBOW MECHANICAL LOADS DURING WEIGHT-RELIEF LIFTS AND SITTING PIVOT TRANSFERS AMONG INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY: A COMPARISON STUDY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Patrick Dehail.

Cet article a été soumis à la revue *Clinical Rehabilitation* le 24 septembre 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire*.

Sylvie Nadeu, PhD, PT
2007 Coauteur

24 septembre
Date

Patrick Dehail, PhD, MD
2007 Coauteur

24 septembre
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

lxvi

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

PEAK SHOULDER AND ELBOW MECHANICAL LOADS DURING WEIGHT-RELIEF LIFTS AND SITTING PIVOT TRANSFERS AMONG INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY: A COMPARISON STUDY

Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau, Patrick Dehail.

Cet article a été soumis à la revue *Clinical Rehabilitation* le 24 septembre 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire.*

Luc Noreau, PhD
Coauteur


Signatur

24 septembre 2007
Date

Déclaration des coauteurs d'un article

lxvii

Identification de l'étudiant et du programme

Dany Gagnon
Ph.D. Sciences Biomédicales (option réadaptation)
École de réadaptation
Faculté de médecine
Université de Montréal

Description de l'article

ASSESSMENT OF AGONIST-ANTAGONIST SHOULDER TORQUE RATIOS IN INDIVIDUALS WITH PARAPLEGIA: A NEW INTERPRETATIVE APPROACH

Patrick Dehail, Dany Gagnon, Sylvie Nadeau, Luc Noreau.

Cet article a été soumis à la revue *Spinal Cord* le 14 septembre 2007.

Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Dany Gagnon, étudiant au doctorat en Sciences Biomédicales (option réadaptation) inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre : *Évaluation biomécanique des transferts assis en pivot chez les individus atteints d'une lésion médullaire*.

Sylvie Nadeau, PhD, PT
Coauteur

21 septembre 2007
Date

Patrick Dehail, PhD, MD
Coauteur

21 septembre 2007