

Université de Montréal

Perception d'effort et de mise en charge et asymétrie motrice lors du passage
assis à debout chez le sujet hémiparétique

par

Anabèle Brière

École de réadaptation
Faculté de Médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en sciences biomédicales (option réadaptation)

Décembre, 2011

© Anabèle Brière, 2011

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

Perception d'effort et de mise en charge et asymétrie motrice lors du passage
assis à debout chez le sujet hémiparétique

présentée par :
Anabèle Brière

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dre Bonnie Swaine

Président-rapporteur

Dre Sylvie Nadeau

Directeur de recherche

Dr Denis Gravel

Co-directeur de recherche

Dre Johanne Higgins

Membre interne du jury

Dr Serge Mesure

Examineur externe

Dr Daniel Lajeunesse

Représentant du doyen de la FES

RÉSUMÉ

L'asymétrie de mise en charge (MEC) lors du passage assis à debout (PAD) chez les personnes hémiparétiques est une observation clinique connue mais peu expliquée. Ce projet visait donc le développement de connaissances sur les facteurs explicatifs de l'asymétrie de MEC chez cette clientèle en s'intéressant plus spécifiquement au lien entre la distribution des efforts aux genoux lors du PAD et l'asymétrie de MEC observée ainsi qu'à la perception de ces deux éléments lors de cette tâche. Ainsi, les objectifs généraux étaient de :

- 1) déterminer si l'exécution spontanée asymétrique du PAD des sujets hémiparétiques est expliquée par une distribution des efforts symétriques aux genoux en quantifiant ces efforts par le Taux d'utilisation musculaire électromyographique (TUM_{EMG}) et, 2) déterminer si les individus hémiparétiques sont conscients des stratégies motrices qu'ils utilisent en évaluant leurs perceptions de MEC et d'efforts aux genoux durant le PAD. La première étude a évalué la capacité des personnes hémiparétiques à percevoir leur distribution de MEC aux membres inférieurs lors du PAD. Par rapport aux participants sains, leur distribution de MEC fut davantage asymétrique et leurs erreurs de perception plus élevées. La deuxième étude a quantifié la distribution des efforts aux genoux chez les sujets sains et hémiparétiques lors du PAD spontané. Les deux groupes ont montré une association entre leur distribution de MEC et leur distribution d'effort. Toutefois, la relation était plus faible chez les patients. Le classement des participants hémiparétiques en sous-groupes selon leur degré d'asymétrie de force maximale des extenseurs des genoux (faible, modéré, sévère) a révélé une similarité des efforts aux genoux parétique et non parétique chez le groupe ayant une atteinte sévère. La troisième étude a déterminé si la perception de la distribution des efforts aux genoux des sujets hémiparétiques était liée à leur distribution réelle d'effort mesurée lors de PAD exécutés dans différentes positions de pieds. En plus d'être incapables de

percevoir les changements de distribution d'effort induits par les différentes positions de pieds, leurs erreurs de perception d'effort furent plus élevées que celles de MEC. Par le biais du test fonctionnel assis-debout de cinq répétitions, la dernière étude a déterminé l'influence du nombre de répétitions du PAD sur les distributions de MEC et d'efforts aux genoux chez les sujets sains et hémiparétiques. Contrairement aux contrôles, les distributions des sujets hémiparétiques furent plus asymétriques à la première répétition du test fonctionnel que lors de l'exécution spontanée unique du PAD. En somme, les résultats de cette thèse ont démontré que la distribution des efforts aux genoux doit être considérée parmi les facteurs explicatifs de l'asymétrie de MEC des individus hémiparétiques lors du PAD et qu'il y a un besoin de mieux documenter la perception des personnes hémiparétiques lorsqu'elles exécutent des tâches fonctionnelles.

Mots-clés :accident vasculaire cérébral, hémiparésie, distribution d'effort, distribution de mise en charge, perception d'effort, perception de mise en charge, activité répétée

SUMMARY

Weight-bearing (WB) asymmetry during sit-to-stand (STS) in hemiparetic individuals is frequently observed in clinical practice but it has never been well explained. The aim of this project, therefore, was to develop our knowledge of the factors accounting for the WB asymmetry in this population by focusing more specifically on the relationship between the knee effort distribution during the STS task and the WB asymmetry observed as well as on the perception of these two elements during this task. Thus, the general objectives were to: 1) determine whether the spontaneous asymmetrical execution of the STS task in hemiparetic subjects can be explained by a symmetrical distribution of the efforts at the knees by quantifying these efforts using the Electromyographic Muscular Utilization Ratio (EMUR) and, 2) determine whether these hemiparetic individuals are aware of their motor strategies by evaluating their perception of both knee effort and WB distributions during the STS task. The first study evaluated the capacity of hemiparetic persons to perceive their WB distribution at their lower limbs during the STS task. Compared to the healthy participants, their WB distribution was more asymmetrical and they showed greater errors in perception. The second study quantified the distribution of efforts at the knees among healthy and hemiparetic subjects during a spontaneous STS task. Both groups showed an association between their WB distribution and their distribution of efforts but the relationship was not as strong in the hemiparetic group. Dividing the hemiparetic participants into subgroups, according to their knee extensors' strength asymmetries (mild, moderate, severe), revealed symmetrical knee efforts between sides for the severe group. The third study determined whether hemiparetic individuals' perception of their knee effort distribution was related to their real distribution of efforts measured during STS tasks performed in various foot positions. Not only were they unable to perceive the changes in the distribution of effort induced by the different foot positions but

their errors in perception of effort were greater than in WB. With the use of the five-repetition sit-to-stand test, the last study determined the influence of the number of repetitions of the STS on the distributions of WB and effort at the knees among healthy and hemiparetic subjects. Unlike the controls, the distributions of the hemiparetic subjects were more asymmetrical at the first repetition of the functional test than in the single spontaneous execution of the STS. To summarize, the results of this thesis showed that the distribution of efforts at the knees should be considered among other factors explaining the WB asymmetry of hemiparetic individuals during STS and that there is a need to better document the perception of hemiparetic persons when they execute functional tasks.

Key words: stroke, hemiparesis, effort distribution, weight-bearing distribution, perception of effort, perception of weight -bearing, repeated activity

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	iii
SUMMARY	v
LISTE DES TABLEAUX	xii
LISTE DES FIGURES	xiii
LISTE DES ÉQUATIONS	xviii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xix
DÉDICACE	xx
REMERCIEMENTS	xxi
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1-1
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS	2-1
2.1 Tableau clinique de l'AVC	2-1
2.1.1 Types d'AVC	2-1
2.1.2 Déficiences et incapacités suite à l'AVC.....	2-2
2.1.2.1 Faiblesse musculaire chez la personne hémiparétique.....	2-2
2.1.2.2 Équilibre et contrôle postural chez la personne hémiparétique.....	2-6
2.2 PAD chez le sujet sain et le sujet hémiparétique	2-7
2.2.1 Évaluation clinique du PAD	2-7
2.2.2 Aspects spatio-temporels du PAD.....	2-10
2.2.3 Cinématique du PAD.....	2-12
2.2.3.1 Déplacements linéaires du centre de masse	2-12
2.2.3.2 Déplacements angulaires	2-15
2.2.4 Cinétique du PAD.....	2-16
2.2.4.1 Les moments de force	2-16
2.2.4.2 La séquence d'activation musculaire.....	2-18
2.2.4.3 Les forces de réaction du siège et du sol	2-20
2.2.5 Effet de la position des pieds sur le PAD	2-21
2.3 Évaluation de la perception de la distribution de la MEC chez le sujet sain et chez le sujet hémiparétique	2-23
2.4 Le sens de l'effort et son modèle	2-26
2.4.1 Le modèle de l'effort.....	2-26

2.4.2 Le sens de l'effort.....	2-29
2.4.2.1 Distinction entre sens de la force, sens de l'effort, sens du poids et sens de la tension	2-30
2.4.2.2 L'origine neurophysiologique du sens de la force.....	2-31
2.4.2.3 Facteurs pouvant influencer la perception de la force .	2-32
2.4.2.4 L'influence d'une diminution de la capacité à produire de la force sur la perception de la force	2-32
2.4.2.5 L'influence des afférences dans le sens de la force	2-35
2.4.3 Capacité à dissocier les sens d'effort et de tension	2-39
2.4.3.1 Les structures et mécanismes neurophysiologiques à l'origine des sens d'effort et de tension.....	2-40
2.5 Les méthodes d'évaluation des efforts perçus et réels	2-42
2.5.1 Méthodes d'évaluation des efforts perçus	2-42
2.5.2 Méthodes d'évaluation des efforts réels	2-43
2.6 EMG de surface	2-43
2.6.1 Physiologie du signal EMG	2-44
2.6.2 Techniques d'enregistrement du signal EMG.....	2-44
2.6.3 La transformation et l'analyse du signal EMG	2-45
2.7 Utilisation de l'EMG de surface pour objectiver la perception d'effort lors de tâches fonctionnelles	2-46
CHAPITRE 3 : OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	3-1
3.1 Objectifs généraux et hypothèses générales de la thèse.....	3-1
3.2 Objectifs spécifiques de la thèse.....	3-2
CHAPITRE 4 : MÉTHODOLOGIE	4-1
4.1 Les critères de sélection des participants	4-1
4.2 Le recrutement des participants.....	4-2
4.3 Évaluation clinique des participants	4-3
4.4 Évaluation de la force statique maximale volontaire des fléchisseurs et des extenseurs des genoux.....	4-5
4.5 Évaluation de l'activité EMG maximale	4-5
4.6 Évaluation du transfert assis à debout en laboratoire	4-7
4.7 Évaluation de la perception de la MEC et de l'effort	4-10
4.8 Quantification des erreurs de perception	4-11
4.9 Traitement des données de MEC	4-11
4.10 Traitement des données EMG	4-12
4.11 Calcul du TUM_{EMG} et de l'Index d'asymétrie du TUM_{EMG}	4-12
4.12 Les analyses statistiques	4-14

CHAPITRE 5 : RÉSULTATS	5-1
5.1 Article #1: Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals	5-2
5.1.1 Préface	5-3
5.1.2 Abstract	5-5
5.1.3 Introduction	5-6
5.1.4 Methods	5-7
5.1.4.1 Participants	5-7
5.1.4.2 Clinical assessment	5-7
5.1.4.3 Sit-to-stand task assessment	5-8
5.1.4.4 Data analysis	5-10
5.1.4.5 Statistical analyses	5-11
5.1.5 Results	5-11
5.1.5.1 Characteristics of the Participants	5-11
5.1.5.2 Perception of WB distribution during STS tasks	5-12
5.1.5.3 Relations between the knee extensor muscle strength and the WB distribution and perception	5-13
5.1.6 Discussion	5-13
5.1.7 Summary	5-15
5.1.8 Acknowledgments	5-15
5.1.9 References	5-23
5.2 Article #2: Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis and healthy controls	5-26
5.2.1 Préface	5-27
5.2.2 Abstract	5-30
5.2.3 Introduction	5-31
5.2.4 Methods	5-32
5.2.4.1 Participants	5-32
5.2.4.2 Clinical assessment	5-33
5.2.4.3 Knee assessment: maximal strength and levels of effort	5-33
5.2.4.4 Sit-to-stand task assessment	5-35
5.2.4.5 Data analysis	5-36
5.2.4.6 Index of asymmetry	5-37
5.2.4.7 Statistical analyses	5-38
5.2.5 Results	5-38
5.2.5.1 Participants Characteristics	5-38
5.2.5.2 Weight-bearing and knee-effort distributions during STS tasks	5-39
5.2.5.3 Hemiparetic subgroup comparisons in the spontaneous condition	5-40
5.2.6 Discussion	5-41
5.2.7 Conclusion	5-45
5.2.8 Acknowledgments	5-45
5.2.9 References	5-52

5.3 Article #3: Post-stroke individuals perceive their weight-bearing distribution better than their effort distribution during sit-to-stand tasks	5-56
5.3.1 Préface	5-57
5.3.2 Abstract	5-59
5.3.3 Introduction	5-60
5.3.4 Methods	5-61
5.3.4.1 Participants	5-61
5.3.4.2 Perception abilities: clinical tests	5-62
5.3.4.3 Sit-to-stand tasks	5-62
5.3.4.4 Perception of effort distribution at the knee and of WB distribution	5-63
5.3.4.5 Knee effort and WB distribution recordings	5-63
5.3.4.6 Data analysis	5-65
5.3.4.7 Calculation of the asymmetry of knee effort and WB distributions and of the relative errors	5-66
5.3.4.8 Statistical analyses	5-66
5.3.5 Results	5-67
5.3.5.1 Perception of effort and WB distributions	5-68
5.3.5.2 Comparisons of the perception errors of effort and WB in the four STS conditions	5-68
5.3.6 Discussion	5-69
5.3.7 Acknowledgments	5-71
5.3.8 References	5-78
5.4 Article #4: Weight-bearing and effort distributions at the lower limbs during the five-repetition sit-to-stand test in hemiparetic and healthy individuals	5-81
5.4.1 Préface	5-82
5.4.2 Abstract	5-84
5.4.3 Introduction	5-85
5.4.4 Materials and Methods	5-86
5.4.4.1 Participants	5-86
5.4.4.2 Maximal EMG at the knee	5-87
5.4.4.3 Sit-to-stand task assessment	5-87
5.4.4.4 Data analysis	5-88
5.4.4.5 Statistical analyses	5-89
5.4.5 Results	5-90
5.4.5.1 Association between time to execute the 5R-STs test and WB distribution, and effort distribution at the knees	5-90
5.4.5.2 Effect of 5 consecutive repetitions on time cycle, WB distribution and effort distribution at the knees	5-90
5.4.5.3 Comparison of WB and effort distribution strategies with number of repetitions to be performed (1 vs. 5)	5-91
5.4.6 Discussion	5-91
5.4.7 Summary	5-93

5.4.8 Acknowledgments	5-93
5.4.9 References	5-99
CHAPITRE 6 : DISCUSSION DES RÉSULTATS	6-1
6.1 Principaux résultats de recherche	6-1
6.1.1 Caractéristiques des participants de l'étude en comparaison avec les études antérieures	6-2
6.1.2 Distribution de la MEC lors du PAD	6-4
6.1.3 Distribution des efforts aux genoux lors du PAD : résultats pour l'ensemble du groupe de participants hémiparétiques	6-5
6.1.4 Distribution des efforts aux genoux lors du PAD : résultats en fonction de l'importance de l'asymétrie de force musculaire	6-7
6.1.5 Influence du nombre de répétitions (1 versus 5) du PAD sur le temps d'exécution et la distribution de MEC et des efforts aux genoux	6-10
6.1.6 Perception de la MEC et des efforts aux genoux lors du PAD	6-11
6.2 Implications cliniques de ces résultats	6-14
6.3 Limites de l'étude et généralisation des résultats	6-15
6.3.1 Limites associées aux TUM _{EMG}	6-15
6.3.1.1 Limites associées à l'évaluation de l'activité musculaire (EMG) dans la tâche (numérateur du TUM _{EMG})	6-15
6.3.1.2 Limites associées à l'évaluation de l'activité musculaire (EMG) maximale volontaire (dénominateur du TUM _{EMG})	6-16
6.3.2 Limites associées à l'utilisation du TUM _{EMG} pour l'objectivation des efforts	6-18
6.3.3 Limites associées à la méthode d'évaluation et aux muscles évalués	6-19
6.3.4 Généralisation des résultats	6-22
6.4 Avenues de recherche futures	6-23
CHAPITRE 7 : CONCLUSION	7-1
CHAPITRE 8 : BIBLIOGRAPHIE	8-1
ANNEXE I : CERTIFICAT D'ÉTHIQUE	A-i
ANNEXE II : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT	A-vi
ANNEXE III : ABRÉGÉS DES PRÉSENTATIONS PUBLIÉS ET ACCEPTÉS	A-xiii
ANNEXE IV : PREUVES DE SOUMISSION DES ARTICLES	A-xxiv

LISTE DES TABLEAUX

Article #1

Table 1: Characteristics of the subjects.....5-16

Table 2: Weight-bearing and errors of perception (%) for the hemiparetic individuals and healthy subjects (nonparetic and right sides, respectively) in the spontaneous (SP) and symmetrical (S) conditions.....5-17

Article #2

Table 1: Participant Characteristic.....5-46

Table 2: Clinical variables of the hemiparetic group and subgroups.....5-47

Article #3

Table 1: Subject characteristics (n=19; 15 men and 4 women).....5-72

Table 2: Individual data for the main clinical outcomes (n=19).....5-73

Article #4

Table 1: Characteristics of the subjects5-94

Table 2: Mean and standard deviation values of the time, WB and effort distributions for the 1-STS task and the five cycles (C1-C5) of the 5R-STS test for the hemiparetics and the controls (non-paretic and right sides, respectively).....5-95

LISTE DES FIGURES

Chapitre 2 : Recension des écrits

- Figure 1 :** Principales phases du PAD définies par les forces de réaction verticales du siège (forces sous les cuisses) et du sol (forces sous les pieds).....2-12
- Figure 2 :** Modèle de coordination bilatérale.....2-27

Chapitre 4 : Méthodologie

- Figure 1 :** Positionnement des électrodes et de l'électrogoniomètre.....4-7
- Figure 2 :** Évaluation du PAD dans différentes positions des pieds. À noter que dans ce projet le siège était toujours à la même hauteur, soit une hauteur équivalente à la longueur de la jambe pour tous les sujets.....4-8
- Figure 3 :** Siège instrumenté et plates-formes de force au sol.....4-9
- Figure 4 :** Ajustement de la hauteur du siège et de la profondeur de l'assise.....4-9
- Figure 5 :** Échelles visuelles analogues (EVAs) pour coter la distribution de MEC (A) et la distribution des efforts aux genoux (B). Le curseur est déplacé pour marquer la perception.....4-10

Article #1

- Figure 1:** A) Experimental setup; B) VAS used to assess the perception; and C) vertical forces during the STS task. S-O indicates seat-off.....5-19
- Figure 2 :** Scatterplot presenting the associations between the VAS scores (%) and WB at the seat-off event under the nonparetic side (%) for the hemiparetic individuals in the spontaneous (diamonds) and symmetrical (squares) sit-to-stand transfer conditions. The line of identity is presented.....5-20
- Figure 3 :** Graph showing the associations between the VAS scores (%) and WB at the seat-off event under the nonparetic side (%) for the hemiparetic individuals in the spontaneous and symmetrical STS transfer conditions (triangles) and the associations between the mean VAS scores (%) and mean WB at seat-off under the right side (%) for the healthy subjects in the imposed WB STS transfer conditions with visual feedback (30%, 40%, 50%, 60%, 70%; diamonds). The SDs for the mean VAS scores and the mean WB for the healthy subjects are presented (error bars).....5-21
- Figure 4:** Scatterplots presenting the correlations between the knee extensors' normalized maximal strength and the WB distribution at seat-off on the nonparetic side for the hemiparetic group (HG) in the spontaneous (A) and symmetrical (B) STS conditions and on the right side for the control group (CG) in the spontaneous (C) and symmetrical (D) STS transfer conditions.....5-22

Article #2

Figure 1: A) Experimental setup; B) vertical forces during the STS task. S-O indicates seat-off; C) Raw EMG signal (Microvolt, μV) of the vastus medialis during the STS task. The vertical lines indicate the 250-ms time-window for the EMG processing located prior to the S-O event; and D) EMG^{rms} (Microvolt, μV) of the vastus medialis during the STS task. It should be noted that the same EMG processing technique was applied for the maximal EMG data.....5-49

Figure 2 : For the controls, hemiparetic group (Hemi) and subgroups (mild, moderate (mod.) and severe): A) Mean indices of asymmetry (%) of weight-bearing (WB) (white columns) and Electromyographic Muscular Utilization Ratio (EMUR) (black columns). The dotted line indicates perfect symmetry (50%/50%); B) Mean normalised vertical ground reaction forces (VGRF) (N/kg) of the right (R) or nonparetic (NP) limb (white columns) and the left (L) or paretic limb (P) (grey columns); C) Mean EMUR (%) of the right (R) or nonparetic limb (NP) (black columns) and the left (L) or paretic (P) limb (grey columns). The error bars represent one standard deviation. Asterisks indicate significant differences ($p < 0.05$).....5-50

Figure 3 : Scatterplot presenting the associations between the weight-bearing distribution (%) under the right or nonparetic foot (x axis) and the effort distribution (%) for the right or nonparetic knee (y axis) in the imposed WB conditions (visual and feedback) for the healthy individuals (white diamonds) and in the spontaneous condition for the subgroups of individuals with hemiparesis (squares=mild, triangles=moderate, circles=severe). The dotted

lines indicate perfect WB and effort symmetry (Sym.). The predictive line is presented.....5-51

Article #3

Figure 1 : Graphs showing the associations between: A) the mean VAS scores (%) and the mean effort distributions (%); B) the mean VAS scores (%) and the mean weight-bearing distributions (%) on the nonparetic side for the asymmetrical-P (AS-P) (diamond), the symmetrical (S) (circle), the spontaneous (SP) (square) and the asymmetrical-NP (AS-NP) (triangle) foot positions. The error bars indicate one standard deviation. The line of identity is presented.....5-75

Figure 2 : Graph presenting the mean VAS scores of perception of weight-bearing (%) (diamonds) and of perception of knee effort (%) (squares) for the four foot positions. The error bars represent one standard deviation.....5-76

Figure 3 : Graph presenting the mean normalized absolute errors of perception of weight-bearing (%) (diamonds) and of perception of knee effort (%) (squares) for the four foot positions. The error bars represent one standard deviation.....5-77

Article #4

Figure 1: Graphs showing the mean distributions (%) of weight-bearing (WB) and effort at the knees for the first cycle of the 5-repetition sit-to-stand test (5R-STs) (in white) and the single sit-to-stand executed at natural speed in a spontaneous foot position (in black) for

hemiparetic individuals (A) and healthy individuals (B). Vertical lines represent the one standard deviation. Asterisks indicate significant differences between the two conditions ($p < 0.05$).....5-97

Figure 2 : Scatterplots showing the associations between the weight-bearing (WB) distribution (squares) and the effort distribution (diamonds) for the first cycle of the 5-repetition sit-to-stand test (5R-STS; X axis) and those for the single sit-to-stand task (1-STS) for the hemiparetic individuals (A and B, respectively) and the healthy individuals (C and D, respectively). The lines of identity are presented.....5-98

LISTE DES ÉQUATIONS

Chapitre 4: Méthodologie

Équation 1: Index d'asymétrie du TUM_{EMG}4-13

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AVC	Accident vasculaire cérébral
CCI	Coefficient de corrélation intra-classe
CM	Centre de masse
EMG	Électromyographie/electromyography
EMG _{NORM}	EMG de la tâche normalisée à la valeur EMG maximale
EMG _{RMS}	Amplitude du signal EMG quantifiée par la racine quadratique moyenne
EVA	Échelle visuelle analogue
MEC	Mise en charge
N	Newton
Nm	Newton-mètre
PAD	Passage assis à debout
RMS	Root mean square/racine quadratique moyenne
TUM _{EMG}	Taux d'utilisation musculaire électromyographique

Abréviations et sigles spécifiques aux articles:

AS-NP	Condition asymétrique pied non parétique placé en postérieur
AS-P	Condition asymétrique pied parétique placé en postérieur
EMUR	Electromyographic muscular utilization ratio
SP	Spontaneous
S	Symmetrical
S-O	Seat-off
STS	Sit-to-stand
VAS	Visual analog scale
VGRF	Vertical ground reaction force
WB	Weight-bearing
5R-STTS	Five-repetition sit-to-stand test
1-STTS	Single sit-to-stand task

DÉDICACE

À Roger,
pour ton appui sans borne
m'ayant donné le courage de persévérer
jusqu'à la ligne d'arrivée.
Encore une fois merci.

À Raphaël et Frédérique,
mes deux plus belles réalisations
des cinq dernières années.

REMERCIEMENTS

Je remercie tout d'abord ma directrice, Dre Sylvie Nadeau, pour son encadrement privilégié, son grand dévouement, son appui et ses nombreux encouragements ainsi que pour son apport considérable à toutes les étapes de mon projet de doctorat. Elle m'a transmis sa passion pour la recherche ainsi que sa rigueur scientifique et m'a accompagné tout au long de cette aventure qui s'est avérée, par moment, très ardue. Je lui dois d'ailleurs quelques mouchoirs ! Je remercie également mon co-directeur, Dr Denis Gravel, pour son support apporté à l'interprétation des résultats plus complexes ainsi que pour la pertinence de ses commentaires lors de la révision de l'ensemble de cette thèse.

J'adresse aussi un remerciement tout particulier à madame Séléna Lauzière, étudiante au doctorat, pour sa coordination des collectes menées auprès des participants sains de ce projet, pour le traitement et l'analyse des données recueillies chez ces mêmes sujets ainsi que pour sa participation à la révision de chacun des articles résultant de ce doctorat. Merci Séléna pour ton aide, ton soutien et tes encouragements tout au long de ces années ! La collaboration de mesdames Julie Lecours et Susan Crabb, physiothérapeutes, à l'ensemble des collectes de données des participants hémiparétiques de ce projet a été également grandement appréciée et se doit d'être soulignée. Il me faut aussi remercier Dr Patrick Dehail pour son implication dans l'élaboration du protocole expérimental ainsi que sa collaboration à la rédaction du deuxième article de cette thèse.

Je tiens aussi à exprimer ma reconnaissance envers le personnel du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Je remercie particulièrement M. Michel Goyette, ingénieur, qui a mis à contribution son expertise principalement dans le développement de programmes d'analyse et

qui a répondu patiemment à mes nombreuses questions, M. Daniel Marineau, électrotechnicien, pour sa grande implication à la mise au point de l'équipement ainsi que M. Pierre Desjardins pour sa grande contribution dans le développement du siège instrumenté utilisé dans ce projet. Je voudrais aussi souligner l'aide de Mme France Piotte pour tout le volet éthique lié à cette étude. De plus, je me dois de remercier l'ensemble des sujets ayant généreusement accepté de participer à cette étude et sans qui ce projet n'aurait pu avoir lieu. Merci aussi au « *Cummings Jewish Centre for Seniors* » ainsi qu'au personnel des archives de l'IRGLM pour leur aide apportée au recrutement des sujets.

L'apport financier du Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) en partenariat avec l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) ainsi que la Fondation de l'Institut de réadaptation de Montréal ont permis la réalisation de ce projet de recherche. Je remercie également le Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ), la Faculté des études supérieures et l'École de réadaptation de l'Université de Montréal pour m'avoir octroyé des bourses d'étude.

Finalement, je tiens à remercier madame Claudette Bernier pour son aide à la mise en page et à la correction orthographique de ma thèse ainsi que madame Lise Poissant, pour sa patience et sa compréhension. Merci aussi à ma famille et ma belle-famille ainsi qu'à mes collègues et amis, Carole Miéville, Cyril Duclos, Guylaine Roy et Nathaly Gaudreault pour leur support et leurs encouragements tout au long de ces années. Un merci tout spécial aussi à mon « coco » et à ma « cocotte », Raphaël et Frédérique pour leur patience et leur compréhension chaque fois que « maman » devait partir travailler. Enfin, il ne me reste plus qu'à remercier la personne la plus importante dans toute cette aventure, le pilier central de cette réalisation, mon complice Roger. Merci Roger pour ton appui inconditionnel, ton support à tous les niveaux, tes précieux conseils, ta compréhension sans borne et les nombreux sacrifices que tu as faits pour me permettre de mener à terme ces études doctorales.

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Au Canada, l'accident vasculaire cérébral (AVC) représente la troisième plus importante cause de décès. Il y a plus de 50 000 nouveaux cas recensés annuellement ce qui signifie un AVC à toutes les dix minutes. Par conséquent, environ 300 000 canadiens vivent avec diverses atteintes entraînant une invalidité pouvant être qualifiée de légère (25% des cas) à sévère (40% des cas). De même, dans 10% des cas, les séquelles sont si graves que ces individus doivent recourir à des soins permanents (Fondation des maladies du cœur, 2011 ; www.fmcoeur.ca). Un sondage canadien a révélé que 87% des personnes ayant eu un AVC présentent des limites dans l'accomplissement de leurs activités de la vie quotidienne et 42% ont des problèmes de mobilité (Hodgson, 1998). Parmi les séquelles résultant d'un AVC, la plus fréquente est une hémiparésie du côté controlatéral à la lésion cérébrale réduisant la capacité à exécuter certaines tâches fonctionnelles telles la marche et le passage assis à debout (PAD) (Carr et Shepherd, 1998). Dans ces tâches, la performance motrice est souvent caractérisée par une diminution de la vitesse (Olney et Richards, 1996; Cheng et al., 1998; Nadeau et al., 1999; Chou et al., 2003) et une asymétrie d'exécution (Olney et Richards, 1996; Eng et Chu, 2002; Roy et al., 2006). Par conséquent, l'indépendance fonctionnelle de ces individus, de même que leur participation sociale, s'en trouvent grandement affectées.

La présence d'une asymétrie de mise en charge (MEC) au niveau des membres inférieurs lors du PAD chez les personnes ayant une hémiparésie suite à un AVC est un fait bien documenté (Engardt et Olsson, 1992; Roy, Nadeau et al., 2006; Brière et al., 2010). Cette asymétrie entraîne une instabilité (Cheng et al., 1998; Perennou et al., 1999; Chou et al., 2003) et accroît le risque d'apparition du syndrome de non-utilisation du membre parétique et par le fait même, de troubles musculosquelettiques du côté non parétique (Engardt et al.,

1993; Taub et al., 2003). Ces personnes privilégient l'appui sur le pied non parétique et ce, même si elles ont la capacité de performer plus symétriquement sur demande, en présence d'une rétroaction visuelle ou auditive (Engardt, 1994a; Engardt et Knutsson, 1994; Engardt, 1994b) ou simplement, en modifiant leur position de pieds (Roy et al., 2006). Or, si une réserve existe chez ces sujets, pourquoi utilisent-ils spontanément un patron asymétrique? Les études antérieures (Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Perennou, 2005; Roy et al., 2006) ont associé cette observation aux déficiences sensori-motrices (faiblesse musculaire, perte de sensibilité, incoordination, perte de contrôle postural) et au besoin d'assurer l'équilibre.

Les études récentes de Bertrand et collaborateurs (2004) et de Simon et collaborateurs (2009) sur des tâches d'appariement ainsi que de Milot et collaborateurs (2006) sur la marche permettent d'avancer une hypothèse originale pour expliquer la performance asymétrique des personnes présentant une hémiparésie. En effet, lors de tâches d'appariement de forces produites tant par les membres supérieurs (Bertrand et al., 2004) que par les membres inférieurs (Simon et al., 2009), les individus présentant une hémiparésie appariant ces dernières relativement à leur force maximale volontaire. Ceci appuie le modèle de « coordination bilatérale » présenté par Bertrand (2004). Ce modèle suggère que les personnes hémiparétiques, à la suite d'un AVC, utilisent une stratégie basée sur le sens de l'effort. Plus spécifiquement, l'intensité de la force produite de chaque côté par les groupes musculaires impliqués dans une tâche d'appariement bilatéral serait déterminée en fonction de la force maximale volontaire. Les résultats de Milot et collaborateurs (2006) obtenus lors d'une étude sur la marche supportent cette idée de l'implication du sens de l'effort dans les stratégies motrices utilisées chez les individus post-AVC. Ces chercheurs ont montré que les personnes présentant une faiblesse résiduelle du côté parétique maintiennent des efforts similaires aux membres inférieurs lors de la marche. De plus, leurs efforts sont comparables à ceux des sujets sains lorsque les deux groupes marchent à leur cadence spontanée

(donc une cadence différente pour les deux groupes) (Requiao et al., 2005; Milot et al., 2006).

La performance fonctionnelle des personnes ayant une hémiparésie pourrait donc être déterminée en fonction des efforts musculaires à produire ou perçus par le sujet. Il est proposé que ces individus optent pour une asymétrie de mise en charge afin d'avoir des niveaux d'effort musculaires similaires aux deux membres inférieurs. Cependant, aucune étude n'a encore évalué le caractère conscient ou non de cette stratégie d'efforts similaires, c'est-à-dire, si les patients perçoivent les efforts qu'ils produisent et s'ils ajustent leur performance en conséquence.

Jusqu'à maintenant, aucune étude n'a objectivé les niveaux d'effort des personnes hémiparétiques aux membres inférieurs lors du PAD ni la perception qu'ont ces individus de leurs efforts durant cette tâche. La plupart des études, par exemple celle de Milot et collaborateurs (2006) à la marche, ont objectivé les niveaux d'effort par le calcul de taux d'utilisation musculaire (TUM) mécanique (force ou moment à une articulation); le TUM étant un index traduisant l'implication relative du moment net à l'articulation par rapport à la force (moment) maximale développée à cette articulation. Considérant que les co-contractions sont fréquentes chez les sujets hémiparétiques et qu'elles peuvent altérer les moments nets enregistrés aux articulations, l'utilisation de l'électromyographie (EMG) pour le calcul des taux d'utilisation musculaire pourrait donc s'avérer plus juste (Hébert et al., 1995). De plus, la tâche de se lever d'une chaise sollicite les muscles bi-articulaires fléchisseurs et extenseurs au genou et à la hanche simultanément (Khemlani et al., 1999) ce qui justifie également une approche basée sur l'EMG. Dans le présent projet, les niveaux d'effort durant le PAD seront donc quantifiés par le Taux d'Utilisation Musculaire EMG (TUM_{EMG}).

Les résultats de ce projet permettront de démontrer si le niveau d'effort est un critère général dictant la performance motrice des personnes ayant une hémiparésie suite à un AVC. Si l'hypothèse générale est vérifiée, les programmes de réadaptation visant à améliorer la performance motrice devront être révisés et adaptés afin de considérer la production d'effort. Il sera aussi pertinent de développer un test de perception d'effort standardisé afin d'identifier les sujets ayant un problème de perception des efforts. Nous croyons aussi que les personnes hémiparétiques les plus susceptibles de s'améliorer sont celles qui ont un sens de l'effort intact. Si les idées de ce projet sont vérifiées, les cliniciens et chercheurs devront développer de nouvelles approches thérapeutiques pour augmenter l'effort du côté parétique ou réduire l'effort du côté non parétique afin de rendre la performance motrice de ces individus plus symétrique.

La suite du présent ouvrage présente tout d'abord la recension des écrits pertinents à la thèse (cf. Chapitre 2). Le chapitre 3 expose les objectifs et les hypothèses de la thèse et est suivi du chapitre 4 présentant la méthodologie du projet sans toutefois reprendre en détails la méthodologie présentée dans les articles. Le chapitre 5, celui des résultats, inclut les quatre articles découlant de ce projet de doctorat. Enfin, ce chapitre est suivi d'une discussion générale et de la conclusion de cette thèse, lesquelles forment respectivement, les chapitres 6 et 7.

CHAPITRE 2 RECENSION DES ÉCRITS

Ce chapitre présente le tableau clinique caractérisant les personnes ayant subi un AVC suivi d'une description détaillée du PAD chez les sujets sains et les sujets hémiparétiques. Ensuite, un survol des études sur la perception de la MEC est effectué puis le sens de l'effort ainsi que son modèle sont décrits suivi des méthodes d'évaluation de l'effort réel et perçu. Ce chapitre se termine par une section discutant de l'utilisation de l'EMG de surface dans l'objectivation de la perception de l'effort.

2.1 Tableau clinique de l'AVC

2.1.1 Types d'AVC

L'AVC entraîne une perte subite de certaines fonctions cérébrales due à une réduction ou une absence d'apport sanguin dans une région du cerveau provoquant ainsi la mort des cellules cérébrales (neurones) dans cette zone spécifique (Fondation des maladies du cœur, 2011; www.fmcoeur.ca). Environ 80% des AVC sont de nature ischémique, c'est-à-dire causés par un caillot obstruant la circulation sanguine dans une certaine région du cerveau (Fondation des maladies du cœur, 2011; www.fmcoeur.ca). Les AVC de type hémorragique, c'est-à-dire causés par la rupture d'un vaisseau sanguin dans le cerveau suivi d'un saignement incontrôlé, représentent environ 20% des AVC (Fondation des maladies du cœur, 2011; www.fmcoeur.ca). Dans les deux cas, le tableau clinique dépendra de l'étendue de l'atteinte et de la région du cerveau touchée. Selon Shelton et collaborateurs (2001), les atteintes sous-corticales seraient plus incapacitantes que les atteintes corticales.

2.1.2 Déficiences et incapacités suite à l'AVC

Plusieurs déficiences peuvent découler d'un AVC soit : les déficiences sensorielles (sensibilité, proprioception, hémignégligence, hémianopsie, etc.), cognitives, motrices (force, tonus, équilibre, contrôle postural) et celles associées au langage (O'Sullivan et Schmitz, 2001). Selon leur sévérité, celles-ci entraînent diverses incapacités affectant l'indépendance fonctionnelle des personnes atteintes dans des tâches telles que la marche et le transfert assis à debout. L'atteinte fonctionnelle diminue la qualité de vie de ces personnes et leur capacité à assumer leurs rôles sociaux.

En ce qui a trait aux déficiences motrices, l'hémiplégie, faiblesse musculaire du côté controlatéral à la lésion cérébrale, est sans aucun doute la plus commune suite à un AVC (O'Sullivan et Schmitz, 2001). Parmi les autres déficiences motrices, on retrouve notamment l'incoordination (Bourbonnais et al., 1992), la spasticité (Ward, 2011), la diminution de l'endurance (Rimmer et Wang, 2005) ainsi que l'atteinte de l'équilibre et du contrôle postural (Mizrahi et al., 1989; Hesse et al., 1994; Pérennou et al., 1996; Duclos et al., 2008). Étant donné que la force musculaire et le contrôle postural sont considérés comme des déterminants de l'exécution du PAD (Bohannon, 1988; Goulart et Valls-Solé, 1999), les déficits de forces ainsi que du contrôle de la posture ont été fréquemment mis en cause pour expliquer l'asymétrie des sujets hémiplégiques (Bohannon, 1988; Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003). Ces deux déficiences sont donc décrites dans les sections suivantes.

2.1.2.1 Faiblesse musculaire chez la personne hémiplégique

La faiblesse musculaire se caractérise par une réduction de la capacité d'un muscle ou d'un groupe de muscles à développer des niveaux de force musculaire maximaux correspondant aux normes établies dans des conditions d'évaluation spécifiques (Bourbonnais et Vanden Noven, 1989; Bohannon, 1995; Eng et Chu, 2002). La présence de faiblesse musculaire chez les personnes ayant subi un AVC est bien connue (Bourbonnais et Vanden Noven,

1989; Bohannon et Andrews, 1995a). Celle du côté controlatéral à la lésion cérébrale a été documentée abondamment (Bohannon, 1987; Bourbonnais et Vanden Noven, 1989; Canning et al., 1999) alors que, bien qu'elle soit moins évidente, une diminution de force du côté ipsilatéral à la lésion a également été identifiée (Bohannon et Andrews, 1995a; Andrews et Bohannon, 2000). En plus de se manifester par une réduction de la force maximale volontaire générée (Bourbonnais et Vanden Noven, 1989), la faiblesse musculaire chez la personne hémiparétique entraîne également une augmentation du temps pour développer cette force (Tsuji et Nakamura, 1987; Bohannon et Walsh, 1992; Canning et al., 1999).

Chez des sujets hémiparétiques (2 à 40 jours post-AVC), des valeurs de force musculaire moyennes du côté controlatéral à la lésion allant de 20% à 45% par rapport à la force mesurée chez un groupe de sujets contrôles ont été rapportées (Bohannon et Andrews, 1995a; Andrews et Bohannon, 2000). D'autres auteurs ont rapporté des proportions par rapport à la force musculaire du côté non parétique variant entre 2,5% et 99% et entre 23% et 94% (Colebatch et Gandevia, 1989; Adams et al., 1990) pour le membre supérieur et inférieur, respectivement.

Il n'existe pas de consensus quant à la distribution de la faiblesse musculaire suite à un AVC. Avec le temps se sont construits certains principes basés sur des impressions cliniques stipulant que les muscles proximaux sont moins atteints et récupèrent leur force plus rapidement que les muscles distaux, que les fléchisseurs au membre supérieur et les extenseurs au membre inférieur sont moins atteints et que la force musculaire au membre inférieur est moins atteinte et s'améliore plus rapidement qu'au membre supérieur (Andrews et Bohannon, 2000). Toutefois, les résultats des études (Adams et al., 1990; Andrews et Bohannon, 2000) semblent plutôt indiquer qu'une diversité de tableaux cliniques existe et qu'il est difficile de s'en tenir qu'à un seul tableau

clinique de distribution de la faiblesse musculaire chez les individus ayant subi un AVC.

En ce qui a trait à la force du côté ipsilatéral à la lésion suite à un AVC, les valeurs moyennes rapportées chez un groupe de sujets post-AVC en phase aiguë varient entre 58,9% et 91,5% de la force mesurée chez un groupe de sujets sains (Bohannon et Andrews, 1995a; Andrews et Bohannon, 2000). Cette diminution de force ipsilatérale pourrait premièrement être expliquée par le fait, qu'à la décussation des pyramides, 10% ou moins des axones cortico-spinaux ne croisent pas vers le côté controlatéral mais demeurent plutôt du côté ipsilatéral (Kingsley, 1996). Deuxièmement, une atrophie de non-usage due à une inactivité dans les premiers jours suivant l'AVC pourrait expliquer cette perte de force bilatérale. En effet, Harris et collaborateurs (2001) ont trouvé des pertes de force des extenseurs du genou du côté ipsilatéral à la lésion de l'ordre de 30% durant la première semaine post-AVC. Enfin, un mode de vie plus sédentaire préalablement à l'AVC chez les sujets hémiparétiques pourrait également être la cause de ces différences de force du côté ipsilatéral par rapport aux sujets sains (Andrews et Bohannon, 2003).

Une faiblesse de la musculature du tronc a également été rapportée chez les sujets hémiparétiques et elle a été caractérisée comme étant multidirectionnelle (Bohannon et al., 1995b; Dickstein et al., 2004). La flexion antérieure serait toutefois davantage atteinte que la flexion latérale du côté parétique ou non parétique (Bohannon et al., 1995b). Intuitivement, nous savons que la diminution de la force musculaire oblige les personnes hémiparétiques à faire plus d'efforts afin de maintenir leur performance motrice. Une étude récente de Milot et collaborateurs (2006) a montré que les personnes hémiparétiques présentaient des niveaux d'effort aux membres inférieurs supérieurs à ceux des individus en santé lorsque les deux groupes marchaient à des vitesses comparables. Il est aussi probable, comme l'ont avancé Nadeau et collaborateurs (2001), que ces efforts soient responsables de l'utilisation des

compensations motrices sans quoi certaines personnes présentant une hémiparésie n'auraient pas la force suffisante ou se fatigueraient trop rapidement lors de la réalisation d'activités fonctionnelles.

Finalement, en ce qui a trait plus spécifiquement aux extenseurs du genou, un groupe de muscles particulièrement sollicité lors du PAD (Kotake et al., 1993), différentes valeurs de force musculaire ont été rapportées dans la littérature variant selon la méthode d'évaluation utilisée et les caractéristiques des sujets à l'étude. Chez des sujets entre 2 et 40 jours post-AVC, âgés en moyenne de 63 ans, Bohannon et collaborateurs (1995a) ainsi que Andrews et collaborateurs (2000) ont trouvé des valeurs de force respectives de 125,4 N et 163,7 N du côté parétique et de 221,3 N et 251,6 N du côté non parétique en utilisant un dynamomètre manuel dans une position assise. Ces valeurs du côté parétique correspondent respectivement à 37,3% et 44,5% de la force mesurée chez des sujets normaux évalués dans les mêmes conditions et celles du côté non parétique, à 69,2% et 69,4%, respectivement. Lors d'une évaluation avec un dynamomètre Biodex en isocinétique (60°/s) chez 12 sujets hémiparétiques chroniques âgés en moyenne de 50 ans, Roy et collaborateurs (2007) ont obtenu des valeurs de près de 75 Nm pour les extenseurs du genou parétique et de 120 Nm du côté non parétique (ratio de force moyen de 0,6). Enfin, lors d'une évaluation avec un dynamomètre isocinétique (« *Lido Active, Loredan Biomedical Inc., Davis, CA* ») en mode isométrique à un angle de flexion du genou de 60°, Davies et collaborateurs (1996) ont trouvé des valeurs de 104,4 ± 15,0 Nm pour le genou parétique et 144,0 ± 19,7 Nm du côté non parétique chez 12 sujets entre 3 et 42 mois post-AVC d'âge moyen de 59 ans. À titre de comparaison, dans cette même étude, une valeur de 156,7 ± 8,8 Nm a été obtenue chez 12 sujets contrôles âgés entre 25 et 59 ans.

2.1.2.2 Équilibre et contrôle postural chez la personne hémiparétique

Divers degrés d'atteinte de l'équilibre chez les sujets hémiparétiques ont été rapportés dans la littérature et ce, très souvent à l'aide de l'échelle d'équilibre de Berg. À titre d'exemple, Lecours et collaborateurs (2008), chez 17 sujets hémiparétiques d'âge moyen de 50 ans capables de marcher, ont trouvé des scores de Berg variant entre 37/56 et 56/56 définissant ainsi une moyenne de 51,1/56 ce qui indique que ces individus présentaient un bon équilibre en général.

Trois principales caractéristiques distinguent l'équilibre debout des individus ayant eu un AVC de celui des sujets sains : un appui sur le membre non parétique plus grand que sur le membre parétique, de plus grandes oscillations du centre de pression et une limite de stabilité réduite (Pérennou et al., 1996). En effet, pour une même perturbation externe, ces individus doivent recourir plus rapidement que les sujets sains à des stratégies de compensation pour éviter de chuter. Ces stratégies peuvent être : faire un pas, prendre appui avec le membre supérieur, etc. (Pérennou et al., 1996). En ce qui a trait à l'asymétrie de MEC, les études suggèrent un rôle du côté de la lésion cérébrale. En effet, les études de Hesse et collaborateurs (1994) sur le transfert assis à debout et de Rode et collaborateurs (1997) sur le maintien d'une posture debout statique ont montré que la MEC était davantage déplacée vers le membre inférieur non parétique chez les individus ayant eu une lésion cérébrale droite par rapport à ceux dont l'hémisphère gauche était atteint.

Pérennou et collaborateurs (1997) ont également démontré que l'hémisphère droit avait un rôle dominant dans le maintien de la stabilisation de la tête sur la verticale gravitaire lors d'une tâche d'instabilité latérale en position assise évaluée chez 8 sujets sains. De plus, les résultats d'une étude subséquente de Pérennou et collaborateurs (1999) confirment qu'une lésion hémisphérique droite chez le droitier engendre davantage de problèmes posturaux et d'équilibre qu'une lésion hémisphérique gauche. Enfin, les résultats

de nombreuses études chez les sujets hémiparétiques ont montré que les ajustements posturaux anticipés et compensatoires du côté parétique étaient atténués et ralentis par rapport à ceux observés du côté non parétique ainsi qu'en comparaison à ceux présents chez les sujets sains (Horak et al., 1984; Di Fabio et al., 1986; Di Fabio, 1987; Slijper et al., 2002; Geurts et al., 2005).

En plus de la faiblesse musculaire, l'ensemble des facteurs prémentionnés reliés à l'équilibre pourrait influencer la stratégie utilisée par les personnes hémiparétiques pour effectuer le PAD.

2.2 PAD chez le sujet sain et le sujet hémiparétique

Le PAD est une tâche réalisée plusieurs fois par jour. Étant un pré-requis à la station debout et à la marche, elle constitue une tâche primordiale au maintien de l'autonomie fonctionnelle (Carr, 1992; Kotake et al., 1993; Khemlani et al., 1999). Bien que pour la plupart des individus se lever debout représente une activité plutôt simple à effectuer, il n'en demeure pas moins que cette tâche complexe requiert un niveau d'effort considérable chez le sujet en santé et voire quasi maximal, chez des sujets présentant des diminutions de force musculaire aux membres inférieurs (Richards et al., 1989; Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994; Roebroek et al., 1994).

2.2.1 Évaluation clinique du PAD

En clinique, diverses méthodes sont utilisées pour évaluer le PAD dont le « *Timed up and Go test* » (Podsiadlo et Richardson, 1991) et le test assis-debout de cinq répétitions (« *Five-repetition sit-to-stand test ; 5R-STs test* ») (Csuka et McCarty, 1985). Ce dernier test est d'ailleurs spécifique au PAD car il n'inclut pas de phase de marche suivant le transfert comme c'est le cas pour le « *Timed up and Go test* ».

Le « *5R-STTS* » test consiste à demander au participant de se lever cinq fois de suite d'une chaise de hauteur standard (45 à 50 centimètres (cm)) le plus rapidement possible dans une position de pieds naturelle et avec les bras croisés sur la poitrine. La variable mesurée est donc le temps pris pour effectuer ces cinq répétitions (Whitney et al., 2005; Bohannon, 2006). Selon les résultats des études de Bohannon (2006) et de Whitney et collaborateurs (2005), les valeurs de temps de références chez les sujets sains seraient de : 10 secondes pour les sujets de moins de 60 ans, 11,4 secondes chez les sujets âgés entre 60 et 69 ans, 12,6 secondes chez les 70 à 79 ans et 14,8 secondes chez les 80 à 89 ans. À titre d'exemple, dans une étude de Mong et collaborateurs (2010), le temps moyen pour effectuer le « *5R-STTS* » test chez 12 individus hémiparétiques (âge moyen : $60,0 \pm 4.8$ ans) étaient de $17,1 \pm 7,5$ secondes.

Ce test a tout d'abord été utilisé comme une mesure fonctionnelle de la force musculaire des membres inférieurs (Csuka et McCarty, 1985; Bohannon, 1998). Une étude de Whitney et collaborateurs (2005), utilisant ce test pour évaluer l'équilibre, a démontré que les temps au « *5R-STTS* » test permettaient une certaine différenciation des personnes avec ou sans trouble d'équilibre dans un groupe de sujets âgés (intervalle d'âge : 63 à 90 ans). Le « *5R-STTS* » test a également été employé pour évaluer le lien entre les déficiences et le risque de chute chez les personnes âgées et les individus hémiparétiques (Campbell et al., 1989; Belgen et al., 2006). Enfin, il a aussi servi à évaluer l'effet de certaines interventions ayant pour but soit d'améliorer l'équilibre, la force musculaire ou la mobilité chez diverses populations (Chandler et al., 1998; Weiss et al., 2000; Monger et al., 2002; Ouellette et al., 2004; De Groot et al., 2008) ainsi que la performance fonctionnelle chez les personnes hémiparétiques (Weiss et al., 2000; Ouellette et al., 2004).

La fidélité test-retest du « *5R-STTS* » test, évaluée par le coefficient de corrélation intra-classe (CCI), a été reconnue comme étant excellente se situant entre 0,89 et 0,96 chez une population de personnes âgées saines (Lord et al.,

2002; Bohannon et al., 2007), à 0,96 chez des individus âgés présentant de l'ostéoarthrite (Lin et al., 2001) et variant entre 0,971 et 0,999 chez les personnes hémiparétiques (Mong et al., 2010). De plus, d'excellentes fidélités intra-juge (CCIs variant entre 0,970 et 0,976) et inter-juge (CCI = 0,999) pour ce test ont été révélées chez les individus hémiparétiques chroniques (Mong et al., 2010).

Étonnamment, aucune étude ne s'est intéressée à quantifier les variations entre les cinq cycles du « *5R-STS* » test sur des variables telles : l'asymétrie de MEC, les niveaux d'effort aux membres inférieurs, le déplacement du centre de pression, l'activité musculaire, etc. Ceci serait un élément intéressant à documenter puisqu'il pourrait permettre de clarifier l'impact d'effectuer plusieurs répétitions du PAD sur ces diverses variables et pourraient donner des indices quant aux stratégies adoptées pour planifier la réalisation de ce genre de tâche répétitive selon les diverses populations étudiées. Selon les résultats d'études évaluant les associations entre les distances de marche parcourues par des sujets hémiparétiques durant les tests de marche de 6 et 12 minutes et leurs vitesses de marche naturelles mesurées sur des distances de 8 ou 10 mètres, il a été établi que d'utiliser ces vitesses de marche pour prédire la distance parcourue durant ces tests de marche surestimait les distances réelles mesurées (Dean et al., 2001; Eng et al., 2002). Étant donné que les vitesses de marche étaient maintenues relativement constantes durant les tests de marche fonctionnels, il semble donc que ces sujets choisissent dès le départ de marcher plus lentement malgré le fait que la consigne soit de tenter de parcourir la plus grande distance en 6 ou 12 minutes (Dean et al., 2001; Eng et al., 2002). Il serait donc intéressant de vérifier si des stratégies motrices différentes sont choisies pour effectuer une versus cinq répétitions du PAD.

2.2.2 Aspects spatio-temporels du PAD

Chez le sujet sain, le temps moyen pour réaliser un transfert assis à debout à vitesse naturelle varie entre 1.5 et 2.3 secondes selon les études (Schenkman et al., 1990; Pai et Rogers, 1991b; Hesse et al., 1994; Roebroek et al., 1994; Vander Linden et al., 1994; Cheng et al., 1998; Hirschfeld et al., 1999). Cette variation dans les temps moyens obtenus peut s'expliquer par des différences méthodologiques entre les études telles que la hauteur du siège, la position des pieds des sujets durant l'évaluation ainsi que les méthodes utilisées pour déterminer le début et la fin de la tâche (Schenkman et al., 1990; Hesse et al., 1994). Des facteurs intrinsèques aux sujets tels l'âge et le sexe peuvent également expliquer une partie de ces différences (Yoshida et al., 1983).

Chez les sujets hémiparétiques chroniques, différents temps d'exécution du PAD ont également été rapportés selon les choix des indicateurs de début et de fin de la tâche. Ainsi, Roy et collaborateurs (2006) et Lecours et collaborateurs (2008) ont mesuré le temps d'exécution du PAD en spontané à partir de la première variation perceptible au niveau des forces de réaction verticales du sol ou du siège jusqu'à l'obtention d'une extension stable des hanches en position debout et ont trouvé des valeurs de $2,57 \pm 0,54$ secondes et de $2,61 \pm 0,72$ secondes, respectivement. Duclos et collaborateurs (2008) ont, quant à eux, obtenus un temps de $1,6 \pm 0,6$ secondes calculé à partir du décollement du siège (force nulle sur le siège) jusqu'à l'extension stable des hanches en position debout.

Le PAD est habituellement divisé en phases ou sous-phases. Plusieurs critères ont été proposés dans la littérature. Ceux-ci sont basés sur les événements cinématiques (Nuzik et al., 1986; Kralj et al., 1990; Schenkman et al., 1990; Kotake et al., 1993; Kerr et al., 1997; Hirschfeld et al., 1999; Park et al., 2003), la variation des forces de réaction du sol et du siège (Kralj et al., 1990; Roy et al., 2006) et les trajectoires verticales et horizontales du centre de masse (Roebroek et al., 1994). De façon générale, le PAD peut se résumer en

deux phases principales soit : la flexion et l'extension (Figure 1). Celles-ci sont généralement délimitées par une phase de transition correspondant au décolllement des cuisses (« *seat off* »). À cet instant, en l'absence d'utilisation des membres supérieurs, il n'y a plus de force appliquée sur le siège ou le banc par le sujet et seuls les pieds sont en contact avec l'environnement (sol). Selon les résultats de Duclos et collaborateurs (2008), les durées de ces deux phases sont semblables tant chez les sujets sains (phase de flexion : $1,0 \pm 0,2$ secondes et phase d'extension : $1,2 \pm 0,3$ secondes) que chez les sujets hémiparétiques (phase de flexion : $1,1 \pm 0,4$ secondes et phase d'extension : $1,6 \pm 0,6$ secondes).

Les sections suivantes décrivent la cinématique et la cinétique du PAD ainsi que la séquence d'activation musculaire propre à cette tâche en faisant référence à ces deux principales phases ainsi qu'au décolllement des cuisses (phase de transition). Enfin, l'effet de la position des pieds sur l'exécution du transfert est également abordé en guise de conclusion à cette partie spécifique au PAD.

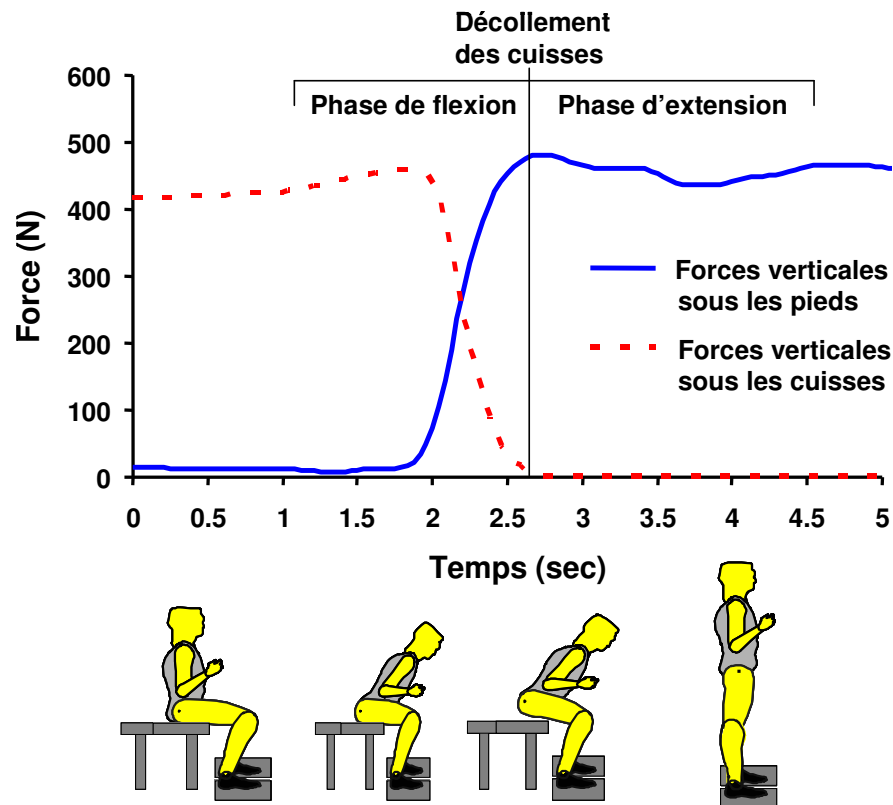


Figure 1: Principales phases du PAD définies par les forces de réaction verticales du siège (forces sous les cuisses) et du sol (forces sous les pieds)

2.2.3 Cinématique du PAD

La cinématique du PAD sera développée pour la phase de flexion et d'extension en considérant les déplacements linéaires du centre de masse puis les déplacements angulaires aux articulations des membres inférieurs et du tronc.

2.2.3.1 Déplacements linéaires du centre de masse

Durant la phase de flexion, le déplacement du centre de masse vers l'avant résulte d'une flexion des hanches et du tronc ainsi que d'une légère flexion dorsale au niveau des chevilles (Roebroeck et al., 1994). La quantité de

mouvement linéaire (produit de la masse par la vitesse linéaire) dans la direction horizontale atteint donc son maximum durant cette phase (Roebroeck et al., 1994). Dans la phase de transition, le centre de masse décélère à l'horizontal puis, commence à accélérer à la verticale; c'est le moment où survient le décolllement des cuisses (Pai et Rogers, 1990; Roebroeck et al., 1994; Hirschfeld et al., 1999). Le centre de masse est en postérieur par rapport au centre de pression au début du décolllement des cuisses, ce qui est en accord avec la stabilité dynamique considérant la décélération du centre de masse. Vers la fin du décolllement des cuisses (« *seat off* »), le centre de masse est presque à l'endroit du centre de pression, ce qui satisfait les critères de la stabilité quasi-statique (Schenkman et al., 1990). La phase d'extension s'amorce via le redressement du tronc, l'extension des hanches et des genoux ainsi que la flexion plantaire au niveau des chevilles (Rodosky et al., 1989; Roebroeck et al., 1994). Le centre de masse atteint ensuite sa vitesse maximale dans la direction verticale vers le milieu de la phase d'extension pour ensuite décélérer à son tour jusqu'à zéro. Durant cette phase, la vitesse de déplacement du centre de masse à l'horizontal ne démontre qu'une légère fluctuation autour de zéro (Roebroeck et al., 1994). Selon Pai et Rogers (1991a), le tronc est en grande partie responsable de la valeur du « *momentum* » linéaire horizontal alors que le segment cuisse génère majoritairement le « *momentum* » linéaire vertical.

Selon Goulart et collaborateurs (1999), un des rôles de l'activité posturale est de conserver la projection du centre de gravité dans la base de sustentation, ce qui peut représenter un défi lors du PAD pour les personnes âgées et celles ayant des déficiences physiques. Les ajustements posturaux préparatoires et en cours de mouvement sont très importants dans les mouvements complexes tel que le PAD où le sujet passe d'une position très stable (assis) à une position plus instable (debout) (Goulart et Valls-Solé, 1999). Le PAD requiert un déplacement vers l'avant et le haut du centre de masse pour transférer le poids du corps au niveau des pieds. Au moment où la base de sustentation est

rétrécie aux pieds, le système nerveux central doit contrôler à la fois le mouvement de tout le corps ainsi que l'équilibre du corps (Hirschfeld et al., 1999). Selon Cheng et collaborateurs (1998), il y a une corrélation élevée entre le risque de chute et le déséquilibre postural. Ces derniers auteurs ainsi que Hesse et collaborateurs (1994) et Duclos et collaborateurs (2008) ont identifié que chez les sujets hémiparétiques, les oscillations médio-latérales du centre de pression durant le PAD étaient plus grandes que celles observées chez les sujets en santé. Ils ont conclu à une plus faible stabilité posturale et donc à une augmentation du risque de chute.

Selon Schenkman et collaborateurs (1996), l'une des stratégies pouvant être utilisée afin de positionner le centre de masse près du centre de pression avant de se lever est la flexion accrue du tronc. Une accentuation de la flexion du tronc avant le décollement des cuisses pourrait aussi potentiellement diminuer la demande musculaire au niveau des extenseurs des genoux (Doorenbosch et al., 1994; Schenkman et al., 1996) et réduire les difficultés liées à l'équilibre en augmentant le temps de maintien du centre de masse dans la base de sustentation (Coghlin et McFadyen, 1994). En effet, Schultz et collaborateurs (1992) ont identifié la stabilité posturale au moment du décollement des cuisses comme étant un des déterminants de la capacité à effectuer le PAD et ont reconnu l'augmentation de la flexion du tronc comme étant une stratégie efficace pour accroître la stabilité. Par ailleurs, lors du décollement des cuisses, les individus hémiparétiques ont une projection du centre de gravité plus antérieure (2 cm devant les talons) que les sujets sains (3 cm derrière les talons) (Hesse et al., 1994). Suite au décollement des cuisses, le déplacement du centre de masse en antérieur est donc moindre chez le sujet hémiparétique par rapport aux sujets sains, probablement pour éviter de chuter vers l'avant. En somme, chez les individus hémiparétiques, l'utilisation de différentes stratégies motrices durant le PAD pourrait servir à compenser leur faiblesse musculaire tout en réduisant leur instabilité posturale.

2.2.3.2 Déplacements angulaires

Selon Nuzik et collaborateurs (1986), la hanche fléchit durant les premiers 40% du cycle du PAD et ensuite, elle fait de l'extension pour les derniers 60%. Le genou fait de l'extension tout au long du cycle et la cheville, de la flexion dorsale pour les premiers 45% du cycle et ensuite, elle va vers la flexion plantaire. Ils rapportent comme angle maximal moyen de flexion de la hanche, du genou et de la cheville (flexion dorsale) : 135°, 95° et 16°, respectivement, dans une condition où le PAD a été effectué de façon spontanée d'un siège d'une hauteur de 46 cm. Burdett et collaborateurs (1985) ont, quant à eux, rapporté des angles de 117°, 92° et 18° de flexion de la hanche, du genou et de la cheville, respectivement, pour une condition spontanée sans l'usage des membres supérieurs à une hauteur de siège standard (43 cm). Finalement, Roebroek et collaborateurs (1994) ont trouvé des angles de 95° et 105° pour la hanche et le genou, respectivement. Les quelques variations rencontrées entre les résultats de ces différentes études réalisées auprès de sujets sains proviendraient des différences méthodologiques (hauteur du siège, point de repère pour les angles, position des pieds, etc.).

Pour ce qui est des mouvements du tronc chez les sujets sains lors du PAD spontané, Baer et Ashburn (1995) ont rapporté des amplitudes de flexion latérale variant entre 1,41° et 7,42° et des valeurs de rotation axiale mesurée à l'épaule se situant entre 1,92° et 10,28°. Par ailleurs, Schenkman et collaborateurs (1990) ont obtenu des angles maximaux moyens de flexion antérieure du tronc sur le bassin et du tronc par rapport à l'horizontalité du sol de 16° et 40°, respectivement. Lecours et collaborateurs (2008) ont, quant à eux, trouvé un angle moyen de flexion latérale de $2,4^{\circ} \pm 2,7^{\circ}$ chez un groupe de 15 sujets sains et de $12,1^{\circ} \pm 6,1^{\circ}$ chez un groupe de 17 sujets hémiparétiques chroniques démontrant ainsi des mouvements latéraux du tronc considérablement plus grands chez les patients.

2.2.4 Cinétique du PAD

La cinétique du PAD sera décrite en considérant les moments de force aux articulations du membre inférieur, la séquence d'activation musculaire durant le transfert ainsi que les forces verticales de réaction du siège et du sol.

2.2.4.1 Les moments de force

Chez le sujet sain, lors de la phase de flexion du PAD, Fleckenstein et collaborateurs (1988) ont obtenu un moment musculaire moyen des fléchisseurs de la hanche de 42 Nm lorsque le genou était dans une position initiale de 105° de flexion soit une flexion supérieure à 90°. La force des fléchisseurs de hanche a été associée avec le positionnement du centre de masse corporel lors du décollement des cuisses relativement à l'articulation de la cheville et à la position du centre de pression (Gross et al., 1998). Selon Roebroeck et collaborateurs (1994) et Hutchinson et collaborateurs (1994), les moments des genoux et des hanches sont les plus élevés juste après le décollement des cuisses (phase de transition).

Durant la phase d'extension, pour des hommes en santé âgés entre 20 et 40 ans, Kotake et collaborateurs (1993) ont déterminé que les moments moyens minimaux d'extension requis à la hanche et au genou pour réaliser le PAD étaient de 0,7 Nm par kg et de 0,9 Nm par kg, respectivement, lorsque le transfert était effectué à vitesse naturelle. Ces moments, proportionnellement aux moments maximaux moyens d'extension à la hanche et au genou, représentent des pourcentages de 27% et de 30%, respectivement. Selon Richards et collaborateurs (1989), la participation des extenseurs du genou s'avèrerait encore plus élevée que ce qu'indiquent les estimés basés sur les moments de force. Ces derniers rapportent que le PAD nécessite environ 80% de l'activation musculaire maximale du vaste interne et 62% de celle du vaste externe chez des sujets en santé. Selon Roebroeck et collaborateurs (1994), cette divergence entre les moments et les données EMG s'expliquerait par la présence de co-contractions au niveau des fléchisseurs du genou.

Bien que la majorité des études aient identifié les moments de force en extension aux genoux comme étant les plus élevés lors du décollement des cuisses (Schultz et al., 1992; Kotake et al., 1993; Roebroek et al., 1994; Gross et al., 1998), certaines ont trouvé des valeurs de moments plus élevées aux hanches (Rodosky et al., 1989; Shepherd et Koh, 1996). Des différences méthodologiques et des facteurs telle, la position initiale du tronc, peuvent influencer la distribution des moments aux articulations des membres inférieurs (Coghlin et McFadyen, 1994; Doorenbosch et al., 1994). De plus, l'importance du rôle de la force aux genoux par rapport à celle aux hanches pour la réalisation du PAD varierait selon l'âge des individus. En effet, selon Gross et collaborateurs (1998), la force des extenseurs de hanche serait le facteur le plus important pour la réalisation du PAD chez des femmes âgées en santé. Elle a été associée à la verticalisation du tronc et à l'accélération verticale du centre de masse corporel au décollement des cuisses ainsi qu'à la diminution du temps d'exécution de la tâche (Gross et al., 1998).

Enfin, pour ce qui est des moments observés à la cheville, certains auteurs ont observé un moment vers la flexion dorsale du début du PAD jusqu'au milieu de la phase de transition puis, un moment en flexion plantaire atteignant son maximum et demeurant constant jusqu'à la fin du transfert (Roebroek et al., 1994; Gross et al., 1998). Toutefois, ces moments à la cheville sont beaucoup moins élevés que ceux rapportés pour la hanche et le genou. À titre d'exemple, Gross et collaborateurs (1998) ont trouvé des valeurs maximales de moments extenseurs à la hanche de $63,1 \pm 21,5$ Nm et $58,9 \pm 20,1$ Nm et aux genoux de $87,7 \pm 23,7$ et $95,2 \pm 36,4$ chez un groupe de sujets sains âgés (âge moyen : $70,1 \pm 5,8$ ans) et jeunes (âge moyen : $24,2 \pm 2,4$ ans), respectivement, alors qu'à la cheville, les valeurs respectives de moments de flexion dorsale étaient de $1,3 \pm 17,6$ Nm et $9,8 \pm 38,9$ et de flexion plantaire de $41,8 \pm 17,8$ Nm pour les deux groupes.

Les exigences musculaires requises pour la réalisation du PAD se reflètent dans la performance et les stratégies utilisées par les individus hémiparétiques lors de ce transfert. Selon Lomaglio et Eng (2005), les moments du côté parétique en flexion dorsale et en extension du genou corrélient avec la durée du PAD et sont donc reliés à la performance lors du PAD. Eriksrud et Bohannon (2003) ont, quant à eux, rapporté que la force isométrique en extension du genou était un fort prédicateur de l'indépendance lors du PAD chez des individus en phase aiguë de réadaptation. En ce sens, Roy et collaborateurs (2007) ont trouvé une association significative entre l'asymétrie de la force musculaire des extenseurs aux genoux et l'asymétrie des moments nets aux genoux lors de l'exécution du PAD ($r = 0,85$). De même, les études de Engardt et Olsson (1992) et de Engardt (1994b) avancent que l'asymétrie de MEC des individus hémiparétiques durant le PAD pourrait être expliquée par la perte de production de force en concentrique au niveau du genou parétique, action qui est très demandée pendant le PAD.

Finalement, puisque le PAD s'effectue en moins de deux secondes, cette tâche requiert le développement de forces musculaires élevées en peu de temps. Tel que rapporté dans les études de Canning et collaborateurs (1999) et Cheng et collaborateurs (1998), étant donné que les personnes hémiparétiques ont un taux de génération de force diminué lors du PAD, ce facteur pourrait aussi expliquer la diminution de la performance.

2.2.4.2 La séquence d'activation musculaire

En ce qui a trait à la séquence du recrutement musculaire durant le PAD chez le sujet sain, bien qu'il n'y ait pas un consensus sur le moment précis du début de l'activation de chacun des muscles évalués dans la littérature, la plupart des auteurs s'entendent sur le fait que le muscle tibial antérieur est le premier à être activé pour initier le PAD (Roebroek et al., 1994; Vander Linden et al., 1994; Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999). Cette activation précoce du tibial antérieur servirait à stabiliser les pieds ainsi qu'à favoriser la

rotation des jambes vers l'avant au niveau des chevilles afin de déplacer le centre de masse antérieurement (Khemlani et al., 1999). Avant le décollement des cuisses, les muscles abdominaux, sterno-cléido-mastoïdiens et les trapèzes sont également actifs afin d'effectuer les ajustements posturaux préparatoires (Goulart et Valls-Solé, 1999). Immédiatement après l'activation du tibia antérieur, le droit fémoral ainsi que le biceps fémoral débutent leur action; le droit fémoral contribuant à la flexion des hanches et à la stabilisation des genoux juste avant le lever du siège et le biceps fémoral ralentissant la flexion des hanches juste avant son action d'extension (Khemlani et al., 1999).

Au moment du décollement des cuisses, l'action des muscles grand fessier, vaste externe et vaste interne s'ajoutent pour effectuer l'extension des hanches et des genoux (Roebroek et al., 1994; Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999). Selon Goulart et Valls-Solé (1999), les muscles paraspinaux lombaires contribueraient également à l'atteinte de la station debout. Enfin, selon Khemlani et collaborateurs (1999), les muscles soléaires et gastrocnémiens seraient les derniers à être activés suite au décollement du siège et contribueraient à maintenir la stabilité posturale durant cette dernière phase du PAD caractérisée par un « *momentum* » horizontal considérable qui se doit d'être freiné afin d'atteindre la station debout. Roebroek et collaborateurs (1994) ont, quant à eux, enregistré une activité EMG de ces deux muscles tout au long du PAD.

Cheng et collaborateurs (2004) ont rapporté les altérations suivantes concernant l'activation musculaire des individus hémiparétiques par rapport aux sujets sains lors du PAD : l'activation du tibia antérieur du membre parétique est retardée, les muscles soléaires, ischio-jambiers, quadriceps et tibia antérieur du côté parétique sont activés presque simultanément. De plus, des augmentations du recrutement et du temps d'activation des muscles tibia antérieur et quadriceps sont enregistrées du côté non parétique surtout au décollement du siège.

En somme, la force musculaire et un recrutement musculaire séquentiel adéquat constituent deux facteurs de grande importance dans la réalisation du transfert assis à debout.

2.2.4.3 Les forces de réaction du siège et du sol

Selon Hirschfeld et collaborateurs (1999), durant la période avant le décollement des cuisses, les sujets sains supportent environ 85% de leur poids sous les fesses et 15% sous les pieds. Avant le décollement des cuisses, il y a une augmentation des forces de réaction antéro-postérieures vers l'avant sous les fesses, reflétant la génération d'une impulsion propulsive afin d'initier le PAD. Durant la phase d'extension, ces forces de réaction antéro-postérieures sont rapidement dirigées vers l'arrière et correspondent à la décélération du mouvement antérieur du centre de masse pour éviter que le corps ne tombe vers l'avant dans la phase finale du PAD (Gross et al., 1998; Hirschfeld et al., 1999). Selon Hirschfeld et collaborateurs (1999), à partir du décollement des cuisses, les forces de réaction du sol sous chacun des pieds passent d'une valeur correspondant à 52% du poids corporel à la valeur du poids corporel vers la fin de la phase du lever. De plus, les forces de réaction vers l'arrière sous les pieds diminuent jusqu'à près de zéro et les forces de réaction médio-latérales augmentent vers l'intérieur, c'est-à-dire qu'elles s'opposent mutuellement sous chacun des pieds. L'analyse des forces de réaction du sol a également révélé que les sujets sains ont essentiellement une MEC symétrique sur les membres inférieurs durant ce transfert (Engardt et Olsson, 1992; Hirschfeld et al., 1999; Brunt et al., 2002).

Contrairement aux sujets contrôles, l'asymétrie de MEC durant le PAD est fréquemment observée chez les personnes hémiparétiques (Engardt et Olsson, 1992; Cheng et al., 1998; Hirschfeld et al., 1999; Roy et al., 2006; Lecours et al., 2008). Engardt et Olsson (1992) ont d'ailleurs rapporté que le poids moyen supporté par le membre inférieur parétique équivalait à 37.5% du poids corporel. Selon Lomaglio et Eng (2005), plus l'asymétrie de MEC est

grande, plus le PAD est effectué lentement chez les individus présentant une hémiparésie. De plus, la répartition asymétrique du poids corporel sur les membres inférieurs durant le PAD serait liée à un risque accru de chute (Cheng et al., 1998). Cheng et collaborateurs (1998) ont montré que plus la charge supportée par le membre inférieur parétique est faible, plus l'individu est à risque de chute. Ces auteurs ont rapporté une charge sur le membre parétique correspondant à 29% du poids corporel chez les hémiparétiques non-chuteurs et à 24%, chez les hémiparétiques chuteurs lors du PAD exécuté à vitesse naturelle. Selon plusieurs auteurs (Engardt, 1994a; Roy et al., 2006; Duclos et al., 2008; Lecours et al., 2008), les personnes hémiparétiques auraient une réserve de capacité non utilisée durant le PAD car, sur demande, en présence d'un feedback visuel ou auditif ou en variant la position des pieds, ils arrivent à performer de façon plus symétrique. L'effet de la modification de la position des pieds sur le PAD est d'ailleurs abordé dans la section suivante.

2.2.5 Effet de la position des pieds sur le PAD

Il a été démontré que la variation de la position des pieds durant le PAD entraînait des changements considérables, entre autres, sur la distribution de la MEC et la capacité à effectuer le transfert. Tout d'abord, chez le sujet sain, une position de pieds plus antérieure entraîne une flexion accrue du tronc afin d'être en mesure de placer le centre de masse au-dessus de la base de sustentation (Fleckenstein et al., 1988; Vander Linden et al., 1994; Shepherd et Koh, 1996; Khemlani et al., 1999; Kawagoe et al., 2000). Selon Shepherd et Koh (1996), ce positionnement des pieds augmente l'effort musculaire des extenseurs des genoux et ainsi, un placement trop antérieur des pieds pourrait empêcher l'exécution du transfert.

Lors du positionnement asymétrique des pieds, c'est-à-dire un pied en postérieur et l'autre en antérieur, des changements au niveau de : la position du tronc dans le plan frontal (Duclos et al., 2008; Lecours et al., 2008), des distributions des moments aux articulations (Shepherd et Koh, 1996; Kawagoe

et al., 2000; Lecours et al., 2008) et de l'activité musculaire des membres inférieurs (Kawagoe et al., 2000; Brunt et al., 2002) ainsi que des distributions des forces verticales de réaction du sol et du siège (Kawagoe et al., 2000; Duclos et al., 2008; Lecours et al., 2008) ont été observés. De ce fait, Lecours et collaborateurs (2008) et Duclos et collaborateurs (2008) ont noté une distribution de MEC et des moments des extenseurs des genoux plus élevés du côté du pied placé en postérieur ainsi qu'une inclinaison latérale du tronc vers ce côté. Lecours et collaborateurs (2008) ont d'ailleurs révélé des corrélations entre la position du tronc dans le plan frontal et la distribution de la MEC lors du PAD. Enfin, Brunt et collaborateurs (2002) ont démontré une augmentation de l'activité EMG du tibial antérieur et du quadriceps du membre inférieur placé en postérieur permettant aussi de conclure à un effort plus important pour cette position de pieds.

Chez les sujets hémiparétiques, une position de pieds avec le pied parétique placé en postérieur par rapport à une position de pieds spontanée ou symétrique réduit l'asymétrie de MEC et des moments extenseurs aux genoux et diminue le déplacement latéral du tronc (Roy et al., 2006; Lecours et al., 2008). Duclos et collaborateurs (2008) ont également trouvé, chez des sujets hémiparétiques, que cette position de pieds diminuait les amplitudes des déplacements médio-latéraux du centre de pression les rendant ainsi semblables à celles mesurées chez les sujets sains effectuant le PAD en position de pieds spontanée. Selon ces mêmes auteurs, la position plus centrée du tronc dans le plan frontal dans cette condition de pieds serait probablement responsable de la diminution de l'amplitude des déplacements du centre de pression. Ainsi, la position du tronc aurait un rôle important à jouer sur la distribution de la MEC des individus hémiparétiques lors du PAD.

En somme, plusieurs études ont été réalisées sur les caractéristiques et les exigences du PAD ainsi que sur les facteurs pouvant influencer sa réalisation mais très peu d'études se sont intéressées à déterminer si les

personnes en santé et hémiparétiques sont conscientes de leur performance motrice et plus spécifiquement, de leur distribution de MEC lors du transfert. La section suivante aborde donc les résultats d'études dans lesquelles la perception de la distribution de MEC a été évaluée.

2.3 Évaluation de la perception de la distribution de la MEC chez le sujet sain et chez le sujet hémiparétique

Les études qui ont évalué la perception de la distribution de la MEC lors de tâches fonctionnelles sont limitées aux stations debout unipodale et bipodale ainsi qu'au PAD. Celles-ci sont rapportées dans la présente section.

Afin d'évaluer la perception de la distribution de la MEC en station debout unipodale, Schaefer et Bohannon (1990) ont demandé à 30 sujets sains de distribuer leur MEC sur une balance digitale selon trois cibles différentes représentant des pourcentages de MEC (25%, 50% et 75%). Le membre inférieur était désigné au hasard et un support sur une marchette était autorisé. Ils expliquaient aux sujets que si la cible était de 50%, ils devaient avoir 50% de leur MEC sur leur membre inférieur et supporter le reste de leur poids avec leurs membres supérieurs à l'aide de la marchette. Des erreurs absolues de perception ont été calculées en soustrayant le pourcentage réel de poids enregistré sur la balance du pourcentage de la cible. Des erreurs absolues moyennes de 9,2% ($\pm 6,6\%$), 8,0% ($\pm 6,0\%$) et 18,5% ($\pm 9,7\%$) ont été calculées pour les cibles 25%, 50% et 75%, respectivement et ces erreurs se sont avérées significativement différentes l'une de l'autre.

En utilisant le même protocole mais cette fois en station bipodale sans appui des membres supérieurs, Bohannon et collaborateurs (1989) ont trouvé des valeurs d'erreurs absolues de 7,3% ($\pm 4,7\%$), 3,3% ($\pm 3,7\%$), et 7,7% ($\pm 4,8\%$) pour les mêmes cibles soit 25%, 50% et 75%, respectivement. À la

lumière de ces résultats, ces auteurs ont constaté qu'il est plus facile d'estimer la distribution de MEC en station bipodale qu'unipodale et que la tâche de distribution de MEC symétrique (50%) était davantage réussie que les autres, que ce soit en station debout unipodale ou bipodale. Selon eux, la station bipodale permettrait la comparaison de MEC entre les deux membres inférieurs, ce qui conférerait une certaine référence et aurait donc facilité l'atteinte des cibles de distribution de MEC demandées. De plus, selon ces mêmes auteurs, la tâche symétrique serait plus simple à réaliser car la symétrie serait plus facilement quantifiable que l'asymétrie (Bohannon et al., 1989; Schaefer et Bohannon, 1990). Dans le cadre de leur étude, Bohannon et collaborateurs (1989) ont également examiné si des facteurs tels que l'âge, le sexe, la dominance aux membres inférieurs et le pourcentage de MEC demandé (cible) avaient une influence sur la capacité à estimer la distribution de MEC. Leurs résultats provenant d'un échantillon de 61 participants (34 hommes et 27 femmes) de 43,6 ans (± 18 ans) d'âge moyen n'ont démontré aucune influence de l'âge, du sexe et de la dominance sur les erreurs de perception. Par contre, les pourcentages de MEC ciblés ont influencé de manière significative les erreurs de perception. En effet, tel que mentionné précédemment, la cible de 50% a engendré moins d'erreurs que les cibles 25% et 75%. La différence d'erreur entre ces deux dernières ne s'est quant à elle pas avérée significative.

Ce protocole d'évaluation de la perception a également été repris chez des sujets hémiparétiques dans la tâche debout bipodale. Bohannon et Tinti-Wald (1991) ont trouvé des erreurs absolues de perception de distribution de MEC plus grandes chez cette population par rapport à celles des sujets sains, soit des erreurs de : 9,6% ($\pm 7,0\%$), 5,2% ($\pm 4,0\%$) et 9,8% ($\pm 4,0\%$) pour les cibles 25%, 50% et 75%, respectivement. Aucune différence significative entre les erreurs obtenues pour les différentes cibles n'a été identifiée.

Enfin, les deux seules études ayant évalué la capacité à percevoir la distribution de MEC dans une tâche dynamique sont celles de Engardt et

Olsson (1992) réalisée auprès de 42 individus hémiparétiques chroniques ainsi que celle de Lauzière et collaborateurs (2010), effectuée auprès de 31 sujets sains dont 16 jeunes et 15 âgés. Dans cette dernière étude, les sujets devaient effectuer des transferts assis à debout dans une position de pieds symétrique selon différentes distributions de MEC (30%, 40%, 50%, 60% et 70% sur le membre inférieur droit) imposées soit par un feedback visuel représentant différentes cibles de MEC ou par des consignes verbales. Dans la condition avec instructions verbales, les forces verticales de réaction du sol ainsi que celles du siège ont servi à évaluer la perception des participants et dans la condition avec feedback visuel, les sujets devaient coter leur perception de MEC suite au transfert sur une échelle visuelle analogue (EVA). L'échelle utilisée dans leur étude est d'ailleurs celle qui a été développée dans le cadre du projet de la présente thèse (cf. Méthodologie). Les résultats ont démontré que les sujets sains (jeunes et âgés) perçoivent adéquatement leur distribution de MEC lors du PAD. Les moyennes des erreurs absolues obtenues (différence entre la MEC réelle obtenue par les forces de réaction du sol et du siège et la cote sur l'EVA ou le pourcentage de la consigne verbale) pour la condition avec feedback se situaient entre 5,2% et 9,4% alors que pour la condition avec consignes verbales, elles étaient entre 2,9% et 7,3%. La cible 50% a été la mieux perçue dans les deux conditions. Les associations entre la MEC réelle et la perception se sont avérées bonnes dans les deux conditions révélant des CCI de 0,79 et 0,85 pour la condition avec feedback et celle avec les consignes verbales, respectivement.

Dans l'étude de Engardt et Olsson (1992), les sujets devaient également coter leur distribution de MEC aux membres inférieurs sur une EVA suite à un transfert assis à debout mais effectué de façon spontanée seulement. Les forces de réaction verticales du sol ont été enregistrées à l'aide de deux plateformes de force au sol et elles ont servi à quantifier la distribution réelle de la MEC des sujets lors du transfert. L'EVA, une échelle horizontale de 100 mm, avait pour titre : « Je me lève debout avec une mise en charge égale sur mes

deux pieds ». L'extrémité gauche correspondait à « non, pas du tout » et l'extrémité droite à « oui, pas de problème », donc 100 mm représentait une perception de distribution de poids symétrique aux membres inférieurs. Ces auteurs ont ensuite corrélé les cotes obtenues à l'aide de l'EVA avec les distributions réelles de MEC enregistrées durant les transferts assis à debout et ont trouvé une faible corrélation de Spearman de 0,36. Ces auteurs ont avancé diverses raisons pour expliquer cette faible corrélation, soit la possibilité que les participants n'aient pas reçu assez d'informations au préalable sur l'utilisation de l'EVA, que l'EVA ait été trop complexe pour les sujets ou enfin, que tout simplement, les individus hémiparétiques n'ont pas une bonne perception de leur distribution de MEC lorsqu'ils se lèvent d'une chaise.

Le PAD est une tâche difficile à réaliser pour les sujets hémiparétiques. Les résultats de l'étude d'Engardt et Olsson (1992) pourrait aussi s'expliquer par le fait que les patients cotent la perception de leur effort plutôt que leur MEC durant le transfert.

2.4 Le sens de l'effort et son modèle

2.4.1 Le modèle de l'effort

En 2004, tel qu'il a été mentionné précédemment (cf. Chapitre 1), Bertrand (2004) a proposé un modèle soit « le modèle de coordination bilatérale » (Figure 2) pour tenter d'expliquer l'asymétrie des forces produites chez des individus présentant une hémiparésie. Ce modèle découle des travaux sur la stabilisation posturale lors d'efforts aux membres inférieurs et aux membres supérieurs réalisés respectivement par Gauthier et collaborateurs (1992) et par Bertrand et Bourbonnais (2001).

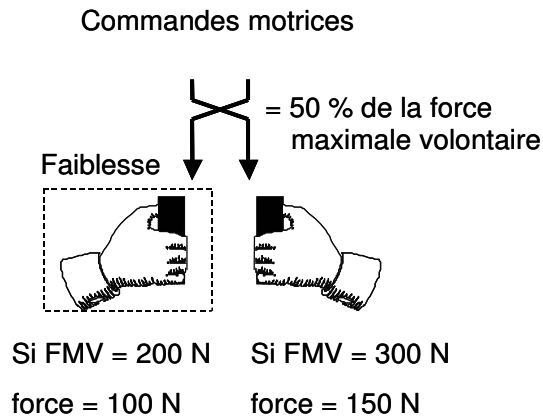


Figure et description reproduites de la Thèse de Martine Bertrand (2004) avec la permission de l'auteur.

Figure 2 : Modèle de coordination bilatérale.

La tâche consiste à produire des forces sous-maximales de préhension égales et simultanées des deux côtés. En utilisant une stratégie basée sur le sens de l'effort pour réaliser la tâche, la personne avec une hémiparésie apparie l'intensité des commandes motrices des deux côtés (p. ex. des commandes motrices qui représentent 50% de la force maximale volontaire de chaque côté). Cependant, la personne présente une diminution des capacités de production de force du côté atteint (la force maximale volontaire (FMV) du côté atteint est égale à 200 N alors que la FMV du côté non atteint est égale à 300 N). En conséquence, bien que l'intensité des commandes motrices soit similaire, la force externe produite est plus petite du côté atteint comparativement à celle du côté non atteint (100 N vs 150 N).

Gauthier et collaborateurs (1992) ont réalisé, en position assise, des tâches d'effort statique unilatéral à la hanche parétique et non parétique dans différentes directions (abduction, adduction, flexion et extension) chez des sujets sains et hémiparétiques. Ils ont montré que les forces controlatérales stabilisatrices du côté non parétique durant un effort du côté parétique étaient plus élevées que celles enregistrées du côté parétique lors d'un effort effectué du côté non parétique. Les forces controlatérales stabilisatrices mesurées du côté non parétique se sont avérées également plus grandes que celles recueillies chez un groupe de sujets sains.

Afin d'expliquer leurs résultats, Gauthier et collaborateurs (1992) ont élaboré un modèle à partir de celui présenté par Paulignan et collaborateurs (1989). Le modèle de Paulignan et collaborateurs (1989) inclut deux voies

descendantes parallèles dont l'une contrôle le mouvement ipsilatéral et l'autre l'ajustement postural contralatéral et ces deux voies sont reliées par une voie collatérale interne comprenant un contrôleur de gain (« *gain control* »). Dans ce modèle, une commande centrale commune serait donc responsable du mouvement généré du côté ipsilatéral ainsi que de la force stabilisatrice enregistrée du côté contralatéral via la voie collatérale. Gauthier et collaborateurs (1992) ont ajouté à ce modèle l'aspect adaptation du contrôleur de gain de la voie collatérale, responsable de la force stabilisatrice contralatérale, en émettant l'hypothèse que ce rôle serait préservé dans le cas d'un effort du côté non parétique mais que celui-ci serait déficient lors d'un effort du côté parétique. Ainsi, l'augmentation exagérée de la réponse stabilisatrice du côté non parétique serait due à une surestimation de l'effort requis du côté parétique. Ces auteurs ajoutent que la commande centrale aurait un rôle à jouer dans cette surestimation de l'effort puisqu'elle serait augmentée chez l'hémi-parétique afin de compenser la perte de force musculaire du côté parétique. En 2001, Bertrand et Bourbonnais (2001) ont reproduit les mêmes résultats d'inégalité des forces aux membres supérieurs appuyant ainsi leur modèle.

Suite à l'élaboration de leur modèle de « coordination bilatérale » basé sur le sens de l'effort, Bertrand et collaborateurs (2004) ont voulu le valider chez des individus hémi-parétiques dans des tâches d'appariement bilatérales de forces sous maximales produites par les membres supérieurs. Ces derniers ont trouvé que les individus présentant une hémi-parésie appariaient ces forces relativement à leurs forces maximales volontaires et ce, même s'ils avaient la capacité de produire des forces d'intensité égales. Les études récentes de Simon et al. (2008; 2009) ont démontré les mêmes résultats lors de tâches d'appariement de force d'extension aux membres inférieurs effectuées sur un appareil de type presse à quadriceps (« *leg press* »). Ils ont étudié deux groupes de sujets: des personnes en santé présentant au moins 10% de différence de force maximale bilatérale ainsi que des sujets hémi-parétiques. Dans les deux

cas, les sujets ont apparié leurs forces de poussée bilatérales selon un pourcentage de leurs forces maximales bilatérales plutôt que selon leurs forces absolues.

Par ailleurs, lors d'une étude de la marche chez des personnes saines et hémiparétiques, Milot et collaborateurs (2006) ont montré que les individus hémiparétiques maintiennent des efforts similaires aux membres inférieurs et que ces efforts sont comparables à ceux des sujets sains lorsque les deux groupes marchent à leur cadence spontanée donc à des vitesses différentes (Requiao et al., 2005; Milot et al., 2006). Ainsi, les personnes hémiparétiques semblent privilégier la symétrie des efforts aux membres inférieurs plutôt que la symétrie du schème de marche ou une marche à vitesse plus élevée. Ceci, en dépit qu'ils aient la capacité de produire plus d'efforts aux membres inférieurs pour marcher plus normalement puisque tous montraient des efforts plus élevés lors de la marche rapide.

L'ensemble de ces résultats associés à la production de forces bilatérales lors de mouvements simples et complexes suggère une implication du sens de l'effort pour expliquer les stratégies motrices asymétriques des personnes hémiparétiques.

2.4.2 Le sens de l'effort

Étant donné que les études sur le sens de l'effort ont découlé en grande majorité des études cherchant à clarifier l'origine du sens de la force et qu'il est souvent question des sens du poids et de la tension dans celles-ci, une distinction entre ces divers éléments s'impose donc avant d'aborder le sens de l'effort. Par la suite, ce dernier sera discuté par le biais des études sur le sens de la force.

2.4.2.1 Distinction entre sens de la force, sens de l'effort, sens du poids et sens de la tension

Premièrement, il n'existe pas de définition spécifique du sens de la force dans la littérature outre celle retrouvée dans la thèse de Bertrand (2004), soit : « la capacité à prendre conscience et à interpréter les informations relatives à la force produite ». Pendant de nombreuses années, l'origine de la sensation de la force a fait l'objet de plusieurs débats (Jones, 1986). Jusqu'à maintenant, deux sources d'informations ont été suggérées, soit : des sensations d'origine centrale ou des sensations d'origine périphériques. L'expression habituellement utilisée pour désigner les sensations d'origine centrale est le sens de l'effort (McCloskey et al., 1974) et celle associée aux sensations d'origine périphérique est le sens de tension (Roland et Ladegaard-Pedersen, 1977). Le sens de l'effort reflèterait l'intensité de la commande motrice descendante. Cette information serait transmise via une décharge corollaire ou une copie efférente de la commande motrice volontaire vers le cortex sensoriel et constituerait la base de la perception de la force (McCloskey et al., 1974; McCloskey et al., 1983). Le sens de la tension servirait à estimer la force musculaire produite lors d'une contraction musculaire via les récepteurs périphériques, soit les récepteurs musculaires (fuseaux neuromusculaires, organes tendineux de Golgi), les récepteurs de la peau ainsi que les récepteurs articulaires et ligamentaires (Roland et Ladegaard-Pedersen, 1977). Les études décrivant et appuyant chacune de ces sources d'information du sens de la force seront discutées dans les sections suivantes.

Il est important de mentionner que les termes sensation de pesanteur ou de poids (« *heaviness* ») sont également utilisés dans ces études pour désigner la perception de la force. Toutefois, le sens de poids n'est pas exactement comparable à celui de la force. Selon Lafargue et collaborateurs (2003), la perception de poids requiert aussi des informations périphériques ou à tout le moins la vision afin de savoir si le poids a bel et bien été soulevé. La perception de poids des objets est plus complexe que celle de la force car elle nécessite

l'intégration des informations liées à la force produite ainsi que celles liées aux mouvements (exemple, la vitesse et l'accélération du membre). Par ailleurs, les propriétés physiques des objets soulevés telles que leur volume et leur texture influencent l'estimation de leur poids (McCloskey et al., 1974; McCloskey, 1974; Jones, 1986). Le « *size-weight illusion* » en est un exemple. Habituellement, lorsque deux objets de grosseurs différentes sont présentés à des sujets, ceux-ci s'attendent à ce que l'objet le plus gros soit le plus lourd (McCloskey, 1974; Jones, 1986). Par conséquent, dans un cas où deux objets ont le même poids mais sont de grosseurs différentes, l'objet le plus gros sera soulevé à une vitesse étonnement élevée puisqu'une commande centrale plus grande aura été envoyée au membre supérieur pour le soulever. Ceci provoquera donc un ajustement rapide de la force produite par le membre entraînant finalement une perception que cet objet pèse moins que l'objet plus petit (Jones, 1986).

2.4.2.2 L'origine neurophysiologique du sens de la force

Cafarelli (1982) a présenté un modèle neurophysiologique incluant trois mécanismes ayant possiblement un rôle dans le sens de la force. Ce modèle inclut premièrement un mécanisme d'action directe central (« *feedforward* ») où une copie de la commande centrale du cortex moteur serait envoyée directement au cortex sensoriel évoquant ainsi des perceptions d'effort musculaire correspondant à l'amplitude de la commande motrice efférente initiale. Deuxièmement, il comprend un mécanisme afférent (« *feedback* ») où de l'information sur la tension intramusculaire, la vitesse de contraction et la position de l'articulation provenant de récepteurs périphériques (fuseaux neuromusculaires, organes tendineux de Golgi et mécanorécepteurs) serait envoyée au cortex sensoriel. Troisièmement, le dernier mécanisme est une combinaison des deux premiers (« *feedforward + feedback* »). En général, les évidences scientifiques indiquent que les signaux provenant des récepteurs périphériques n'influencent pas majoritairement le sens de la force, c'est donc dire que le sens d'effort et de la tension musculaire seraient deux concepts

sensoriels distincts et que le sens d'effort serait en grande partie responsable du sens de la force (Gandevia et McCloskey, 1977b; McCloskey et al., 1983).

2.4.2.3 Facteurs pouvant influencer la perception de la force

Certaines études ont identifié des facteurs pouvant influencer la perception de la force. Ces études ont ainsi permis de mieux cerner l'origine du sens de la force, c'est-à-dire la contribution relative du sens de l'effort et du sens de la tension dans la perception de la force. Chez les sujets sains, suite à une condition contrôle, il est possible d'étudier l'effet sur la perception de la force de différents facteurs telles, la faiblesse musculaire, la fatigue, l'anesthésie, réduisant ainsi les capacités de production de force ou les capacités somatosensorielles. De plus, certaines études chez les hémiparétiques ont également permis de mettre en évidence le rôle des sens de tension et d'effort dans la perception de la force.

2.4.2.4 L'influence d'une diminution de la capacité à produire de la force sur la perception de la force

Cafarelli et Bigland-Ritchie (1979) ont étudié, chez des sujets sains, la perception de force via l'appariement de forces produites lors d'une tâche bilatérale. Cette étude illustre bien les différents rôles des sens de l'effort et de la tension dans la perception de la force. La force maximale produite par un muscle variant en fonction de sa longueur, ils ont trouvé que la perception de force changeait lorsque la capacité de génération de force du muscle de référence était altérée par le raccourcissement de ce dernier. Les sujets devaient tout d'abord contracter l'adducteur du pouce droit (le muscle de référence) pour atteindre un niveau de tension prédéterminé et simultanément, produire la même intensité de force ressentie avec l'adducteur du pouce gauche (le muscle indicateur). La tension produite par le muscle indicateur devient ainsi la mesure du niveau de force perçue par le muscle de référence. Dans cette situation contrôle, la sensation de force traduite par le niveau de tension développé et l'activité EMG étaient égales entre les muscles controlatéraux.

Dans une deuxième situation, le muscle de référence a été raccourci donc affaibli, en rapprochant le pouce de l'index, avant la contraction. Suivant les mêmes consignes, la tension développée dans le muscle indicateur s'est avérée plus élevée que celle produite par le muscle de référence. Bien que la tension développée fût différente entre les deux côtés, le niveau d'EMG (mesure indirecte de la commande motrice centrale) est demeuré pareil. Ces résultats démontrent bien que les sujets ont réalisé l'appariement bilatéral de production de force basé sur leurs niveaux d'effort perçus (signal neurophysiologique central) plutôt que sur les niveaux de tension développés (signal périphérique sensoriel afférent). Ils reflètent bien également la différence entre ces deux concepts (sens d'effort et de tension) et appuie l'hypothèse d'une origine centrale prédominante de la perception de la force.

Dans une tâche d'appariement bilatérale de poids effectuée auprès de sujets normaux chez qui une faiblesse au membre supérieur avait été induite par une injection de curare, Gandevia et McCloskey (1977a; 1977c) ont également rapporté que les sujets surestimaient systématiquement le poids des objets présentés du côté faible par l'appariement avec un poids beaucoup plus élevé du côté normal. Ceci a aussi été observé par Gandevia et McCloskey (1977a) chez des patients hémiparétiques présentant une parésie sans déficit sensoriel au membre supérieur. Ces auteurs suggèrent que les sujets hémiparétiques accordent plus d'importance à la sensation d'effort nécessaire pour faire la contraction qu'aux signaux sensoriels afférents provenant du muscle en contraction (tension produite) pour effectuer une tâche d'appariement de poids. La faiblesse chez ces patients reflèterait la présence de dommages au niveau des voies cortico-spinales. En effet, selon Bertrand et collaborateurs (2004), cette surestimation du poids du côté faible résulterait d'une augmentation de la commande motrice centrale afin de compenser la perte de signal moteur au niveau des muscles parétiques. Tel qu'il a été mentionné précédemment, ces auteurs ont trouvé que les sujets hémiparétiques, suite à une consigne de production de forces de préhension bilatérale égales,

produisaient des forces inégales et les ratios de force observés (parétique/non parétique) étaient reliés à ceux obtenus lors de la production de forces maximales volontaires.

Par conséquent, la stratégie que semblent utiliser les sujets hémiparétiques est celle de faire un appariement de l'intensité des commandes motrices basé sur un pourcentage de leur force maximale volontaire et ce, malgré la présence d'une faiblesse du côté parétique. Il est proposé que cette stratégie soit adoptée dans le but de conserver des niveaux d'effort bilatéraux semblables et ce, malgré leur capacité à produire des forces plus élevées du côté atteint. Ils n'adaptent donc pas la calibration de leurs efforts bilatéraux en tenant compte de leur faiblesse mais persistent plutôt à faire en sorte que leurs niveaux d'effort soient égaux (Bertrand et al., 2004).

Borg, en 1962 (Jones, 1986), lors de la conception de son échelle de perception d'effort, avait déjà émis l'hypothèse que les forces musculaires étaient gradées relativement à la force maximale volontaire de l'individu. Par conséquent, n'importe quel facteur réduisant la force maximale d'un membre (fatigue, curare, AVC) fera en sorte qu'une force produite par ce membre sera perçue comme beaucoup plus exigeante qu'une force équivalente produite par le membre controlatéral (Jones, 1986).

D'autres études ont démontré que la fatigue influençait également la perception de la force (Gandevia et McCloskey, 1978; Jones, 1983; Jones et Hunter, 1983a; Jones et Hunter, 1983b; Carson et al., 2002). Par exemple, Jones et Hunter (1983a; 1983b) ont trouvé que lorsqu'une contraction soutenue à force constante par un certain groupe de muscles était appariée à des contractions controlatérales du même groupe de muscles non fatigué, il y avait une augmentation linéaire de la perception de l'amplitude de la force maintenue dans le temps. La relation entre la force d'appariement et l'amplitude de l'activité

EMG des muscles du côté de référence s'est également avérée linéaire lors de l'augmentation de la fatigue (Jones et Hunter, 1983a).

En somme, peu importe le facteur influençant la production de la force, un principe semble être commun tant aux sujets sains à qui on a induit une faiblesse ou une fatigue qu'à la clientèle neurologique, soit celui d'apparier principalement selon le niveau d'effort perçu lors de tâches d'appariement. La surestimation de la force observée pourrait donc être expliquée par l'augmentation de l'intensité de la commande motrice nécessaire pour produire une force en présence de capacités de force réduites.

La relation entre cette surestimation de la force et l'augmentation de l'intensité de la commande centrale ne serait toutefois pas directement proportionnelle (proportion 1 :1) (Jones, 1995). À titre d'exemple, lors d'une tâche d'appariement en présence de fatigue, Jones et Hunter (1983b) ont trouvé que la force appariée à celle du membre de référence qui était au maximum de sa capacité à soutenir la force sous maximale demandée ne correspondait pas à sa force maximale volontaire mais plutôt à une force moindre. Par conséquent, bien que la perception de la force soit essentiellement associée au sens de l'effort, ce dernier ne semblerait pas être l'unique source d'information. En effet, la contribution des récepteurs périphériques dans la perception de la force ne devrait pas être écartée.

2.4.2.5 L'influence des afférences dans le sens de la force

Le troisième mécanisme du modèle de Cafarelli (1982) présenté précédemment pourrait expliquer le rôle de la voie afférente. Lors d'une contraction musculaire, ce mécanisme propose l'existence d'un signal double vers le cortex sensoriel combinant simultanément des afférences venant du cortex moteur et de la périphérie (fuseaux neuromusculaires, organes tendineux de Golgi, mécanorécepteurs des articulations et de la peau). La commande centrale motrice initiale serait donc comparée au signal périphérique afférent

permettant une gradation précise et continue de l'intensité de la perception de la force en lien avec la grosseur et la force du muscle actif ainsi qu'avec les différents événements périphériques pouvant influencer la force, la fréquence et la durée de la contraction musculaire (Cafarelli et Bigland-Ritchie, 1979). Selon Lafargue et Sirigu (2006), pour devenir pleinement conscients, les signaux d'origine centrale doivent interagir avec des signaux afférents, notamment ceux venant des organes tendineux de Golgi. Ceux-ci serviraient à calibrer et à moduler le signal du sens de l'effort et par le fait même, celui du sens de la force (Kilbreath et al., 1997).

Gandevia et McCloskey (1977b; 1977c) se sont intéressés à l'effet de la diminution ou de l'abolition des afférences sensorielles sur la perception de la force de sujets sains. Leur hypothèse était que ces afférences exercent une action facilitatrice (via une assistance réflexe fournie par les récepteurs de la peau et des articulations) sur la commande motrice descendante et que, lorsque diminuées, l'estimation de la force serait augmentée. Effectivement, les sujets ont surestimé les poids dans la tâche où ils étaient anesthésiés.

Les études effectuées auprès de personnes présentant une déafférentation ont également contribué à éclaircir le rôle des afférences ainsi que du sens de l'effort (commande motrice centrale) dans la perception de la force. Plusieurs de ces études ont utilisé l'appariement bilatéral de poids pour évaluer la perception de la force chez ces individus (Cole et Sedgwick, 1992; Fleury et al., 1995; Sanes et Shadmehr, 1995). Ces études ont démontré que les sujets déafférentés pouvaient appairer des poids de façon aussi précise que les sujets sains lorsque la vision n'était pas supprimée. En effet, Fleury et collaborateurs (1995) ont démontré que le sujet déafférenté de leur étude (GL) avait apparié les poids basés sur des informations kinesthésiques visuelles. Les auteurs ont observé qu'elle se servait de la vitesse de déplacement de son bras pour distinguer les poids et par la suite, les appairer. Dans une condition où la vision n'était pas permise, sa capacité à discriminer des poids a chuté

grandement malgré qu'une certaine habileté fût encore présente. Les auteurs de cette étude expliquent cette capacité résiduelle par son habileté à utiliser soit les informations vestibulaires, par la présence de fibres afférentes de petits calibres myélinisées et non-myélinisées (groupes III et IV) encore intactes ou encore par un sens d'effort. Dans une condition où la tête était fixée et qu'en plus la vision était absente, la capacité de discrimination de GL était encore plus atteinte.

Selon Lafargue et collaborateurs (2003), ces résultats ne réfutent pas complètement l'hypothèse de l'utilisation du sens de l'effort dans la perception de la force chez les patients déafférentés. En l'absence de vision, un sujet déafférenté n'a aucune façon de savoir si sa commande motrice a réussi et donc n'a pas de possibilité d'utiliser son sens de l'effort. Les informations visuelles seraient donc très importantes pour la discrimination de poids chez les sujets déafférentés.

Une étude de Rothwell et collaborateurs (1982) sur l'appariement de forces et non de poids corrobore l'importance des informations visuelles dans l'utilisation du sens de l'effort. Dans cette étude, un sujet déafférenté devait appairer des forces en poussant avec une flexion des pouces sur des leviers reliés à de petits moteurs générant différents torques. Ce sujet réussissait aussi bien que les sujets contrôles lorsque celui-ci avait une information visuelle minimale soit deux lumières, une pour chaque levier, qui s'allumaient lorsqu'il réussissait à faire bouger le levier. Pour ces auteurs, le patient ne s'est pas servi du sens d'effort pour faire les tâches d'appariement au niveau du pouce. Il s'est plutôt servi de sa vision. Or, étant capable de générer une même commande motrice au niveau de ses deux pouces (efforts égaux), il pouvait juger par le temps que ça prenait aux lumières pour s'allumer si les deux torques imposés par l'évaluateur étaient égaux. Par conséquent, bien que les afférences somatosensorielles (vue, système vestibulaire, afférences de petits calibres, etc.) semblent nécessaires pour que les sujets déafférentés performant bien lors de ces tâches d'appariement de poids ou de torques imposés, il n'en demeure

pas moins que le sens d'effort semble jouer un rôle important dans leurs stratégies d'appariement.

De plus, dans une étude de Teasdale et collaborateurs (1993), lors d'une tâche de production de forces de pince pouce-index en ayant comme seule instruction d'atteindre des cibles correspondant à différents pourcentages de sa force maximale, une patiente déafférentée (GL) a réussi à produire les forces de pince demandées sans rétroaction visuelle ni entraînement préalable. Il est proposé que cette patiente se fie sur un modèle interne de sa force maximale volontaire lui permettant ainsi de reproduire les pourcentages de force demandés. Dans une étude de Lafargue et collaborateurs (2003), cette même patiente a été capable d'apparier des forces de préhension avec une précision semblable à celle des sujets sains et ce, malgré le fait que la tâche impliquait un délai entre la force produite par la main de référence et celle appariée. Il semble donc que dans certaines conditions, il soit possible d'apparier des forces en se basant uniquement sur le sens de l'effort. Par contre, immédiatement après avoir produit la force initiale d'appariement, la patiente ne pouvait maintenir l'égalité de ces deux forces pour plusieurs secondes et celles-ci tendaient à décroître avec le temps. Alors, pourquoi les patients déafférentés ne peuvent-ils pas maintenir une force dans le temps s'ils semblent avoir une sensation de leur commande motrice ?

La réponse de Rothwell et collaborateurs (1982) à ce paradoxe est que la variation de la commande centrale serait perceptible plus en périphérie et donc nécessiterait des afférences alors que la commande centrale initiale serait rendue consciente probablement au niveau du cortex ou en amont. Les afférences périphériques, en particulier les organes tendineux de Golgi et les fuseaux neuromusculaires, seraient donc nécessaires pour que la personne soit pleinement consciente de l'intensité de sa commande centrale lors de contractions musculaires soutenues. Un exemple tiré de l'étude de Rothwell et collaborateurs (1982) effectué auprès d'un patient déafférenté illustre bien cette

difficulté. Lorsque ce sujet devait tenir une tasse dans sa main et qu'elle se mettait à glisser, son système visuel était trop lent pour réagir et en plus, il ne pouvait juger de la pression à appliquer ni dans quelle direction pour corriger l'erreur et empêcher la tasse de tomber. Dans ces conditions, le patient avait toujours tendance à prendre les objets avec une force excessive pour les empêcher de glisser.

Enfin, les afférences seraient nécessaires pour acquérir, maintenir et mettre à jour nos modèles de contrôle moteur internes (Johansson, 1996). Les modèles internes permettent de faire le lien entre les propriétés physiques des objets et la force nécessaire pour les manipuler (Wolpert et Miall, 1996). Ceci a été démontré chez une patiente déafférentée (GL) dans une étude de Nowak et collaborateurs (2004) où celle-ci devait ajuster sa force de préhension d'un objet en fonction des variations de poids de celui-ci induites par des mouvements verticaux et horizontaux du bras. Par rapport aux sujets sains, celle-ci employait des forces de préhension trop élevées lorsqu'elle tenait et bougeait l'objet. Ceci était probablement un mécanisme de protection pour s'assurer de ne pas échapper l'objet peut importe les changements de poids. En somme, en plus de participer au remodelage des modèles internes, les afférences sont nécessaires pour confirmer que la commande centrale a généré une action ou un mouvement.

2.4.3 Capacité à dissocier les sens d'effort et de tension

Les consignes données aux sujets dans les études sur la perception de la force sont très importantes puisqu'il a été démontré qu'il est possible de dissocier le sens de la tension du sens de l'effort pour juger de la force. En effet, c'est ce que Gandevia et McCloskey (1977c) ont observé lors d'expériences d'appariement de contractions isométriques lorsque les sujets étaient partiellement paralysés avec du curare. Lorsqu'ils demandaient aux sujets de tenter de produire des tensions égales, ils étaient capables. Ceci a également été démontré dans l'étude de Roland et Ladegaard-Pedersen (1977) où les

sujets avaient les deux mains anesthésiées et les muscles d'un bras partiellement paralysés par de la gallamine triéthiodide et qu'ils ont tout de même réussi à apparier bilatéralement des forces de compression d'un ressort entre le pouce et l'index. Par contre, lorsque les sujets dans les études sur la perception de la force reçoivent l'instruction d'apparier des forces ou des poids pour que « ça semble égal » (« *make the forces or the heaviness of two weights feel the same* »), ceux-ci apparient selon leur sens d'effort (Roland et Ladegaard-Pedersen, 1977; Gandevia et McCloskey, 1977c).

2.4.3.1 Les structures et mécanismes neurophysiologiques à l'origine des sens d'effort et de tension

Bien qu'il semble y avoir consensus dans la plupart des études mentionnées précédemment sur une origine principalement centrale (sens d'effort) de la perception de la force, les structures et mécanismes impliqués dans le sens de l'effort demeurent encore peu connus. Les structures impliquées dans le sens de la tension semblent être davantage cernées malgré qu'il existe également des zones grises.

Le sens de tension serait donné via les récepteurs intramusculaires, cutanés et articulaires et ceux-ci signaleraient la force produite lors d'une contraction musculaire (Roland, 1978). Les organes tendineux de Golgi seraient les principaux estimateurs de la tension (Gregory et al., 2002). Par contre, selon Nicolas et collaborateurs (2005), les organes tendineux de Golgi seraient davantage des détecteurs de variation de la force et pas nécessairement de la force absolue. En effet, selon Prochazka (1996), le lien entre le signal des organes tendineux de Golgi et la force produite dans un muscle n'est pas linéaire.

Quant au sens de l'effort, il constitue un phénomène complexe dont l'origine est controversée. L'hypothèse la plus souvent citée est qu'il proviendrait

de décharges corollaires (signaux dérivés de la commande motrice initiale) ou de copies d'efférences (copies exactes de la commande motrice initiale) des commandes motrices (McCloskey et al., 1974; Gandevia, 1982; Gandevia, 1995). Toutefois, les voies anatomiques n'ont pas encore été identifiées avec certitude. Rothwell et collaborateurs (1982) ont proposé deux hypothèses, soit celle que le sens d'effort proviendrait directement de la commande motrice descendante et l'autre, selon laquelle il originerait de la commande motrice envoyée aux cellules pyramidales du cortex moteur donc en amont du cortex. Les résultats d'une étude de Carson et collaborateurs (2002) appuient la deuxième hypothèse. Cette étude menée auprès de sujets sains chez qui une fatigue au bras avait été induite par des contractions excentriques répétées et à qui il avait été demandé d'effectuer une tâche d'appariement bilatérale a démontré que les forces produites du côté affaibli étaient systématiquement moins grandes que celles produites du côté de référence malgré qu'ils croyaient performer de manière égale. De plus, l'activité EMG ainsi que les potentiels corticaux-moteurs évoqués enregistrés ont montré que les commandes motrices envoyées au bras affaibli étaient toujours plus élevées que celles destinées au bras de référence. Selon ces auteurs, le sens d'effort correspondrait donc davantage à l'activité se déroulant dans les circuits neuronaux en amont du cortex moteur qu'à une copie de la commande motrice issue de celui-ci.

Par contre, les études menées auprès de sujets ayant subi des lésions au niveau du cortex moteur et de la capsule interne produisant une hémiparésie de type purement motrice ont démontré que ces régions du cerveau avaient un rôle important dans le sens de l'effort puisqu'en phase aiguë, ce sens était complètement aboli lorsqu'ils essayaient de contracter leurs muscles paralysés (Gandevia, 1982; Gandevia, 1987). Par conséquent, les signaux atteignant et quittant le cortex moteur via la capsule interne semblent fournir des éléments clés dans la perception de l'effort (Gandevia, 1987). De plus, selon deux études de Gandevia (1978; 1982), le sens de l'effort serait maintenu même suite à une déconnexion inter-hémisphérique (« *split-brain* ») et à une lésion complète de la

moelle épinière suggérant que les informations des commissures inter-hémisphériques (corps calleux, commissure antérieure) et de la moelle épinière ne seraient pas nécessaires pour percevoir l'intensité de la commande motrice descendante.

Les ganglions de la base joueraient également un rôle dans le sens de l'effort (Dettmers et al., 1996; Lafargue et Sirigu, 2006). En effet, durant le maintien de contractions musculaires statiques prolongées, Dettmers et collaborateurs (1996) ont observé une augmentation prononcée de l'activité dans les ganglions de la base. Ceci corrobore les résultats d'une étude menée auprès de patients atteints de la maladie de Huntington chez qui une atteinte des ganglions de la base était accompagnée d'une perception altérée du poids (Lafargue et Sirigu, 2002). En somme, plusieurs structures semblent être impliquées dans le sens de l'effort mais il n'y a pas encore de tableau clair établissant son origine dans la littérature.

2.5 Les méthodes d'évaluation des efforts perçus et réels

2.5.1 Méthodes d'évaluation des efforts perçus

La perception de l'effort peut être quantifiée via des échelles catégorielles de perception d'effort. La plus connue étant l'échelle CR-10 (« *category-ratio scale* ») de Borg (1982) comprenant 12 catégories allant de 0 (pas d'effort) à 10 (effort presque maximal). La perception de l'effort a également été évaluée par le biais de la cotation de diverses EVA élaborées selon la tâche étudiée (Engardt et Olsson, 1992; Lauzière et al., 2010). Par ailleurs, certains ont également utilisé des tâches unilatérales de lever d'un poids ou de production d'une force statique pour lesquelles les sujets devaient utiliser une échelle numérique pour estimer les poids ou les forces (Stevens et Cain, 1970; Fleury et al., 1995; Burgess et Jones, 1997).

Toutefois, l'une des techniques les plus souvent employée pour étudier la perception d'effort et dont il a été question abondamment dans les sections précédentes sur le sens de la force, est la procédure d'appariement bilatérale. Tel que discuté précédemment, cette méthode a été utilisée tout d'abord dans le cadre d'études sur la perception de la force mais elle a aussi permis de cerner davantage le sens de l'effort et de l'évaluer. Ces études ont été réalisées principalement aux membres supérieurs. L'appariement peut se faire via des forces produites ou le choix de poids et de façon simultanée ou séquentielle (McCloskey, 1974; Roland et Ladegaard-Pedersen, 1977; Gandevia et McCloskey, 1977a; Gandevia et McCloskey, 1977b; Gandevia et McCloskey, 1977c; Gandevia et McCloskey, 1978; Cafarelli et Bigland-Ritchie, 1979; Jones et Hunter, 1983a; Jones et Hunter, 1983b; Jones et Hunter, 1983c).

2.5.2 Méthodes d'évaluation des efforts réels

Récemment, Nadeau et collaborateurs (1996; 1999) ont utilisé un index, le TUM mécanique, traduisant l'implication relative d'un muscle dans une activité par rapport à sa force maximale (moments calculés durant la tâche sur les moments maximaux obtenus par dynamométrie). Hébert et collaborateurs (1995) ont également utilisé cet index dans l'une de leurs études mais avec des données EMG. Ils ont donc calculé des TUM_{EMG} pour quantifier l'effort aux membres inférieurs. Cet index pourrait d'ailleurs s'avérer un bon moyen pour objectiver la perception des efforts. De ce fait, la section suivante traitera d'abord du signal EMG puis de l'utilisation de l'EMG de surface dans l'évaluation de la perception des efforts.

2.6 EMG de surface

L'EMG de surface est une approche largement utilisée dans l'évaluation de la fonction musculaire. L'étude de l'activité électrique du muscle s'avère très utile pour fournir de l'information sur le contrôle et l'exécution de mouvements

volontaires ou réflexes tant chez une clientèle saine que pathologique (Kamen, 2004).

2.6.1 Physiologie du signal EMG

Afin de produire une force musculaire, les fibres du muscle squelettique doivent être tout d'abord innervées par un motoneurone. L'unité individuelle de l'action motrice est l'unité motrice constituée d'un motoneurone et de toutes les fibres motrices innervées par ce motoneurone. Lorsqu'un motoneurone est excité via le système nerveux central, une dépolarisation se propage le long de l'axone jusqu'aux terminaisons nerveuses. Cette dépolarisation engendre une relâche d'acétylcholine dans la fente synaptique au niveau de la jonction neuromusculaire et il s'ensuit une cascade d'événements ioniques résultant en la génération d'un potentiel d'action (Kamen, 2004). Le signal EMG consiste donc en la sommation des potentiels d'action des cellules musculaires actives (Basmajian et Deluca, 1985). Les deux principaux mécanismes influençant l'amplitude et la densité du signal EMG observé sont le recrutement des unités motrices et leur fréquence de décharge. Chez le sujet en santé, plus il y aura d'unités motrices recrutées et plus leur fréquence de décharge sera élevée, plus la force musculaire développée sera élevée et vice-versa (Kamen, 2004).

2.6.2 Techniques d'enregistrement du signal EMG

Une grande variété d'électrodes EMG existe (électrodes implantées, de surface, monopolaires, bipolaires, etc.). Les électrodes de surface bipolaires, dans lesquelles sont soustraits les signaux communs provenant des deux électrodes actives localisées sur le muscle, constitueraient un bon choix pour l'objectivation de la perception d'effort puisqu'elles permettent de diminuer l'interférence externe de signaux électriques provenant de sources autres que le muscle ciblé (Basmajian et Deluca, 1985).

En effet, le signal EMG peut être affecté par différents éléments externes devant être contrôlés autant que possible. Premièrement, afin de réduire

l'impédance de la peau, une bonne préparation de la peau sous les électrodes par le rasage et le nettoyage à l'alcool est souhaitable. La quantité de tissus graisseux est aussi à considérer car elle peut diminuer l'exactitude du signal EMG enregistré en agissant comme un filtre passe-bas atténuant ainsi les hautes fréquences (Kamen, 2004). La normalisation du signal à un signal de référence sous-maximal ou maximal permet de réduire la variabilité associée à ce facteur. Deuxièmement, la localisation et l'orientation des électrodes doivent être déterminées avec précision. Les électrodes doivent être disposées de façon à ce que leur surface de détection soit perpendiculaire aux fibres musculaires, au milieu du muscle, entre la zone d'innervation la plus proche et la jonction musculo-tendineuse afin d'éviter les biais lors de l'évaluation de la vitesse de conduction du potentiel d'action ainsi que l'altération de l'amplitude et de la fréquence du signal (DeLuca, 1997). Troisièmement, il est préférable d'utiliser l'EMG de surface pour analyser l'activité musculaire des muscles superficiels car la distance séparant les muscles profonds des électrodes entraînerait un biais dans l'enregistrement du signal en faveur des muscles plus superficiels qui génèrent des potentiels d'action de plus grande amplitude (DeLuca, 1997). Enfin, il est également important d'essayer de contrôler la contamination possible du signal du muscle ciblé par le bruit provenant de la contraction des muscles environnants (diaphonie (« *crosstalk* »)). Une façon d'y parvenir est de poser des électrodes sur les muscles adjacents au muscle étudié (DeLuca, 1997).

2.6.3 La transformation et l'analyse du signal EMG

Le signal EMG est habituellement caractérisé selon son amplitude ou sa fréquence. Pour évaluer l'amplitude du signal, la moyenne rectifiée et le « *root mean square* » (RMS) sont parmi les méthodes les plus utilisées. Celles-ci permettent de faire des moyennes du signal sur les valeurs absolues. Autrement, la valeur moyenne du signal avec ses valeurs négatives et positives serait zéro (Kamen, 2004). L'amplitude du signal est un indicateur du niveau d'activation de différents muscles ou groupes musculaires au cours d'un

mouvement (Kamen, 2004) et sera donc utilisé pour l'objectivation de la perception de l'effort lors du PAD dans le cadre du présent projet.

Pour apprécier la quantité d'EMG lors d'un mouvement ou un effort, le signal EMG est souvent exprimé relativement à l'EMG obtenue lors d'une contraction statique maximale volontaire (DeLuca, 1997). Ceci permet d'éliminer l'effet de certaines variables confondantes mentionnées précédemment (exemple, la quantité de tissus graisseux) lorsqu'une comparaison entre des individus est effectuée. Elle permet aussi d'évaluer la demande neuromusculaire en pourcentage de la valeur maximale car à elle seule, la valeur en microvolt est trop influencée par les conditions d'enregistrement et n'a donc peu de signification (DeLuca, 1997). De plus, chez la clientèle neurologique, étant donné la présence possible d'atrophie d'un côté par rapport à l'autre (épaisseur différente de la peau) et d'altérations au niveau du signal obtenu en périphérie par rapport à la commande centrale d'origine dues à des dommages dans les voies cortico-spinales, le signal EMG brut ne serait probablement pas représentatif de la perception d'effort des sujets. Par conséquent, il est indiqué de normaliser le signal EMG à une valeur maximale obtenue dans une position d'évaluation se rapprochant le plus possible de la tâche fonctionnelle.

2.7 Utilisation de l'EMG de surface pour objectiver la perception d'effort lors de tâches fonctionnelles

Aucune étude n'a encore utilisé l'EMG de surface pour objectiver les efforts et juger de la perception d'effort lors de tâches fonctionnelles des sujets sains ou de ceux ayant des atteintes neurologiques. Toutefois, tel que rapporté dans l'étude de Cafarelli et Bigland-Ritchie (1979) discutée au point 2.4.2.4, l'EMG de surface semble adéquate pour évaluer la perception qu'ont les sujets sains de produire des forces égales alors qu'elles ne le sont pas lors d'une

tâche d'appariement de forces bilatérales en présence d'une faiblesse induite d'un côté.

De plus, une étude de Prilutsky et Gregor (2001) évaluant l'implication du niveau d'activité EMG chez des sujets sains dans la détermination des phases de transitions de la marche à la course et vice-versa, suggère un lien avec la perception d'effort. Leurs résultats montrent une augmentation importante de l'activité musculaire du tibial antérieur, du droit fémoral et des ischios-jambiers à la marche rapide afin de produire les moments articulaires élevés nécessaires à l'oscillation rapide du membre inférieur. Selon eux, cette activation musculaire importante engendrerait une sensation d'effort élevée qui serait responsable de la transition par le sujet de la marche à la course dans le but de réduire cet effort. Ces auteurs basent leur hypothèse sur les résultats de l'étude de Noble et collaborateurs (1973). Ces derniers rapportent qu'à basse vitesse, la perception d'effort cotée à l'aide de l'échelle de Borg est plus faible à la marche qu'à la course alors que celle-ci est plus faible à la course qu'à la marche à haute vitesse d'exécution des deux tâches. Le choix de marcher ou de courir pour la même vitesse de déplacement serait donc dicté par le niveau d'effort ressenti. En somme, durant la marche et la course à différentes vitesses, la similitude entre les patrons de perception d'effort rapportés dans l'étude de Noble et collaborateurs (1973) et ceux des niveaux d'activation musculaire aux membres inférieurs obtenus par Prilutsky et Gregor (2001) pourrait indiquer une corrélation importante entre ces deux variables.

À la lumière de ces études, l'évaluation de l'effort réel et de la perception pourrait aider à mieux comprendre le rôle de l'effort dans le choix des stratégies motrices observées chez les patients avec atteinte neurologique lors de tâches fonctionnelles telles que la marche et le PAD. Étant donné l'origine de la perception d'effort décrite comme provenant davantage d'une commande centrale, l'EMG de surface, considérée comme une mesure indirecte de la commande motrice descendante envoyée à un muscle, serait donc

probablement la meilleure technique pour objectiver la perception d'effort. De plus, à l'opposé des moments nets aux articulations qui ne permettent pas d'apprécier la présence de co-contractions musculaires, l'amplitude de l'EMG permet d'apprécier l'effort réel d'un groupe de muscles. Ce point est assurément important chez les patients post-AVC qui présentent de la co-activation musculaire et lors de l'évaluation de tâches telles que le PAD qui implique des synergies d'activation agonistes-antagonistes aux hanches et aux genoux. Par conséquent, l'objectivation de l'effort par les TUM_{EMG} serait préférable à une approche mécanique dans une tâche comme le PAD. L'approche EMG permet d'enregistrer plus d'un muscle entourant l'articulation et, en plus de donner une mesure spécifique de l'activité de chaque muscle, une mesure globale de l'effort peut être obtenue en moyennant les signaux des muscles impliqués dans une même fonction (ex. extenseurs du genou).

L'utilisation de l'EMG comporte aussi certaines limites dans l'objectivation de la perception d'effort. L'activité EMG lors de mouvements dynamiques est plus complexe à quantifier car des variables confondantes additionnelles doivent être considérées tels : le mouvement des fibres musculaires sous les électrodes (particulièrement le mouvement de la zone d'innervation), l'augmentation des risques d'artéfacts de mouvement, la variation de l'impédance de la peau pouvant être due au mauvais contact et à la sudation ainsi que la variation de la longueur musculaire (DeLuca, 1997). Par contre, dans le cas de l'objectivation de la perception d'effort, l'effet de ces variables confondantes est quelque peu atténué par le fait que le sujet est évalué par rapport à lui-même dans une tâche où l'enregistrement des différents muscles ciblés est simultané.

En somme, cette recension des écrits a permis de mettre en parallèle les exigences liées au PAD et les différentes stratégies et compensations utilisées par les individus hémiparétiques pour effectuer ce transfert tout en faisant le lien avec leurs déficits et incapacités. À la lumière de ces connaissances, l'étude du sens de l'effort et de l'application du modèle de coordination bilatérale des

efforts au PAD semble être une avenue de recherche prometteuse dans la quête d'explications pour la performance asymétrique des individus hémiparétiques lors de ce transfert alors que, selon les études énoncées, ils auraient la capacité d'être plus symétriques. Le manque d'étude sur le niveau de conscience de ces individus de leur propre performance dans des tâches fonctionnelles complexes a également été soulevé. Ce projet de thèse se veut donc un pas de plus vers la compréhension des stratégies motrices utilisées par les individus post-AVC lors du PAD. Les objectifs généraux ainsi que les hypothèses générales de cette thèse sont exposés au chapitre suivant.

CHAPITRE 3 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

3.1 Objectifs généraux et hypothèses générales de la thèse

Bien que la présence d'une asymétrie de MEC lors du PAD chez les personnes ayant une hémiparésie soit un fait bien documenté, jusqu'à ce jour, aucune étude ne semble avoir tenté d'expliquer pourquoi ces individus préconisent une stratégie de MEC asymétrique alors qu'ils ont la capacité de performer plus symétriquement lors de ce transfert. L'objectif général de cette thèse était donc de développer les connaissances sur cet aspect en s'intéressant plus spécifiquement aux efforts à produire lors de cette tâche. En fait, les travaux de cette thèse ont tenté de déterminer si l'exécution spontanée du PAD des sujets hémiparétiques, caractérisée par une asymétrie de la MEC, est expliquée par la production de niveaux d'effort symétriques aux genoux en utilisant le TUM_{EMG} pour quantifier ces efforts. L'hypothèse générale de ce projet était que, tout comme les sujets sains, les participants hémiparétiques auraient des niveaux d'effort similaires aux genoux parétique et non parétique. Toutefois, pour les sujets sains, ceci serait expliqué par l'absence de différence de force bilatérale et une symétrie de MEC. Quant aux sujets hémiparétiques, la présence d'une différence de force entre les deux côtés serait à l'origine de l'asymétrie de MEC, laquelle serait utilisée pour symétriser les efforts aux genoux. Cette hypothèse découle du modèle de coordination bilatérale proposé par Bertrand (2004) suggérant essentiellement que l'appariement de forces chez les personnes hémiparétiques serait déterminé en fonction de leurs forces maximales volontaires disponibles bilatéralement et donc proviendrait d'une stratégie basée sur le sens de l'effort (appariement de l'intensité des commandes centrales plutôt que des forces produites).

Un deuxième objectif de la thèse était d'évaluer la perception de MEC et d'effort aux genoux chez les sujets hémiparétiques afin de déterminer jusqu'à quel point ils sont conscients des stratégies qu'ils utilisent. L'hypothèse générale était que le groupe de sujets évalués aurait la capacité de percevoir adéquatement leurs distributions de MEC et d'efforts aux genoux lors d'une tâche complexe telle que le PAD.

3.2 Objectifs spécifiques de la thèse

Voici brièvement les différents objectifs spécifiques de la thèse. Chacun d'entre eux est repris en détails dans les préfaces et les introductions des articles présentés dans le Chapitre 5 « Résultats » suivis des objectifs secondaires. Les hypothèses découlant de ces objectifs spécifiques sont également présentées clairement dans l'introduction de chacun des articles et par conséquent, elles ne seront pas abordées dans la présente section afin d'éviter les redondances.

- 1) Évaluer la capacité des sujets hémiparétiques à percevoir leur distribution de MEC aux membres inférieurs durant le PAD et comparer leurs résultats avec ceux d'individus sains (cf. Article #1).
- 2) Quantifier la distribution des efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques lors de l'exécution spontanée du PAD et comparer leurs résultats avec ceux des sujets sains (cf. Article #2).
- 3) Déterminer si la perception de la distribution des efforts aux genoux des sujets hémiparétiques durant le PAD est reliée à la distribution réelle des efforts mesurée lors de transferts exécutés dans différentes positions de pieds (cf. Article #3).

- 4) Déterminer, par le biais du test fonctionnel assis-debout de cinq répétitions (« *Five-repetition sit-to-stand test; 5R-STS* »), l'influence du nombre de répétitions (une versus cinq) du PAD sur le temps d'exécution, la distribution de MEC et la distribution des efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques et les sujets sains (cf. Article #4).

CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE

La prochaine section présentera les détails de la méthodologie utilisée pour répondre aux objectifs et hypothèses du présent projet de doctorat. Il est à noter que des éléments méthodologiques sont également abordés dans chacun des articles. Certains de ces éléments ne seront donc pas décrits dans la présente section afin de réduire les répétitions.

4.1 Les critères de sélection des participants

Pour être inclus dans ce projet, tous les participants devaient avoir une tolérance minimale à l'activité de trois heures avec des périodes de repos et être capables de se lever debout d'un siège de hauteur standard (45 à 50 cm) sans l'usage de leurs membres supérieurs. Les participants post-AVC devaient en plus, présenter une faiblesse résiduelle au membre inférieur (score de 6/7 ou moins au « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » (Gowland et al., 1993) et avoir eu leur AVC au moins 12 mois avant leur entrée dans l'étude. Tous les individus présentant de l'aphasie de compréhension, un déficit cognitif sévère (score de 25/30 ou moins au « *Folstein Mini-Mental examination* » (Folstein et al., 1975), un trouble cardiovasculaire, de l'héminégligence (évaluée par le « *Bells Test* » (Gauthier, 1989), de l'hémianopsie (évaluée avec le « *Clinical test of the object moving in the visual field* » (Pedretti, 1985), ou toutes autres problèmes de santé non reliés à l'AVC ont été exclus. Les individus sains âgés ne devaient présenter aucun problème de santé pouvant affecter la réalisation du transfert assis à debout.

4.2 Le recrutement des participants

Le recrutement des participants ayant une hémiparésie a été réalisé via des appels téléphoniques à partir d'une liste de noms d'anciens sujets ayant déjà participé à d'autres projets de recherche à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) et ayant consentis à être contactés pour de futures études. Suite aux 57 appels effectués, 16 individus ont été recrutés et retenus. Une consultation des dossiers archivés à l'IRGLM a aussi été réalisée. Via ce processus, 20 lettres ont été envoyées et quatre individus ont été recrutés. Un des participants, n'étant pas assez atteint, a été rejeté. Ce qui a donc permis de retenir trois sujets supplémentaires. Une troisième méthode de recrutement a consisté à présenter le projet dans trois groupes de classes d'exercices pour personnes ayant subi un AVC au « *Cummings Jewish Centre for Seniors* ». Des affiches ont été laissées pour information à ce centre. Cette dernière approche a permis de recruter une autre personne mais celle-ci a dû être éliminée au moment de l'évaluation étant donné la présence d'une aphasie trop sévère. En somme, ces méthodes de recrutement ont permis d'inclure dans ce projet 19 participants présentant une hémiparésie chronique dont 11 présentant une hémiparésie gauche.

Les 19 participants post-AVC ont participé à l'évaluation de la distribution et de la perception de la MEC (cf. Article 1), à l'investigation de la distribution des efforts (cf. Article 2) ainsi qu'à l'évaluation de la perception des efforts aux genoux (cf. Article 3). Enfin, 18 participants hémiparétiques ont pris part à l'évaluation du test assis-debout de cinq répétitions (« *5R-STs test* ») (cf. Article 4). Dans cette dernière étude, le dix-neuvième sujet hémiparétique a dû être éliminé à cause de signaux EMG inutilisables.

En ce qui a trait aux participants du groupe contrôle (individus âgés en santé), ceux-ci ont été recrutés parmi les employés de l'IRGLM et leurs

connaissances. Au total, 16 participants âgés en santé ont participé au projet. La totalité a été retenue dans le cadre de l'article 2 alors que 15 ont été inclus dans l'article 1 et 12 dans l'article 3.

4.3 Évaluation clinique des participants

Afin de pouvoir caractériser l'échantillon d'individus prenant part à ce projet de doctorat, une série de données démographiques ainsi que des données sur les déficiences et incapacités ont été recueillies. L'évaluation physique des participants présentant une hémiparésie a été effectuée par une physiothérapeute d'expérience de l'IRGLM spécialisée en neurologie. Dans le cadre de cette évaluation, plusieurs outils ont été utilisés soit, le « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » (Gowland et al., 1993), le « *Index of Spasticity of Levin and Hui-Chan* » (Levin et Hui-Chan, 1992), et le « *Berg Balance Scale* » (Berg et al., 1995). Ces trois tests ont permis d'évaluer, respectivement, le niveau de déficience motrice des membres inférieurs, le tonus musculaire des membres inférieurs ainsi que les capacités d'équilibre de ces individus cotées selon le niveau d'aide requise pour 14 tâches de degré de difficulté croissant. Pour le tonus musculaire, le « *Index of spasticity of Levin and Hui-Chan* » inclut trois composantes : le « *Ashworth Test* », l'évaluation des réflexes tendineux du genou et de la cheville et la présence ou non d'un clonus à la cheville. Pour les individus du groupe contrôle, la dernière tâche du « *Berg Balance Scale* » (Berg et al., 1995), soit le maintien de la station debout unipodale pour dix secondes, a été utilisée pour évaluer l'équilibre.

Chez les deux groupes de participants, en plus d'avoir effectué un bilan de la force musculaire et des amplitudes articulaires, la sensibilité bilatérale sommaire a été testée sous les malléoles externes par le degré de perception au toucher des monofilaments de Semmes-Weinstein (Thibault et al., 1994). Ceci a permis ainsi d'identifier les sujets ayant des troubles sévères de

sensibilité pouvant interférer avec la capacité de perception de la MEC et de l'effort. Le sens de position a été évalué bilatéralement pour la hanche, le genou, la cheville et le gros orteil et un diapason de 128 Hz a été utilisé pour tester le sens de vibration (Thibault et al., 1994). En ce qui a trait à la présence ou l'absence d'un état dépressif pouvant affecter la perception selon Cress et collaborateurs (1995), ceci a été dépisté à l'aide du « *Geriatric Depression Scale* » (Sheikh et Yesavage, 1968). Finalement, les participants ont évalué l'intensité de leur douleur aux membres inférieurs au repos et à l'activité sur une échelle visuelle analogue (EVA) de 10 cm (Huskisson, 1983).

En ce qui a trait aux capacités fonctionnelles, la mobilité des participants présentant une hémiparésie a été évaluée à l'aide du test de marche sur 5 mètres (Salbach et al., 2001) mesurant la vitesse de marche naturelle et maximale. Chez les deux groupes, le « *5R-STS Test* » (Bohannon, 2006), un test fonctionnel de la force musculaire des membres inférieurs, a été effectué.

Finalement, afin de vérifier leurs capacités de perception générale, les deux groupes de participants ont effectué un test de différenciation de poids avec les membres supérieurs. Ils devaient ordonner en ordre croissant quatre cylindres identiques mais de pesanteurs différentes (100g, 200g, 250g et 300g). Pour les participants avec une hémiparésie, un test de dépistage pour déceler les déficits de perception d'effort aux membres inférieurs a également été élaboré et réalisé sur un dynamomètre Biodex. Par des mouvements de flexion et d'extension du genou (deux fois chaque tâche), ils devaient identifier laquelle de deux différentes tensions (en mode isotonique) étaient la plus élevée. Quatre tâches ont été complétées avec des degrés de difficulté croissants, la différence entre les deux tensions étant de plus en plus similaire de la tâche 1 à 4 (tâche 1: 1.4 Nm vs. 10.8 Nm; tâche 2: 1.4 Nm vs. 8.1 Nm; tâche 3: 5.4 Nm vs. 10.8 Nm et tâche 4: 8.1 Nm vs. 10.8 Nm). Les deux membres inférieurs ont été évalués.

4.4 Évaluation de la force statique maximale volontaire des fléchisseurs et des extenseurs des genoux

La force statique maximale volontaire des fléchisseurs et des extenseurs des genoux a été évaluée chez tous les participants à l'aide d'un dynamomètre Biodex (« *Biodex Medical Systems* », New York, USA). Tout d'abord, deux électrogoniomètres (« *Penny and GilesTM* », Biometrics Ltd., U.K.) ont été installés sur la face latérale des genoux (Figure 1). Ces goniomètres ont été utilisés pour s'assurer que les angles des genoux durant le PAD et l'évaluation de la force maximale étaient similaires. Dans une position assise avec 60° de flexion de hanche, les sujets ont ensuite été stabilisés à l'aide de courroies au niveau du tronc, du bassin et des cuisses. Étant donné que les moments articulaires les plus importants lors du PAD sont généralement retrouvés au moment où les cuisses quittent le siège lorsque les genoux sont fléchis à 75° (Kotake et al., 1993; Roy et al., 2007; Nadeau et al., 2008), cet angle a été choisi pour l'évaluation de la force statique maximale volontaire des muscles des genoux. Suite à une période d'échauffement, la consigne donnée au sujet pour chacune des contractions statiques maximales était d'augmenter progressivement leur force jusqu'à leur maximum afin d'éviter les contractions explosives. La moyenne de deux essais présentant moins de 10% de différences (valeurs en Nm) a été utilisée afin de déterminer la force maximale des sujets en extension et en flexion.

4.5 Évaluation de l'activité EMG maximale

Cette évaluation dynamométrique a également permis d'obtenir les valeurs maximales d'EMG (dénominateur) nécessaires au calcul des niveaux d'effort (TUM) aux genoux des sujets. Dans ce projet, les niveaux d'effort des muscles des genoux ont été objectivés par le TUM_{EMG} (Hébert et al., 1995). Par conséquent, les données EMG des muscles des genoux recueillies durant les

transferts assis à debout (numérateur) ont été exprimées sous forme de pourcentage de leurs valeurs EMG maximales correspondantes obtenues lors d'évaluations de force maximale (dénominateur). Le choix d'évaluer les muscles des genoux et en particulier, les extenseurs, a été guidé par le fait que ces muscles présentent des niveaux d'effort très élevés durant le PAD (Richards et al., 1989; Kotake et al., 1993; Roy et al., 2007) et donc, ceux-ci reflèteraient probablement davantage les efforts perçus.

Premièrement, afin de réduire l'impédance de la peau, une bonne préparation de la peau a été effectuée par le rasage et le nettoyage à l'alcool (Merletti et Hermens, 2004). Ensuite, des électrodes de surface de type bipolaires ont été installées sur la peau bilatéralement avec une distance inter-électrode de 20 mm (voir détails cf. Article 2) sur les muscles suivants : vaste externe, vaste interne, droit fémoral et semi-tendineux. L'électrode de référence a été positionnée sur la tête du péroné (Figure 1). La moyenne de deux essais présentant moins de 10% de différences de force (valeurs en Nm) a été utilisée afin de déterminer les valeurs d'EMG maximales des muscles du genou. L'activité musculaire a été enregistrée par télémétrie grâce au système *Noraxon Telemetry System* à une fréquence de 1200 Hz (voir détails cf. Article 2).

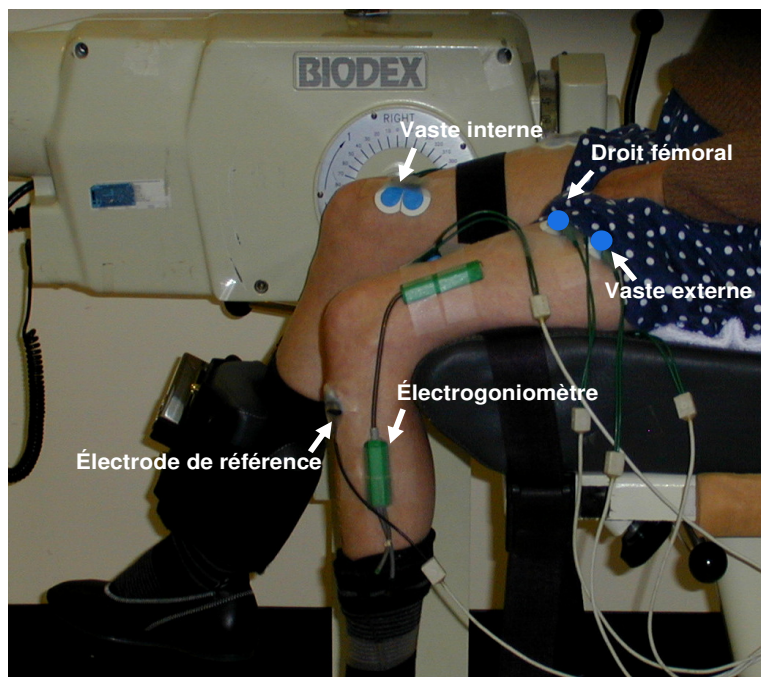


Figure 1 : Positionnement des électrodes et de l'électrogoniomètre.

Il est à noter que les analyses sur les signaux EMG des fléchisseurs des genoux (semi-tendineux) n'ont pas été poursuivies étant donné une perte considérable de signaux due au fait que les participants étaient assis sur les électrodes durant une partie du transfert engendrant parfois un déplacement des électrodes et du bruit dans le signal EMG.

4.6 Évaluation du transfert assis à debout en laboratoire

Afin de quantifier les variables à l'étude durant les tâches de PAD réalisées dans diverses positions des pieds (voir détails dans les articles) (Figure 2), un siège sans dossier ni appuis-bras, ajustable en hauteur et instrumenté a été utilisé pour enregistrer les forces de réaction verticales sous les cuisses. Les forces sous les pieds ont été acquises grâce à deux autres

plates-formes de force AMTI (OR6-7-1000) insérées dans le plancher (Figure 3). La hauteur du siège a été ajustée afin de correspondre à la longueur de la jambe de chaque participant (distance entre le condyle fémoral et le sol) et la profondeur de l'assise correspondait à 50% de la longueur entre le condyle fémoral latéral et le grand trochanter (Figure 4). Ce montage de plates-formes de force a donc permis d'étudier la distribution de MEC aux membres inférieurs pendant toute la durée de la tâche. Tous les signaux ont été enregistrés à une fréquence de 600 Hz à l'aide d'un programme Labview développé pour ce projet.

Pour quantifier l'EMG durant le PAD, les électrodes installées sur le participant pour l'évaluation dynamométrique ont été conservées afin d'éviter des variations dans le signal EMG dues à un repositionnement de celles-ci. Les données EMG recueillies durant le PAD (numérateur) combinées aux données maximales obtenues du Biodex (dénominateur) ont permis de calculer les TUM_{EMG} des muscles du genou. Ces données ont été enregistrées à une fréquence de 1200 Hz.

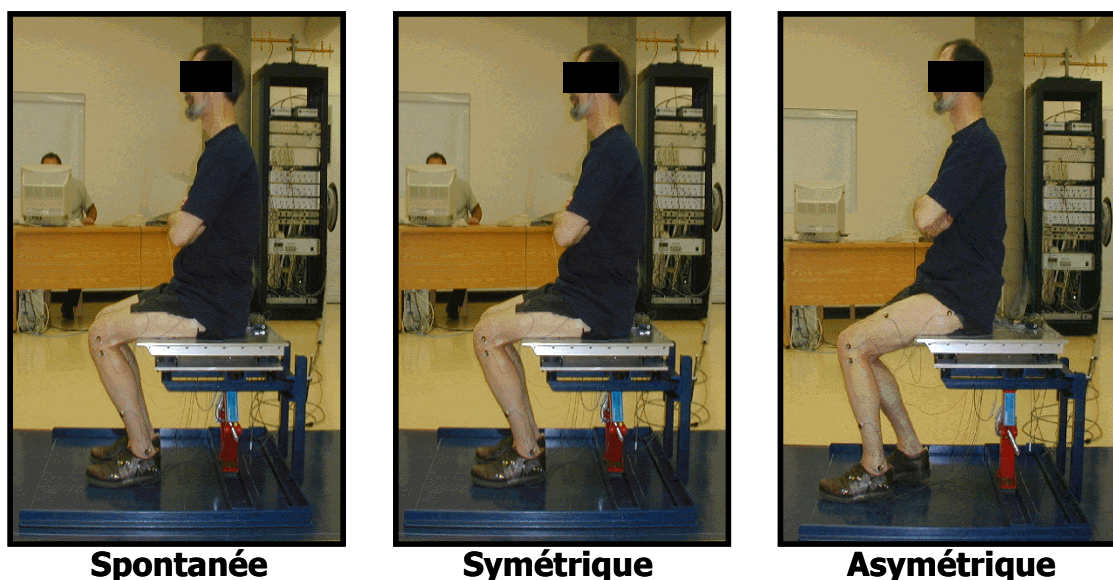


Figure 2 : Évaluation du PAD dans différentes positions des pieds. À noter que dans ce projet le siège était toujours à la même hauteur, soit une hauteur équivalente à la longueur de la jambe pour tous les sujets.

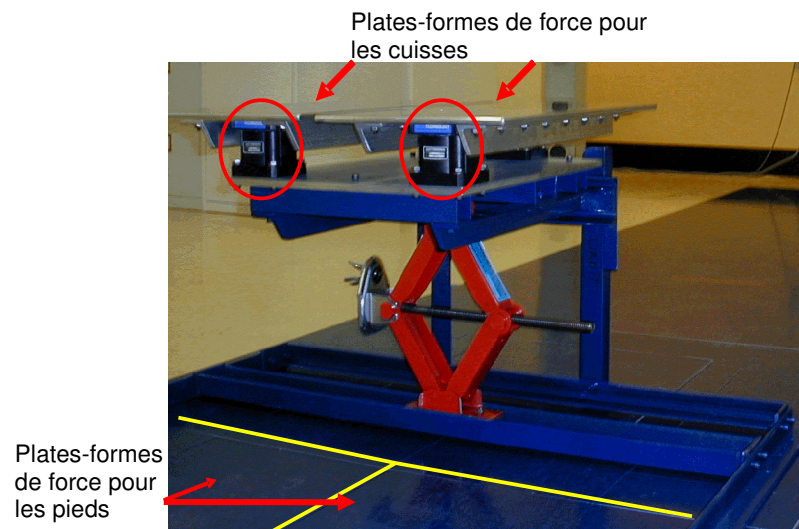


Figure 3 : Siège instrumenté et plates-formes de force au sol.

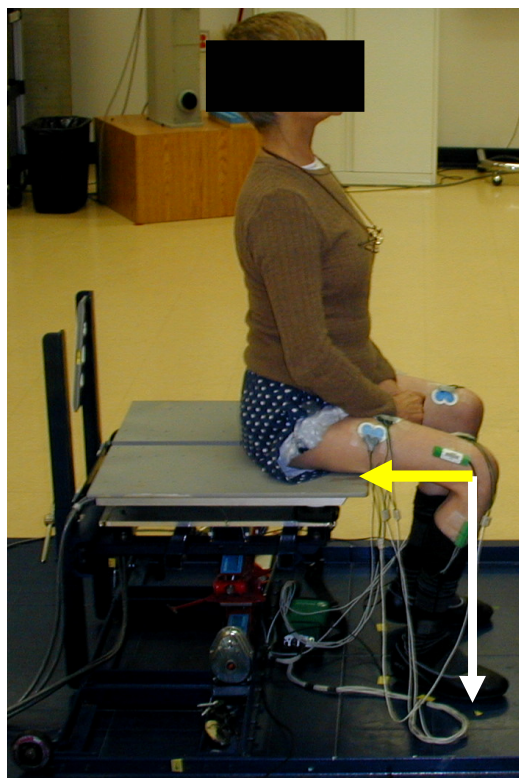


Figure 4 : Ajustement de la hauteur du siège et de la profondeur de l'assise.

4.7 Évaluation de la perception de la MEC et de l'effort

À la suite de chacun des essais de PAD, les participants devaient coter leur perception de distribution de poids ou d'effort aux genoux sur une EVA de 10 cm présentée sur un ordinateur portable placé devant eux en déplaçant un curseur à l'aide d'une souris ou par touché direct sur l'écran (Figures 5 A et B). La partie extrême gauche de l'échelle correspondait à une MEC ou un effort de 100% du côté gauche tandis qu'une MEC ou un effort total à droite était indiqué en plaçant le curseur complètement à droite; le centre représentait une distribution symétrique de MEC ou d'effort (50%/50%).

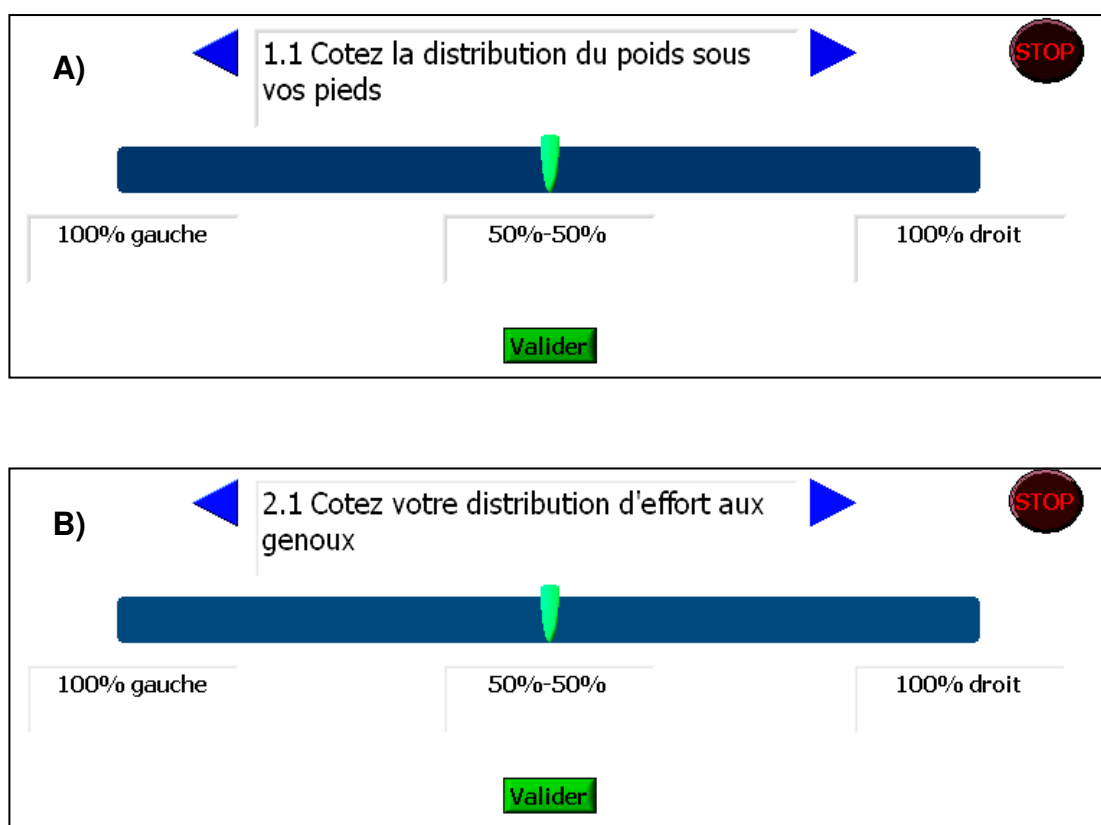


Figure 5 : Échelles visuelles analogues (EVAs) pour coter la distribution de MEC (A) et la distribution des efforts aux genoux (B). Le curseur est déplacé pour marquer la perception.

Les instructions sur la cotation ont été standardisées pour tous les participants et tous ont bénéficié, au préalable, d'un temps de pratique suffisant pour bien se familiariser avec l'utilisation de l'échelle. Les sujets hémiparétiques ont utilisé leur main non parétique pour la cotation des échelles.

4.8 Quantification des erreurs de perception

Afin de déterminer si les sujets étaient en mesure de juger de leur distribution de MEC ou d'effort avec précision, quatre types d'erreurs de perception ont été calculés. Premièrement, afin de voir si les sujets ont surestimé ou sous-estimé leur MEC ou leur effort, l'erreur brute a été calculée soit la différence entre la distribution de MEC ou d'effort réelle et le score de perception sur l'EVA. Deuxièmement, l'erreur brute normalisée (erreur brute/distribution de poids ou d'effort réelle) a été rapportée afin d'enlever l'influence de la valeur de la distribution réelle de poids ou d'effort de chaque sujet dans les comparaisons. Enfin, ces deux types d'erreur ont été exprimés sous leur forme absolue soit l'erreur absolue (valeur absolue de l'erreur brute) et l'erreur absolue normalisée (valeur absolue de l'erreur brute normalisée).

4.9 Traitement des données de MEC

Afin d'établir la distribution de MEC de chacun des participants, les forces verticales de réaction du sol des membres inférieurs ont été analysées pour chaque PAD effectué. La distribution de poids de chaque côté, exprimée en pourcentage du poids total, a été déterminée en utilisant les forces de réaction verticales sous les cuisses et les pieds moyennées sur un intervalle de temps d'une seconde (de -0.5 seconde avant le décolllement des cuisses à 0.5 seconde après ; cf. Article 1, Figure 1C). La phase du décolllement des cuisses correspond au moment où les forces de réaction verticales du siège sont nulles. Cet intervalle a été choisi puisqu'il correspond au moment où les efforts sont les

plus grands durant le PAD (Roy et al., 2007) et donc, reflète probablement le mieux la distribution de MEC perçue durant le transfert.

4.10 Traitement des données EMG

Afin d'être en mesure d'objectiver les niveaux d'effort des muscles évalués sous forme de TUM_{EMG} , les valeurs d'EMG correspondant aux valeurs de force maximales des extenseurs des genoux ainsi qu'à celles obtenues lors du décollement du siège durant le PAD ont dû être extraites. De plus, afin de considérer le délai électromécanique (généralement entre 30 et 100 millisecondes (ms) selon Cavanagh et al. (1979) et pouvant même aller jusqu'à 200 ms selon De Luca (1997)) entre les valeurs EMG maximales du muscle et les moments où la valeur de force était maximale lors de l'évaluation dynamométrique ainsi qu'au décollement du siège lors du PAD, une fenêtre de temps d'analyse de 250 ms précédant ces événements a été déterminée. Pour cette fenêtre d'analyse, les données brutes d'EMG (évaluations dynamométrique et PAD) ont été tout d'abord inspectées visuellement puis, filtrées à 20 Hz à l'aide d'un filtre passe-haut de type « *Butterworth* » de 4^{ième} ordre afin d'éliminer les bruits dans le signal pouvant avoir été potentiellement causés par le mouvement des câbles. Ensuite, la racine quadratique moyenne (« *root-mean-square* », (RMS)) a été calculée afin de quantifier l'amplitude du signal EMG (EMG_{RMS}) (voir détails cf. Article 2).

4.11 Calcul du TUM_{EMG} et de l'Index d'asymétrie du TUM_{EMG}

La valeur EMG_{RMS} de chaque muscle obtenue au moment du décollement du siège durant le PAD a ensuite été normalisée (EMG_{NORM}) à la valeur EMG_{RMS} maximale recueillie lors de l'évaluation dynamométrique sur Biodex et ce, pour le même angle du genou (75°). Cette normalisation a donc permis de déterminer les niveaux d'effort de chaque muscle évalué (TUM_{EMG})

(voir détails cf. Article 2). Ces TUM_{EMG} reflètent le niveau de sollicitation de ces muscles par rapport à leur maximum dans la tâche du transfert assis à debout. Par la suite, la moyenne des TUM_{EMG} du vaste interne, du vaste externe et du droit fémoral a été calculée afin d'avoir un TUM_{EMG} pour l'ensemble des extenseurs ce qui représente mieux l'effort global aux genoux que l'effort de chaque muscle pris séparément.

De plus, afin d'interpréter les efforts en terme d'asymétrie entre les côtés ainsi que pour étudier les corrélations entre la distribution des efforts et les scores de perception sur l'EVA, les TUM_{EMG} des extenseurs de chaque côté ont été exprimés sous forme de pourcentage d'effort bilatéral total tel qu'effectué pour la distribution de MEC décrite précédemment. Par conséquent, un index d'asymétrie du TUM_{EMG} a été calculé de la façon suivante :

$$\frac{TUM_{EMG} (\text{côté non parétique ou côté droit (sujets sains)})}{TUM_{EMG} (\text{côté non parétique ou côté droit}) + TUM_{EMG} (\text{côté parétique ou côté gauche})} * 100$$

(Équation 1)

Ainsi, tel que pour la distribution de la MEC, une valeur de 50% définit une symétrie parfaite des efforts aux genoux alors qu'une valeur supérieure à 50% indique une plus grande proportion d'effort aux genoux du côté non parétique ou droit (sujets sains) par rapport au côté parétique ou gauche (sujets sains). À titre d'exemple, une valeur de 60% du côté non parétique et une valeur de 40% du côté parétique dénote une différence bilatérale de 20%. Pour les analyses subséquentes, les valeurs de distributions de MEC et les indices d'asymétrie des efforts du côté non parétique (hémiparétiques) et du côté droit (côté dominant des sujets sains) ont été utilisés.

4.12 Les analyses statistiques

Plusieurs analyses statistiques ont été utilisées dans le cadre de ce projet dont le coefficient de corrélation de Pearson, le coefficient de corrélation intra-classe, l'ANOVA, les Tests de *t* de Student et certains tests non-paramétriques. Étant donné que celles-ci sont détaillées dans chacun des articles présentés dans le Chapitre 5 « Résultats », elles ne seront donc pas davantage abordées dans la présente section. Il est à noter que les conditions permettant l'utilisation des tests paramétriques ont été vérifiées et qu'en présence de comparaisons multiples, le niveau de signification a été ajusté.

CHAPITRE 5 RÉSULTATS

Les résultats de cette thèse sont présentés sous forme de quatre articles scientifiques dont l'un est déjà publié, deux sont soumis et l'autre est en voie d'être soumis. Cette forme de présentation de la thèse a été privilégiée afin de faciliter le transfert de ces nouvelles connaissances à la communauté scientifique s'intéressant à la réadaptation des personnes ayant été victimes d'un AVC. Voici donc, en bref, le titre et les auteurs de chacun de ces articles :

1. **BRIÈRE A, Lauzière S, Gravel D, Nadeau S (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals.** Publié dans la revue Stroke, 41, 1704-1708.
2. **BRIÈRE A, Nadeau S, Lauzière S, Gravel D, Dehail P. Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis and healthy controls.** En révision à Journal of Electromyography and Kinesiology.
3. **BRIÈRE A, Nadeau S, Lauzière S, Gravel D. Post-stroke individuals perceive their weight-bearing distribution better than their effort distribution during sit-to-stand tasks.** Sera soumis à la revue Perceptual and Motor Skills.
4. **BRIÈRE A, Nadeau S, Lauzière S, Gravel D. Weight-bearing and effort distributions at the lower limbs during the Five-repetition sit-to-stand test in hemiparetic and healthy individuals.** Publié dans la revue ISRN Rehabilitation. Volume 2012 (2012), Article ID 295038, 7 pages.

La première page de chacun des articles décrit la contribution des auteurs. Par la suite, en préface, la problématique sous-tendant les objectifs et les hypothèses spécifiques à chacun des articles est décrite.

5.1 Article #1

PERCEPTION OF WEIGHT-BEARING DISTRIBUTION DURING SIT-TO-STAND TASKS IN HEMIPARETIC AND HEALTHY INDIVIDUALS

Anabèle Brière,^{1,2} MSc, PT; Séléna Lauzière,^{1,2} PT; Denis Gravel,^{1,2} PhD, Sylvie Nadeau,^{1,2} PhD

¹Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Québec, Canada

²École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada

**Publié dans la revue Stroke 2010, 41, 1704-1708.*

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes ayant mené à la rédaction de cet article soit : le développement du protocole, la collecte des données, le traitement et l'analyse des données de distribution et de perception de MEC ainsi que de la force musculaire, l'interprétation de celles-ci puis la rédaction du présent manuscrit. Séléna Lauzière a coordonné la collecte de données des sujets sains inclus dans cet article et a contribué au traitement et à l'analyse de ces mêmes données. Elle a également participé à la révision finale de cet article. Dr Denis Gravel a participé à l'élaboration du protocole expérimental ainsi qu'à l'interprétation des résultats et au processus de révision du manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, en plus d'avoir encadré et supervisé l'ensemble des étapes de l'étude, a contribué à l'élaboration du protocole ainsi qu'à l'interprétation des données et à la révision de cet article.

5.1.1 Préface

La perception qu'ont les personnes hémiparétiques de leur asymétrie de MEC lors du PAD n'a fait l'objet que d'une seule étude jusqu'à maintenant. Engardt et Olsson (1992) ont trouvé une faible corrélation ($r=0,36$) entre des mesures réelles de distribution de MEC de sujets hémiparétiques enregistrées sur des plates-formes de force lors du PAD et leur perception de leur asymétrie de MEC cotée sur une EVA. Ces auteurs ont donc conclu que leurs sujets étaient très peu conscients de leur distribution de MEC sans toutefois pouvoir éliminer la possibilité que leur EVA ait été mal construite ou que leurs consignes données aux sujets sur son utilisation n'étaient pas assez claires. De plus grandes erreurs de perception de distribution de MEC chez les sujets hémiparétiques par rapport à celles des sujets sains ont également été rapportées lors de diverses tâches de distribution de MEC asymétrique imposée en station debout bipodale (Bohannon et al, 1989 ; Bohannon et al., 1991). Sachant que plusieurs des interventions cliniques auprès d'individus hémiparétiques visant à améliorer la symétrie d'exécution durant le PAD requièrent la capacité de percevoir adéquatement sa distribution de MEC, une évaluation rigoureuse de cette perception à l'aide d'une EVA illustrant le mieux possible le concept de distribution bilatérale de MEC accompagnée d'instructions claires s'imposait. De plus, la faiblesse musculaire étant souvent associée à l'asymétrie de MEC observée chez les sujets hémiparétiques lors du PAD (Bohannon, 1988), l'étude de ce lien ainsi que de celui avec la perception de la MEC s'avérait nécessaire.

Cet article répondait donc au premier objectif spécifique de cette thèse soit celui d'évaluer la capacité des sujets hémiparétiques à percevoir leur distribution de MEC aux membres inférieurs durant le PAD et de comparer leurs résultats avec ceux d'individus sains. Les objectifs secondaires étaient de :

- 1) Comparer les distributions et les erreurs de perception de MEC (différence entre la distribution réelle et la perception cotée sur une EVA) entre les sujets sains et les individus hémiparétiques pour les positions spontanée et symétrique des pieds.

L'hypothèse sous-tendant cet objectif était que les erreurs de perception de MEC des individus hémiparétiques seraient plus élevées que celles des sujets sains étant donné les résultats relatés dans la littérature sur la perception de la distribution de MEC lors du PAD ainsi qu'en station debout bipodale chez cette clientèle.

- 2) Analyser, chez les sujets sains et hémiparétiques, les relations entre la force musculaire des extenseurs des genoux, la distribution de la MEC et la perception de la MEC lors du PAD pour les conditions spontanée et symétrique des pieds.

L'hypothèse liée à ce dernier objectif était que les corrélations entre la force des extenseurs des genoux des participants hémiparétiques, leur distribution de MEC et leur perception de MEC seraient bonnes (supérieures à 0,70) en raison des liens rapportés dans la littérature entre la force musculaire et la distribution de la MEC chez cette clientèle.

5.1.2 ABSTRACT

Background and purpose: It is unknown whether hemiparetic individuals are aware of their weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks. This study compared the error between hemiparetic and healthy individuals' perception of weight-bearing and their actual weight-bearing distribution during the sit-to-stand task and analyzed the association between the knee extensor muscle strength and the weight-bearing distribution and perception.

Methods: Nineteen unilateral hemiparetic subjects and 15 healthy individuals participated in the study. They performed the sit-to-stand transfer on force platforms under different foot placements (spontaneous and symmetrical) and had to rate their perceived weight-bearing distribution at the lower limbs on a visual analog scale. The strength of the knee extensors was assessed with a Biodex dynamometer.

Results: The hemiparetic individuals presented greater weight-bearing asymmetry and errors of perception than the healthy individuals. Although no significant association was found between strength and weight-bearing perception, moderate associations were found between strength and weight-bearing distribution for both the spontaneous ($r=0.75$, $p < 0.01$) and symmetrical ($r = 0.71$, $p < 0.01$) foot position conditions.

Conclusions: This study revealed that individuals with hemiparesis after a stroke do not perceive themselves as asymmetrical when executing the sit-to-stand transfer and that the knee extensor strength is a factor linked to their weight-bearing asymmetry, not to their perception.

Key Words: perception, stroke, weight-bearing

5.1.3 INTRODUCTION

After a stroke, hemiparetic individuals rise from a chair by placing more weight on their non-paretic foot, although they have the capacity to perform more symmetrically on demand, with visual feedback¹ or by altering the foot position². The asymmetrical performance has been associated with motor weakness and loss of postural control.^{3,4} It is not well known whether hemiparetic subjects are aware of this asymmetry of weight-bearing (WB) and if they perceive it adequately.

Few studies have focused on the perception of WB distribution during functional tasks.^{5,6} For upright stance, when healthy subjects (mean age: 43.6 ± 18.0 years) were asked to bear 25%, 50% and 75% of their weight on one of their lower limbs, the mean absolute errors of WB perception (absolute difference between actual WB distribution and perception) were 7.3% (± 4.7 %), 3.3% (± 3.7 %), and 7.7% (± 4.8 %), respectively.⁵ Using the same protocol with poststroke individuals revealed greater errors (WB target 25%: 9.6% (± 7.0 %); WB target 50%: 5.2% (± 4.0 %); WB target 75%: 9.8% (± 4.0 %) of WB perception in patients than in healthy subjects.⁶

In sit-to-stand (STS), one study reported that the association between the hemiparetic individuals' own estimation of WB distribution on a visual analog scale (VAS) and the actual WB distribution while rising was low ($r=0.36$).⁷ The authors concluded that their subjects were only slightly aware, if at all, of their weight distribution during the STS transfer. However, they also could not eliminate the fact that their VAS or their instructions on how to use it might not have been clear enough.

Several training interventions aimed at improving symmetry in functional tasks such as standing, walking or STS require the ability to perceive WB adequately. Our first objective, therefore, was to compare the error between

hemiparetic and healthy individuals' perception of WB and their actual WB distribution during the STS task using a VAS with clear instructions. The second objective was to analyze possible relationships between the muscle strength of the knee extensors and the WB distribution and perception. It was hypothesized that the errors of perception for the hemiparetic participants during the STS task would be greater than those obtained for healthy individuals and that a good linear association would be found between the knee extensor strength and the WB perception and distribution for the hemiparetic participants.

5.1.4 METHODS

5.1.4.1 Participants

To be included in this study, participants in both groups had to have a minimal activity tolerance of 3 hours with rest and be able to rise from a standard-height chair (45 to 50 cm) without using their arms. The hemiparetic participants had to present a residual motor impairment in the lower limb (score of ≤ 6 out of 7 on the Chedoke McMaster Stroke Assessment⁸). Those presenting with comprehensive aphasia, a significant cognitive deficit (score <25 out of 30 on the Folstein Mini-Mental exam⁹), evidence of a cardiopulmonary disease, nonstroke-related disabilities, hemineglect assessed with the Bells Test,¹⁰ and/or hemianopsia evaluated with the clinical test of the object moving in the visual field¹¹, were excluded. The subjects in the control group had to be free of any health problems affecting the accomplishment of STS tasks. The experiment was approved by the local ethics committee and followed institutional guidelines. All subjects gave written informed consent for their participation.

5.1.4.2 Clinical assessment

Demographic data on all subjects was gathered. The physical examination for the hemiparetic participants was done by a physiotherapist

experienced in neurology and included the Chedoke-McMaster Stroke Assessment⁸, Index of Spasticity of Levin and Hui-Chan¹² and Berg Balance Scale¹³ to determine the level of motor impairment, muscle tone and balance ability, respectively. For the control group, the last task of the Berg Balance Scale was used to evaluate balance. Subjects were asked to maintain unipodal standing for 10 seconds and the time was recorded. In both groups, the touch-pressure sensation was assessed with Semmes-Weinstein monofilaments, the sense of position with “up or down” segment position of the foot, the sense of vibration with a 128-Hz tuning fork¹⁴, the level of pain with a 10-cm VAS¹⁵ and depression with the Geriatric Depression Scale¹⁶. Physical abilities were assessed by the natural and maximal self walking speed over 5 m¹⁷ and the Five-repetition Sit-to-Stand Test¹⁸. Finally, to verify their ability to perceive different weights, the subjects in both groups were asked to place four identical cylinders of different weights in increasing order using a standardized protocol.

The maximal static strength of the knee extensors on both sides was assessed with a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, NY). The subjects sat with the hips in a 60° flexion position. Straps at the thigh, pelvis and trunk stabilized the subjects. The angle of testing at the knee was set at 75° of flexion because it is close to the knee angle observed at seat-off, where the greatest levels of effort at the lower limbs are generally found during the STS^{19,20}. After warm-up, subjects were instructed to progressively increase their effort to their maximal strength level for each maximal static contraction. The mean of two trials (values in Nm) with less than 10% difference were used to determine the maximal strength.

5.1.4.3 Sit-to-stand task assessment

To assess the STS tasks, a height-adjustable instrumented chair without back or armrest was used to record the forces under each thigh (Figure 1A; for details see Roy et al.²). The chair level was placed at 100% of the subject's leg length. Two AMTI force plates (OR6-7-1000) were used to record the forces

under each foot (Figure 1A). This experimental setup allowed the forces under the thighs and feet to be recorded for the entire STS task. All signals were collected at 600 Hz with a customized Labview program.

Subjects were asked to stand up at natural speed under 2 conditions of WB distribution at the lower limbs with their arms crossed on their chest: 1) a STS as they usually do (spontaneous condition). No instructions were given regarding the initial foot position; and 2) a STS with a verbal instruction to put equal WB on each side (left/right: 50%/50%) with both feet placed symmetrically at 15° of dorsiflexion (symmetrical condition). Marks on the thighs and on the ground ensured the subjects kept constant seat and foot positions between trials in a given foot condition. Two trials for each condition were executed for a total of 4 STS transfers.

Additional conditions with visual feedback were tested for the controls. The feedback represented a specific weight distribution on the right side presented on a computer screen facing the subjects. While executing the STS, the subjects were asked to place a cursor, initially at zero, in the target zone which represented a specific WB unknown to the subject. The imposed percentages of WB, assigned randomly, were 30%, 40%, 50%, 60%, and 70% on the right leg. For each WB condition, 2 successive trials were done and each condition was performed twice randomly.

On completing each trial, the hemiparetic and healthy subjects rated their perceived WB distribution on a 10-cm VAS provided on a portable computer (Figure 1A and B). The extreme left part of the scale indicated 100% WB on the left side and the extreme right referred to 100% WB on the right side. The middle part of the line designated equal weight distribution (50%/50%). The subjects were asked to place the cursor according to their weight distribution during the STS task. Before testing, each subject received standard instructions regarding this assessment with the VAS and had sufficient practice trials to

familiarize him- or herself with the use of the scale. All hemiparetic participants were able to rate their WB distribution themselves using their nonparetic hand.

5.1.4.4 Data analysis

For each STS transfer, the vertical ground reaction forces on both sides were analyzed for the 2 groups. The WB distribution on each side, expressed in percent of total WB, was determined using the vertical ground reaction forces of the seat and foot averaged over a 1-second time interval (from -0.5 second before the seat-off event to 0.5 second after; Figure 1 C). This interval was chosen because it covers the largest efforts during the STS task.²⁰ The seat-off event corresponded to the time when the forces on the force plates of the seat were null. The distributions of WB on the nonparetic side for the hemiparetic participants and the right side for the control subjects produced during the STS tasks were compared with the perceived WB distribution scores on the VAS.

To determine whether the healthy and hemiparetic subjects were able to judge their WB distribution accurately when they performed the STS spontaneous or symmetrical transfers, the error of perception was expressed with different references and thus characterized 4 types of error: 1) the raw error (difference between the real WB distribution and the perception) to see if the subjects underestimated or overestimated the weight under their nonparetic or right side (healthy individuals); 2) the absolute error (absolute difference between the real WB distribution and the perception) to provide the magnitude of the error of perception without considering the direction (overestimations and underestimations); 3) the normalized raw error (raw error/% of real WB distribution); and 4) normalized absolute error (absolute error/% of real WB distribution) to allow comparison of errors within conditions, between subjects, and groups without having the influence of the magnitude of the WB distribution of each subject.

To assess the association between the knee extensor strength and the WB distribution during STS transfers, the strength values on the nonparetic or

right side (healthy individuals) were expressed as a percentage of the total bilateral strength, like for the real WB distribution described previously. The same method was used to assess the association between the knee extensor strength and the perception of WB.

5.1.4.5 Statistical analyses

Descriptive statistics were computed on all variables. Since the WB distribution and perception data did not differ significantly between the first and second trials, the mean of 2 trials was used in further analyses. The errors (real WB versus perception) between the 2 groups were compared with independent Student *t* Tests. Intraclass correlation coefficients were used to evaluate the level of absolute agreement between the real WB distribution on the right side or the nonparetic side and the perceived WB as assessed by the VAS in the spontaneous and symmetrical tasks for the hemiparetic individuals and for the conditions with a visual feedback for the control group.

Pearson correlation coefficients were used to quantify the association between the knee extensor muscle strength and the WB distribution and perception in the spontaneous and symmetrical STS. The difference between sides in each group was tested with paired Student's *t* Tests. All statistics were performed with the 13th version of SPSS package software and the level of significance was fixed at 0.05.

5.1.5 RESULTS

5.1.5.1 Characteristics of the Participants

Nineteen individuals with a chronic hemiparesis (3 to 27 years poststroke; 11 with a left hemiparesis) participated in this study (Table 1). They had a moderate level of motor impairment with a mean score of 5.2 out of 7 (± 1.1) for the leg and 3.6 out of 7 (± 1.4) for the foot on the Chedoke McMaster Stroke Assessment⁸. Except for 1 that had a score of 13 out of 15 on the Geriatric

Depression Scale¹⁶, all presented no sign of major depression. One rated his pain level in the lower limbs at rest as 5.5/10 on the VAS and six rated their pain level on activity between 2.6 and 5.7 out of 10; all the others presented a pain level of 2 or less on the VAS. Except for 2 that had an anesthesia at the foot (were unable to detect the 6.65 Semmens-Weinstein monofilament below the external malleolus) and 1 showing a severe sensory deficit (was unable to feel the 5.18 monofilament), the others had good tactile sensation and all had a good sense of vibration and position. They presented a moderate spasticity at the ankle, with a mean score of 9.1 out of 16. Except for 1 that had a score of 40 on the Berg Balance Scale, all obtained a score between 48 and 56. Their mean time to complete the Five repetition Sit-to-Stand Test was 19.0 seconds (± 5.4) and their mean natural and maximal walking speeds were 0.77 m/s (± 0.24) and 1.09 m/s (± 0.34). Except for 2 individuals that interchanged 2 weights, our subjects were all able to put 4 identical cylinders of different weight in exact increasing order with their nonparetic hand.

Fifteen healthy elderly subjects met the inclusion criteria of this study (Table 1). The subjects' mean time to complete the Five repetition Sit-to-Stand Test was 10.9 ± 2.0 seconds.

5.1.5.2 Perception of WB distribution during STS tasks

Subjects with chronic hemiparesis had a more asymmetrical WB distribution ($p < 0.01$; Table 2) and also presented greater errors of perception than the healthy individuals ($p < 0.05$; Table 2). The positive sign of the raw errors indicates an underestimation of the weight under their nonparetic foot (or overestimation under their paretic foot; see also Figure 2). For both groups, the mean values generally increase between the raw and the normalized absolute errors.

In the hemiparetic group, poor to moderate levels of association between the real WB distribution (force plate data) and the perceived WB (VAS scores) in the spontaneous and symmetrical tasks were found (intraclass correlation coefficient=0.199, $P=0.179$ and intraclass correlation coefficient=0.393, $P=0.011$, respectively; Figure 2). For the control group, a very good level of association between the real and perceived WB distributions was found (intraclass correlation coefficient =0.755, $p<0.001$; Figure 3).

5.1.5.3 Relations between the knee extensor muscle strength and the WB distribution and perception

For the hemiparetic participants, the means and standard deviations of the strength of the nonparetic and paretic sides were 170.5 ± 57.1 Nm and 114.8 ± 55.1 Nm, respectively. The nonparetic side was stronger than the paretic side ($p<0.001$). The Pearson correlation coefficients showed good associations between the normalized strength and WB distribution on the nonparetic side for both the spontaneous ($r=0.75$, $p < 0.01$) and symmetrical ($r=0.71$, $p < 0.01$) conditions (Figure 4, A and B). For the control group, the strength values of the right and left sides were respectively, 143.4 ± 46.7 Nm and 153.2 ± 54 Nm without significant differences between sides ($p>0.05$). The Pearson correlation coefficients did not show any association between the normalized strength and WB data on the right side in both conditions as presented in Figure 4, C and D. For both groups, there was no significant association between the strength and the WB perception.

5.1.6 DISCUSSION

Our hemiparetic participants presented greater errors of WB perception and their intraclass correlation coefficients between their real WB distribution and their perception were much lower than those obtained for the control group. These results support those of Bohannon and Tinti-Wald⁶ for upright stance.

They found that hemiparetic individuals made significantly greater errors ($5.2\% \pm 4.0\%$) in WB than healthy subjects ($3.3\% \pm 3.7\%$). Our study also determined that the magnitude of the errors varies with the calculation method used and that each of these different ways of expressing the error of perception reveals important information. Nevertheless, all methods indicated greater errors in the hemiparetic than in the healthy individuals.

A thorough explanation for the greatest errors found in the hemiparetic group is still lacking. A plausible explanation would be that they rated their perceived effort distribution rather than their weight distribution. According to previous studies, the asymmetries observed in hemiparetic subjects seem to be related to the desire to produce symmetrical levels of effort.^{21,22} Bertrand et al.²² proposed the principle of bilateral matching effort to explain the strategy chosen by hemiparetic individuals when performing bilateral matching tasks at the upper limbs. Also, Simon and Ferris²¹ demonstrated in hemiparetic subjects that, during an isometric force-matching task on a leg press machine, there was no significant difference between limbs when normalizing the forces produced by those obtained in bilateral maximum voluntary contractions. In addition, Milot et al.²³ found that poststroke individuals during gait presented similar bilateral levels of effort estimated by a muscular utilization ratio, an index that expresses the relative involvement of a muscle in a functional task according to its maximal strength. These results suggest that the effort rather than the loading could be a dominant factor guiding muscle activation in hemiparetic individuals during functional tasks. Therefore, in the presence of muscle weakness, hemiparetic individuals who base their motor strategies on producing similar levels of effort will inevitably perform asymmetrically.

We found associations between the asymmetry of the maximal knee extensor strength and the WB in the hemiparetic group for both the spontaneous and symmetrical STS transfers. In a previous study²⁰, associations ($r > 0.70$) were also revealed between the asymmetry of the knee extensor strength and

the mechanical moments during the STS tasks. These results suggest that the paretic and nonparetic knee strength play a role in the STS loading strategy. Finally, one could also argue that clinical characteristics other than strength could interfere with perception such as the location of the lesion, the presence of sensory deficit, depression and high levels of pain. Our results do not support this idea. However, we had only a few subjects presenting these characteristics and further studies are clearly required before concluding on that aspect.

5.1.7 SUMMARY

Our results revealed greater WB asymmetry and errors of WB perception in hemiparetic participants compared to healthy individuals during the STS task. We also found that the asymmetry of the knee extensor strength was associated with the WB asymmetry in hemiparetic participants but not with their perception. Nevertheless, before assuming that these individuals cannot perform symmetrically and do not perceive themselves as asymmetrical, other factors such as the sense of effort need to be studied.

5.1.8 ACKNOWLEDGMENTS

We thank Michel Goyette and Daniel Marineau for their expertise and technical support; Susan Crabb and Julie Lecours for their precious collaboration in the data collection; Patrick Dehail for his expertise and involvement in developing the protocol and the Cummings Jewish Centre for Seniors for their help with recruitment.

Table 1. Characteristics of the subjects

Characteristics	Hemiparetic group	Control group	<i>P-value</i>
	Mean \pm SD	Mean \pm SD	< 0.05
Age (years)	57.1 \pm 13.7	65.0 \pm 3.8	0.04
Height (m)	1.71 \pm 0.07	1.67 \pm 0.1	0.65
Weight (kg)	79.8 \pm 23.3	76.5 \pm 17.2	0.23
BMI* (kg/m ²)	27.2 \pm 7.6	27.3 \pm 5.0	0.97
Male/Female	15/4	7/8	

* BMI: Body mass index.

Table 2. Weight-bearing and errors of perception (%) for the hemiparetic individuals and healthy subjects (nonparetic and right sides, respectively) in the spontaneous (SP) and symmetrical (S) conditions

Groups	Conditions	Mean (SD) WB (%)	Types of error			
			Raw	Normalized raw	Absolute	Normalized absolute
Hemiparetic	SP	56.8 (6.9)	3.3 (8.1)	4.8 (13.8)	6.2 (6.0)	10.7 (9.7)
	S	55.6 (6.7)	4.7 (5.7)	7.7 (9.9)	6.1 (4.1)	10.7 (6.4)
Healthy	SP	50.0 (2.7)	-1.1 (3.3)	-2.5 (6.7)	2.7 (2.2)	5.5 (4.4)
	S	49.7 (3.5)	-0.5 (3.7)	-1.5 (7.6)	2.8 (2.4)	5.7 (5.0)

FIGURE LEGENDS

Figure 1: A) Experimental setup; B) VAS used to assess the perception; and C) vertical forces during the STS task. S-O indicates seat-off.

Figure 2: Scatterplot presenting the associations between the VAS scores (%) and WB at the seat-off event under the nonparetic side (%) for the hemiparetic individuals in the spontaneous (diamonds) and symmetrical (squares) sit-to-stand transfer conditions. The line of identity is presented.

Figure 3: Graph showing the associations between the VAS scores (%) and WB at the seat-off event under the nonparetic side (%) for the hemiparetic individuals in the spontaneous and symmetrical STS transfer conditions (triangles) and the associations between the mean VAS scores (%) and mean WB at seat-off under the right side (%) for the healthy subjects in the imposed WB STS transfer conditions with visual feedback (30%, 40%, 50%, 60%, 70%; diamonds). The SDs for the mean VAS scores and the mean WB for the healthy subjects are presented (error bars).

Figure 4: Scatterplots presenting the correlations between the knee extensors' normalized maximal strength and the WB distribution at seat-off on the nonparetic side for the hemiparetic group (HG) in the spontaneous (A) and symmetrical (B) STS conditions and on the right side for the control group (CG) in the spontaneous (C) and symmetrical (D) STS transfer conditions.

Figure 1

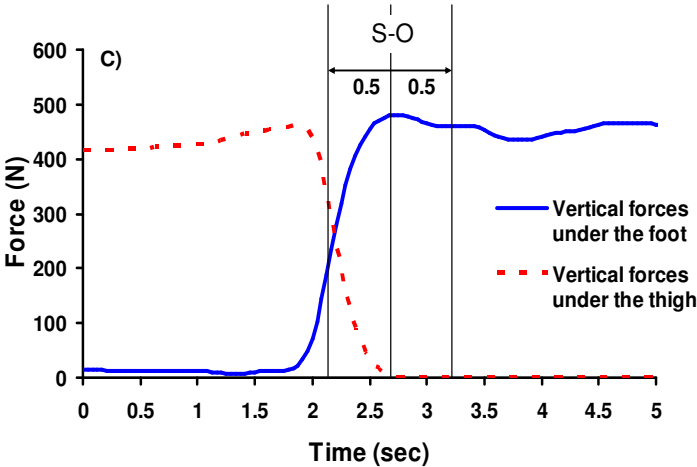
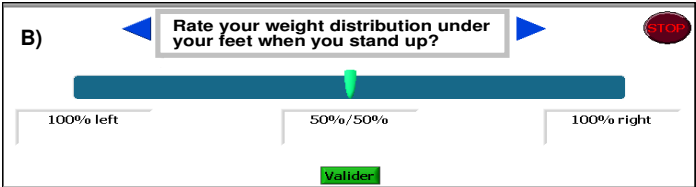
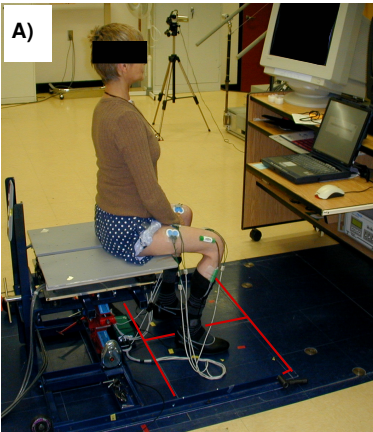


Figure 2

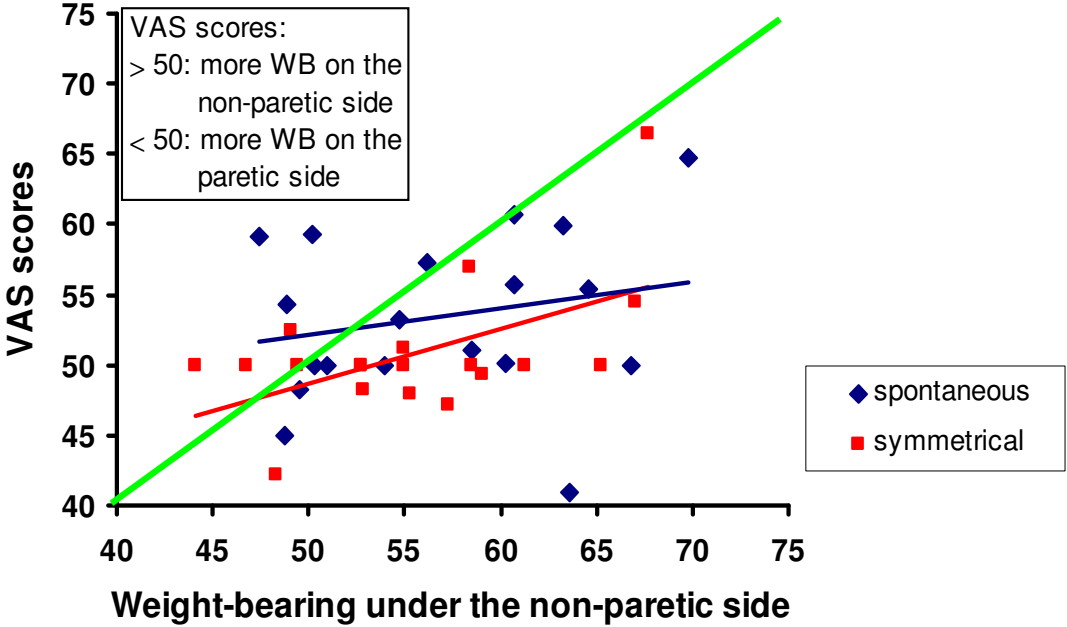


Figure 3

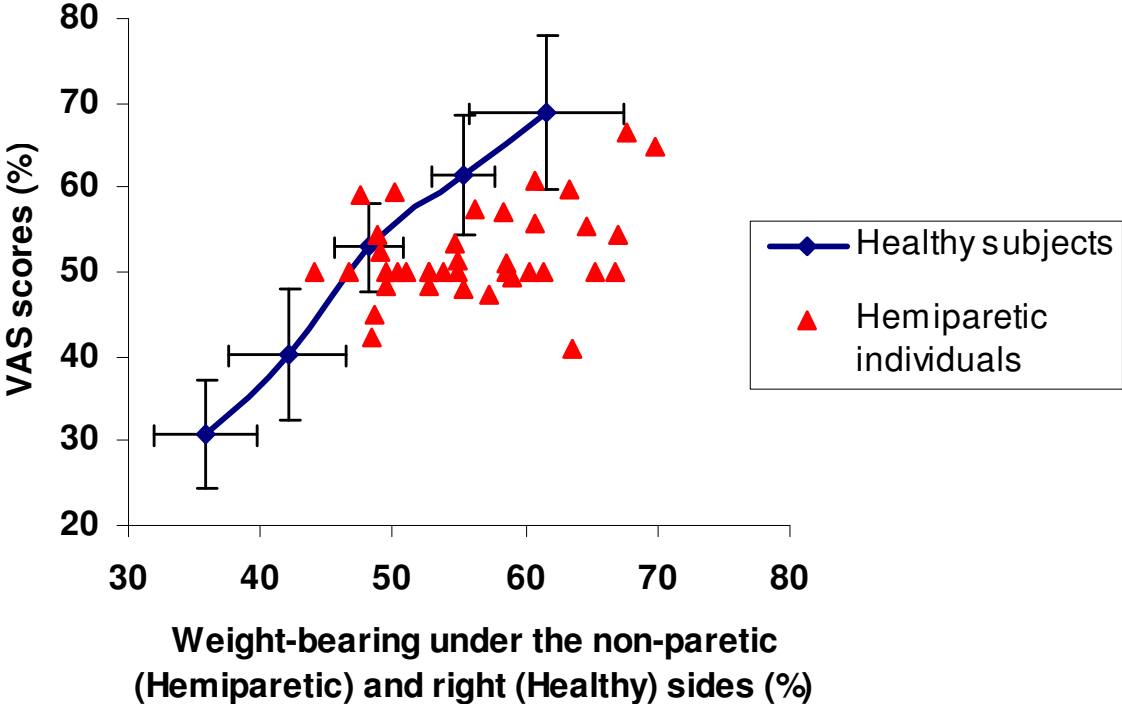
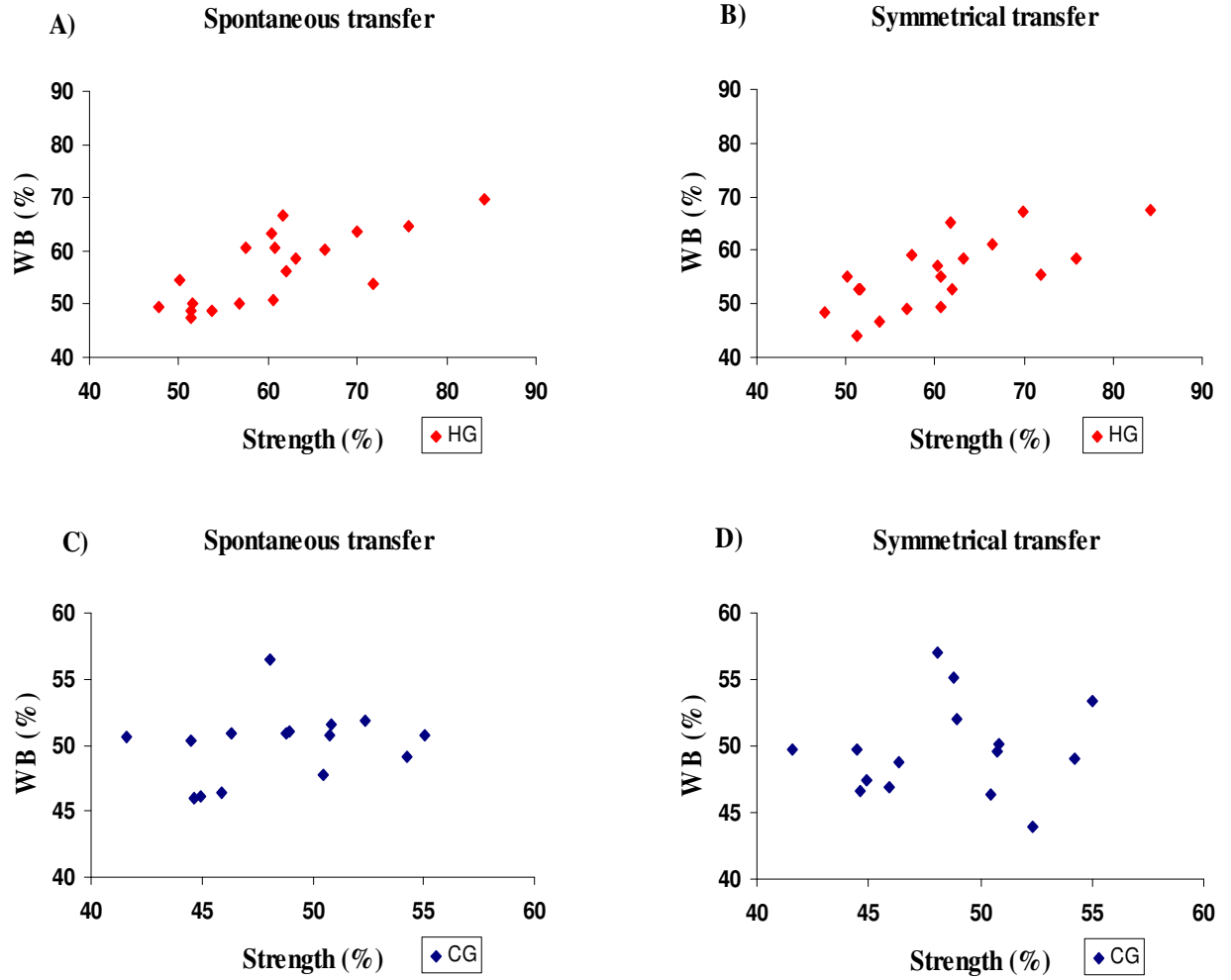


Figure 4



5.1.9 REFERENCES

1. Engardt, M. Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scand J Rehabil Med.* 1994;26:65-69.
2. Roy, G, Nadeau, S, Gravel, D, Malouin, F, McFadyen, BJ, Pottie, F. 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).* 2006;21: 585-593.
3. Perennou, D. Weight bearing asymmetry in standing hemiparetic patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2005;76:621.
4. Bohannon, R. Determinants of transfer capacity in patients with hemiparesis. *Physiotherapy Canada.* 1988; 40:236-239.
5. Bohannon, RW, Waters G, Cooper J. Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills.* 1989; 69:875-880.
6. Bohannon, RW, Tinti-Wald D. Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Percept Mot Skills.* 1991;72:935-941.
7. Engardt, M., Olsson E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J of Rehabil Med.* 1992;24:67-74.
8. Gowland, C, Stratford, P, Ward, M, Moreland, J, Torresin, W, Van Hullenaar, S, Sanford, J, Barreca, S, Vanspall, B, Plews, N. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke.* 1993;24:58-63.
9. Folstein, MF, Folstein, SE, McHugh PR. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975;12:189-198.

10. Gauthier, L. The bells test: a quantitative and qualitative test for visual neglect. *Int J Clin Neuropsychol*. 1989;11:49-54.
11. Pedretti, LW. Evaluation of sensation, perception and cognition. In: Pedretti, LW and Zoltan, B., eds. *Occupational Therapy: Practice Skills for Physical Dysfunction, ed 2*. CV Mosby: St-Louis. 1985: 99.
12. Levin, MF, Hui-Chan CWY. Relief of hemiparetic spasticity Tens is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1992;85:131-142.
13. Berg, K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*. 1995;27: 27-36.
14. Thibault, A, Forget R, Lambert J. Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensation in children: a reliability study. *Dev Med Child Neurol*. 1994;36:796-812.
15. Huskisson, EC. Visual analog scale. In: *Pain measurements and assessment*. Raven: New York.1983: 33-37.
16. Sheikh, JI, Yesayage JA. Geriatric Depression Scale: recent evidence and development of a shorter version. *Clin Gerontol*. 1968;5:165-173.
17. Salbach, NM, Mayo, NE, Higgins, J, Ahmed, S, Finch, LE, Richards, CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82: 1204-1212.
18. Bohannon, RW. Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. *Percept Motor Skills*. 2006;103: 215-222.
19. Kotake, T, Dohi, N, Kajiwara, T, Sumi, N, Koyama, Y, Miura, T. An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74: 1095-1099.

20. Roy, G, Nadeau, S, Gravel, D, Pottie, F, Malouin, F, McFadyen, BJ. 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)*. 2007;22: 795-804.
21. Simon, AM, Kelly BM, Ferris DP. Sense of effort determines lower limb force production during dynamic movement in individuals with poststroke hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2009;23: 811-818.
22. Bertrand, AM, Mercier, C, Shun, PL, Bourbonnais, D, Desrosiers, J. Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *J Neurophysiol*. 2004;91:1579-1585.
23. Milot, MH, Nadeau, S, Gravel, D, Requiao, LF. Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*. 2006;37:2070-2075.

5.2 Article #2

KNEE EFFORTS AND WEIGHT-BEARING ASYMMETRY DURING SIT-TO-STAND TASKS IN INDIVIDUALS WITH HEMIPARESIS AND HEALTHY CONTROLS

Anabèle Brière,^{1,2} MSc, PT; Sylvie Nadeau,^{1,2} PhD; Séléna Lauzière,^{1,2} MSc, PT; Denis Gravel,^{1,2} PhD, Patrick Dehail,³ MD, PhD

¹Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Québec, Canada

²École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Québec, Canada

³Service de Médecine Physique et Réadaptation, CHU de Bordeaux et EA 4136 Université de Bordeaux Segalen.

**En révision à la revue Journal of Electromyography and Kinesiology.*

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif et majoritaire au développement du protocole expérimental, à la collecte de données, à l'analyse et à l'interprétation des données de distribution de MEC et d'effort aux genoux présentées, de même qu'à la rédaction de ce manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, en plus d'avoir encadré et supervisé l'ensemble de ces étapes, a contribué à l'élaboration du protocole ainsi qu'à l'interprétation des données et a commenté et révisé cet article. Séléna Lauzière a coordonné la collecte de données des sujets sains inclus dans cet article et a contribué au traitement et à l'analyse de ces mêmes données. Elle a également participé à la révision finale de cet article. Dr Denis Gravel a participé à l'interprétation des résultats et au processus de révision du manuscrit. Dr Patrick Dehail a agi à titre de consultant lors de l'élaboration du protocole et a aidé à la collecte de données.

5.2.1 Préface

Selon les résultats présentés dans l'article 1, les individus hémiparétiques ne perçoivent pas adéquatement leur distribution de MEC lors qu'ils se lèvent d'une chaise. Par conséquent, il fût proposé, en référence au principe d'appariement des efforts bilatéraux, que ces patients optent pour des efforts symétriques aux membres inférieurs. En présence de faiblesse musculaire au membre inférieur parétique, ceci pourrait se traduire par une distribution asymétrique de MEC alors que les efforts seraient symétriques et par une meilleure capacité à juger leur effort que leur MEC. L'étude qui suit a donc servi tout d'abord à vérifier si les individus hémiparétiques exécutent le PAD en produisant des efforts égaux au niveau des extenseurs des genoux.

Spontanément, les personnes avec une hémiparésie préfèrent se lever d'une chaise en plaçant davantage de poids sur leur membre non parétique et ce, même s'ils ont la capacité d'exécuter la tâche de façon plus symétrique sur demande, à l'aide d'une rétroaction visuelle ou auditive (Engardt, 1994) ou en modifiant leur position des pieds (Roy et al., 2006). Cette façon d'effectuer le PAD a été associée à la parésie ainsi qu'à une perte de contrôle postural. Or, si ces individus sont capables de performer de façon plus symétrique sur demande, ces déficits ne peuvent donc, à eux seuls, expliquer cette asymétrie. Selon des études d'appariement de forces bilatérales aux membres inférieurs et supérieurs conduites auprès de sujets hémiparétiques (Bertrand et al., 2004; Simon et al., 2009), l'effort pourrait bien s'avérer être un facteur déterminant dans l'explication de l'asymétrie de MEC. En effet, ces études ont trouvé que les sujets appariaient leurs forces bilatérales relativement à leurs forces maximales supportant ainsi le modèle de coordination bilatéral basé sur l'appariement des efforts proposé par Bertrand (2004). De plus, une étude récente sur la marche (Milot et al., 2006) a révélé que les efforts bilatéraux des sujets hémiparétiques (fléchisseurs et extenseurs de hanche et fléchisseurs plantaires) étaient semblables lorsqu'ils marchaient à leur cadence spontanée. Lors du PAD, il est

donc proposé que les personnes hémiparétiques optent pour une asymétrie de MEC afin d'avoir des niveaux d'efforts musculaires similaires aux deux membres inférieurs.

Jusqu'à maintenant, aucune étude n'a objectivé les niveaux d'effort des personnes hémiparétiques aux membres inférieurs lors du PAD. Cet article répondait donc au deuxième objectif spécifique de cette thèse soit de quantifier la distribution des efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques lors de l'exécution spontanée du PAD et de comparer leurs résultats avec ceux des sujets sains. Les objectifs secondaires étaient les suivants :

- 1) Quantifier les niveaux d'efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques lors du PAD afin de déterminer si leur asymétrie de MEC lors de l'exécution spontanée du PAD pourrait être expliquée par la production d'efforts symétriques aux membres inférieurs.

L'hypothèse sous-tendant cet objectif était que les niveaux d'efforts aux genoux des sujets hémiparétiques lors du PAD spontané seraient symétriques.

- 2) Comparer la distribution des efforts aux genoux des sujets hémiparétiques lors du PAD spontané à celle des sujets sains.

L'hypothèse résultant de cet objectif était que, tout comme les sujets contrôles, les participants hémiparétiques allaient présenter une distribution symétrique d'effort aux genoux lors du PAD spontané mais, contrairement aux sujets sains, leur distribution de MEC serait asymétrique et liée à leur degré de faiblesse musculaire.

- 3) Évaluer, chez les sujets hémiparétiques, l'association entre leurs distributions d'effort et de MEC mesurée lors du PAD spontané et la comparer avec celle évaluée chez les sujets sains entre leurs distributions d'efforts aux genoux et de MEC obtenues lors de tâches de MEC asymétriques imposées.

L'hypothèse découlant de cet objectif était que la distribution des efforts aux genoux des sujets hémiparétiques, obtenue lors du PAD spontané, ne serait pas associée à leur distribution de MEC alors qu'une association significative serait trouvée entre ces deux variables chez les sujets sains.

5.2.2 ABSTRACT

The desire to produce similar efforts at the lower limbs might be among the explanations for the asymmetrical weight-bearing (WB) distribution of individuals with hemiparesis rising from a chair. The aim of this study was to determine if individuals with hemiparesis have symmetrical levels of effort at the knee during spontaneous sit-to-stand transfers. Nineteen unilateral subjects with hemiparesis and 16 healthy controls participated. Their WB distribution during sit-to-stand was assessed with a force platform setup while the knee effort distribution was quantified using electromyographic (EMG) data normalized to maximal EMG values then expressed relative to the sum of the bilateral efforts. Contrary to healthy individuals, the hemiparetic group presented asymmetrical WB and knee effort distributions during the sit-to-stand transfer. However, when subdivided in three groups (mild, moderate and severe) according to their knee extensors' strength asymmetries, the mild group behaved like the controls, the moderate one had similar WB and effort asymmetries and the severe group showed a WB distribution difference between sides but symmetrical knee efforts. These results for the severe group suggest that a control is exerted on the levels of effort when rising from a chair, which might be required when a certain threshold is reached.

5.2.3 INTRODUCTION

Following a stroke, individuals with hemiparesis performing a sit-to-stand (STS) transfer often use an asymmetrical weight-bearing (WB) strategy with more weight supported by the nonparetic foot. However, when asked to perform more symmetrically either with visual or auditory feedback [Engardt, 1994] or simply by altering their foot position [Roy et al, 2006], these individuals have the capacity to rise with a more symmetrical WB distribution. So what other criteria make individuals with hemiparesis decide to spontaneously use this asymmetrical WB strategy during the STS task?

In a recent study on the perception of WB during STS transfers [Brière et al, 2010], the individuals with hemiparesis were less accurate in judging their WB distribution than the healthy individuals, perceiving themselves as less asymmetrical than they really were. One hypothesis put forward to explain this finding was that the individuals with hemiparesis rated their effort distribution instead of their WB distribution. In a bilateral force-matching task with either the upper or lower limbs, previous studies demonstrated that individuals with hemiparesis produce different levels of force but are convinced they are performing equally [Bertrand et al, 2004; Mercier et al, 2004; Simon et al, 2009]. These findings suggest that the force output is not the controlled variable. Bertrand et al. [2004] proposed the principle of bilateral matching effort to explain their results obtained in a bilateral grip force-matching task. According to these authors, the individuals with stroke matched their level of effort on both sides instead of matching their generated grip force. Since they are weaker on the paretic side, the forces produced are unequal, with greater forces exerted by the nonparetic side. The work of Simon et al [Simon et al, 2008; Simon et al, 2009] for a lower-limb task supports this idea. Their healthy individuals presenting at least a 10% maximum voluntary force difference between their lower limbs as well as their participants with hemiparesis who had greater bilateral force differences, produced greater forces on the stronger side in a

lower-limb bilateral isometric force-matching task on a leg press machine. Recently, Milot et al. [2006] reported that the bilateral mechanical levels of effort of the hip flexors, hip extensors and ankle plantarflexors in healthy and subjects with stroke walking at their comfortable speed were not different between sides in both groups. All these results reinforce the idea of production of effort as an important variable to consider when studying motor performance.

The purpose of this study was therefore to determine whether the levels of effort at the knee are symmetrical during STS transfers in individuals with hemiparesis. The production of similar values will add evidence to support the idea that subjects with hemiparesis match their levels of effort on both sides during bilateral tasks instead of matching their force output, represented here by their WB distribution. It was hypothesized that, as in controls, individuals post-stroke will have symmetrical levels of effort at the knee during the STS transfer in the spontaneous foot condition while, unlike the controls, their WB distribution will be asymmetrical and scaled according to their muscle weakness. If this hypothesis is verified, we expect that the efforts at the knees for individuals with hemiparesis will not be associated with their spontaneous asymmetrical WB distribution while controls, forced to perform the STS asymmetrically, will have a significant association between their effort and WB distributions.

5.2.4 METHODS

5.2.4.1 Participants

As detailed in a previous study enrolling the same subjects [Brière et al, 2010], participants in both groups were able to rise from a standard-height chair (45 to 50 cm) without using their arms and had a 3-h minimal activity tolerance with rest periods. The participants with hemiparesis had a residual motor impairment in the lower limb (score of 6/7 or less on the Chedoke McMaster Stroke Assessment [Gowland et al, 1993]. Those presenting with a significant cognitive deficit (score <25/30 in the Folstein Mini-Mental exam [Folsteinn et al,

1975]), comprehensive aphasia, non-stroke-related disabilities or evidence of cardio-pulmonary disease, hemi-neglect (Bells Test evaluation [Gauthier, 1989]) and/or hemianopsia (object moving in the visual field clinical evaluation [Pedretti, 1985]), were excluded. The subjects in the control group were free of any health problems that could affect the performance of the STS tasks and were excluded if they had more than 10% asymmetry between their maximal knee extensor strength. All subjects gave written informed consent for their participation and this experiment was approved by the local ethics committee.

5.2.4.2 Clinical assessment

Demographic data on all subjects were gathered. An experienced physiotherapist in neurology completed the physical examination of the participants with hemiparesis. To determine the level of motor impairment, muscle tone and balance ability, the Chedoke-McMaster Stroke Assessment [Gowland et al, 1993], the Index of Spasticity of Levin and Hui-Chan [1992] and the Berg Balance Scale [Berg et al, 1995] were used, respectively. In order to evaluate the physical abilities, the natural and maximal self walking speed over 5 m [Salbach et al, 2001] were completed. For the control group, balance was evaluated with the last task of the Berg Balance Scale where subjects were asked to maintain unipodal standing for 10 s and time was recorded. In both groups, the touch-pressure sensation, the sense of position and vibration as well as the level of pain were assessed with Semmes-Weinstein monofilaments, “up or down” segment position of the foot, a 128-Hz tuning fork [Thibault et al, 1994] and a 10-cm visual analog scale [Huskisson, 1983], respectively.

5.2.4.3 Knee assessment: maximal strength and levels of effort

In both groups, the knee extensors' maximal static strength was assessed with a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA) which also provided the maximal electromyographic (EMG) data (denominator) needed to calculate the levels of effort of the knee muscles. In this study, the level of effort was quantified with the Electromyographic Muscular Utilization Ratio (EMUR,

[Hébert et al, 1995]. The EMG data of the knee muscles collected during the STS transfers (numerator) were expressed as a percentage of their EMG values obtained during maximal strength assessments (denominator). The EMUR indicated the degree to which the muscles were solicited while performing the STS transfer task.

Following skin preparation (shaving hair and applying alcohol to cleanse skin), small disposable disc silver-silver chloride (Ag/AgCl) surface electrodes with a 13.2 mm² active surface area (AMBU[®] Blue Sensor M) were placed bilaterally in a bipolar configuration with an interelectrode distance of 20 mm on the muscle bellies and parallel to the orientation of the muscle fibers of the vastus lateralis and the vastus medialis. For the rectus femoris, the electrodes were placed mid-distance along the line connecting the ASIS to the superior aspect of the patella [Zips, 1982]. The reference electrode was positioned over the fibula's head. Muscle activity was acquired with an 8-channel EMG telemetric system (NORAXON Telemetry System). Each electrode was connected with cables to one NORAXON Telemetry 900 portable integrated EMG multi-channel transmitter (Noraxon, Scottsdale, AZ; weight=0.453 kg). All EMG signals underwent an analog-to-digital conversion before being transmitted to the receiver/amplifier units. They were then amplified with a gain of 2000, band-pass filtered (10-500 Hz) and, finally, digitized at a sampling frequency of 1200 Hz. The data were stored on a computer with a customized Labview program (PCI-6024E card, 12 bits, National Instruments, Austin, TX, USA). Electrogoniometers (Penny and Giles[™], Biometrics Ltd., U.K.) were also installed on the lateral face of both knees to ensure the knee angles during the STS task and the strength testing assessments were similar. Sitting in a 60° hip flexion position, the subjects were first stabilized with straps at the trunk, pelvis and thigh. Since the greatest levels of effort during the STS are generally found at seat-off when the knees are in a 75° flexion position [Kotake et al, 1993; Roy et al, 2007], this angle was chosen to test the knee extensors' maximal strength. After warm-up and familiarization trials, for each maximal static contraction, subjects were instructed to progressively increase their effort

to their maximal strength level. The mean of two trials with less than 10% difference (values in Nm) was used to determine the maximal strength and EMG of the knee extensors. Participants kept their EMG electrodes and electrogoniometers in place between the maximal strength and STS task assessments to avoid signal variations due to different positioning of the electrodes.

5.2.4.4 Sit-to-stand task assessment

A height-adjustable chair without a back or armrest instrumented with force plates under each thigh was used to assess the STS tasks (Figure 1A). The chair level was placed at 100% of the subject's leg length. Two AMTI force plates (OR6-7-1000) were also used to record the forces under each foot. The same 8-channel EMG telemetric system was used to collect the EMG data of the six muscles detailed previously. This experimental set-up allowed the forces under the thighs and feet as well as the EMG to be recorded simultaneously for the entire STS task. The EMG and force plate signals were collected at frequencies of 1200 Hz and 600 Hz, respectively, with a customized Labview program. The STS assessment allowed quantification of the numerator of the EMUR.

With their arms crossed on their chest, the participants with hemiparesis were asked first to stand up at natural speed as they usually do (spontaneous condition). No instructions were given regarding the initial foot position. Secondly, with both feet placed symmetrically at 15° of dorsiflexion, they were asked to stand up with equal WB on each side (left/right: 50%/50%) (symmetrical condition). Two trials for each condition were executed after practice trials. Marks on the thighs and on the ground ensured the subjects kept constant seat and foot positions between trials.

In addition to the spontaneous condition, the controls executed two series of STS tasks under progressive asymmetrical WB distributions. In the first series, they stood up with a visual feedback presented on a computer screen

facing them. The feedback corresponded to a specific weight distribution on the right side unknown to the subject. The subjects were asked to place a cursor, initially at zero, in a target zone while executing the STS with their feet placed symmetrically at 15° of dorsiflexion. This target zone represented randomly assigned specific percentages of WB (30%, 40%, 50%, 60% and 70%). For the second series of STS tasks, verbal WB distributions (40%, 50%, 60% and 70% of the weight on the right side) were asked randomly by the assessor. The WB percentages were chosen to cover the range of weight distributions performed by the individuals with hemiparesis. For each condition (spontaneous and imposed), two successive trials were done and each WB distribution was performed twice for a total of 4 trials for a given percentage of weight distribution in each series. The controls had a period of familiarization and the trials were completed once they clearly understood how to use the visual feedback signal or the verbal commands.

5.2.4.5 Data analysis

To establish the WB distribution of each participant in the two groups, the vertical ground reaction forces (VGRF) on both sides, expressed in percent of total VGRF, were analyzed for all STS transfers. The VGRF of the seat and foot were averaged over a 1-s time interval (from -0.5 s before the seat-off event to 0.5 s after; Figure 1 B). The seat-off event corresponded to the time when the forces on the force plates of the seat were null. This interval was chosen because it covers the largest efforts during the STS task [Roy et al, 2007].

To estimate the levels of effort at the knee with the EMUR, the EMG data at the knee during the STS tasks (at seat-off) was expressed relative to the maximal EMG obtained during the maximal static contraction. All raw EMG (dynamometric and STS assessments) were first visually inspected then filtered with a zero-lag fourth-order Butterworth high-pass filter at 20 Hz to eliminate possible noises in the signal that could have been caused by the motion of the cables. A 250-ms time-window was defined for the EMG processing [DeLuca,

1997]. It was located prior to the maximal strength value for the dynamometric assessment and to the seat-off event for the STS assessment. This time-window location was selected to consider the electromechanical delay (generally ranging from 30 to 100 ms [Cavanagh et al, 1979]) between the maximal EMG value and the maximal strength value (Figure 1C). Afterwards, a root-mean-square (RMS) was computed in order to quantify the amplitude of the EMG signal for this specific time-window of 250 ms (Figure 1D). The EMG^{rms} value of each muscle collected during the task was then normalized (EMG_{norm}) to the maximal EMG^{rms} value measured during the strength testing on the Biodex at the same knee angle (75°) to obtain the levels of effort (EMUR). Subsequently, the EMUR of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris were averaged in order to give a global index of the level of effort for the extensors. EMG signals were rejected if large baseline instability associated with cable movements was present or if the signal to noise ratio was too low to extract correctly the EMG activity bursts (less than 5 EMG signals per evaluated condition were eliminated, 3% overall).

5.2.4.6 Index of asymmetry

To compare the distribution of the levels of effort at the knee with the WB distribution, EMUR on each side had to be expressed in percent of total bilateral effort, as for the WB distribution (WB distribution=VGRF under the nonparetic or right side/total VGRF). The following **Index of asymmetry of EMUR** was computed:

$$\frac{EMUR (\text{nonparetic or right side (controls)})}{EMUR (\text{nonparetic or right side (controls)}) + EMUR (\text{paretic or left side (controls)})} * 100$$

As for the WB distribution, a value of 50% indicates a perfect symmetry of the produced efforts while a higher value on the nonparetic or right side means greater WB or effort on that side. For example, a value of 60% on the nonparetic side and 40% on the paretic side means a 20% difference between sides. For the statistical analyses, the indices of asymmetry of effort and the WB

distribution of the nonparetic or right side (controls) produced during the STS tasks were used.

5.2.4.7 Statistical analyses

Descriptive statistics were computed on all variables. Because inter-trial variability was present (coefficient of variation between 9% and 18%), the mean of two trials was used for statistical analysis. To determine whether the efforts at the knees (EMUR) and the WB distributions were symmetrical, one sample Student *t* tests with a test value fixed at 50 (representing perfect symmetry) were performed on both indices for the spontaneous conditions in both groups as well as for the symmetrical condition in participants with hemiparesis. We also compared the two groups on the indices of asymmetry and the knee extensors strength using independent Student *t* tests. Values between sides were compared with paired *t* tests. When required, nonparametric statistics (Kruskal-Wallis, Mann-Whitney and Wilcoxon tests) were used to compare subgroups of subjects with hemiparesis classified according to their level of strength deficits. Pearson correlation coefficients were used to quantify the associations between the effort distribution and the WB distribution in the imposed WB STS transfers for the control group and in the spontaneous condition for the individuals with stroke. A statistician assisted with all statistics and the 17th version of SPSS package software was used. The level of significance was fixed at 0.05.

5.2.5 RESULTS

5.2.5.1 Participants Characteristics

Table 1 shows the clinical characteristics of the 19 participants with a chronic hemiparesis. Their results were compared to those of 16 controls who met the inclusion criteria of this study (Table 1). Compared to the hemiparetic group, the controls showed no difference between the right and left knee extensor strength (Table 1) and all subjects had less than 10% asymmetry

between their knee extensor strength. In the hemiparetic group, the nonparetic side was stronger than the paretic side ($P < 0.001$). Six individuals with hemiparesis had less than 10% asymmetry, seven, an asymmetry of 11% - 24% and six, more than 25% asymmetry between sides. When classified in subgroups according to their strength asymmetries (mild, moderate and severe; Table 2), the subjects in the mild group show no strength difference between sides (Wilcoxon test; $p > 0.05$). Except for two participants (moderate subgroup) that had an anesthesia at the foot (unable to detect the 6.65 Semmens-Weinstein monofilament below the external malleolus) and one (severe subgroup) showing a severe sensory deficit (unable to feel the 5.18 monofilament), the others had good tactile sensation and all had a good sense of vibration and position. The natural and maximal gait speeds did not differ between the subgroups (Kruskal Wallis test; $p > 0.05$; Table 2).

For the STS, every participant could execute all tasks, except for one individual with hemiparesis who was unable to complete the symmetrical condition in the standardized foot position. The electrogoniometer signals revealed that the knee positions at seat-off were symmetrical during the spontaneous STS condition with mean flexion angle values of $77.8^{\circ} \pm 5.3^{\circ}$ and $77.4^{\circ} \pm 5.2^{\circ}$ on the nonparetic and paretic side, respectively, and a mean absolute difference between sides of $2.2^{\circ} \pm 1.4^{\circ}$. The video recordings of the STS tasks also revealed nearly symmetrical foot positions in the spontaneous condition.

5.2.5.2 Weight-bearing and knee-effort distributions during STS tasks

The controls rose spontaneously from a sitting to an upright position with symmetrical WB and effort distributions. The mean (\pm SD) indices of asymmetry of WB and EMUR for the right side were $50.6 \pm 2.4\%$ and $50.7 \pm 8.9\%$, respectively and did not differ from the test value of 50%, revealing symmetry between sides for the spontaneous condition (one sample Student *t* tests

$p > 0.05$; Figure 2A). The VGRF and the EMUR values did not differ between sides (paired Student t tests $p > 0.05$) (Figures 2B and 2C). The STS tasks executed with the visual feedback and the verbally requested WB distributions revealed that the effort distribution at the knees followed the WB distribution with increased effort at the right knee when additional weight was placed on the right foot (Figure 3). The level of association between the two variables was high ($r = 0.86$, $P < 0.001$).

The individuals with stroke presented similar indices of WB asymmetry ($56.8 \pm 6.1\%$) and EMUR of the nonparetic knee extensors ($56.9 \pm 11.3\%$) in the spontaneous condition (Figure 2A). The corresponding values for the symmetrical condition were $55.0 \pm 6.9\%$ and $54.6 \pm 8.6\%$ and these values did not differ from those for the spontaneous condition ($P < 0.05$). Each distribution differed from 50% (perfect symmetry; $P < 0.05$). The VGRF and EMUR values of the paretic and nonparetic sides were different (paired Student t tests; $P < 0.05$; Figures 2B and 2C) with larger values on the nonparetic side.

Comparisons between the indices of asymmetry of the controls and the individuals with hemiparesis revealed differences for the WB ratio, with asymmetry for the stroke group in both conditions (spontaneous (Figure 2A) and symmetrical). For the EMUR ratio, no significant difference was found between groups but a tendency was present in the spontaneous condition (independent Student t test; $P = 0.08$).

5.2.5.3 Hemiparetic subgroup comparisons in the spontaneous condition

The indices of asymmetry different from 50% were those for the WB and the EMUR in the moderate subgroup and for the WB in the severe subgroup. The indices of WB asymmetry between the mild and severe subgroups were different (Mann-Whitney test; $P = 0.038$; Figure 2A). Regarding the comparisons between the values of the paretic and nonparetic sides (Figures 2B and 2C),

differences were observed in the moderate group for the VGRF and EMUR values and in the severe group for the VGRF values. Figure 3 shows the indices of WB asymmetry (WB distribution) for the participants of the subgroups plotted against their indices of asymmetry of EMUR (effort distribution). The association between the two variables was not significant ($r=0.44$; $P>0.05$). However, the data points of many participants in the moderate group were over the predictive line of the normal subjects while most of the data points of the individuals in the severe subgroup were below it.

5.2.6 DISCUSSION

The main objective of this study was to determine whether individuals with hemiparesis perform spontaneous STS transfers with symmetrical levels of effort at the knees in order to explain their asymmetrical WB distribution. We found that both the VGRF and EMUR differed between sides in the hemiparetic group and that the corresponding distributions diverged from 50% (perfect symmetry) while the control participants were symmetrical. The findings from the classification of the hemiparetic group in three subgroups according to their knee extensor strength asymmetries emphasized the influence of knee strength on the loading strategy during STS transfers. Furthermore, they suggested a control of the EMUR towards a symmetrical distribution when the maximal voluntary strength asymmetries are substantial, as was the case for the severe subgroup.

For the control subjects, besides having symmetrical WB and effort distributions in the spontaneous STS transfer, their effort distribution at the knees followed their WB distribution variations in the imposed asymmetrical WB distribution STS tasks. Considering that the controls had no knee extensor strength asymmetries, these results are not surprising. Also, these findings agree with those obtained by Lecours et al. [2008] which revealed symmetrical

moments at the knees in healthy individuals during spontaneous and symmetrical STS transfers.

In the hemiparetic group, according to the principle of bilateral matching effort, symmetrical effort distributions were expected for the spontaneous STS transfer. This hypothesis was based on the results of Simon et al. [Simon et al, 2008; Simon et al, 2009] and others [Bertrand et al, 2004; Mercier et al, 2004] in controls and individuals with hemiparesis, which suggested that, since the force output was not the controlled variable, the level of effort might be. Furthermore, previous studies have shown that the knee extensors' maximal strength asymmetries of individuals with hemiparesis were associated with the asymmetry of the knee extensor moments ($r=-0.85$) and the WB distribution during STS tasks ($r=0.70$ to 0.75) [Roy et al, 2007; Brière et al, 2010]. These studies thus support the idea that the level of effort might be the controlled parameter. However, looking at the results for the hemiparetic group as a whole, the hypothesis of symmetrical knee efforts was considered unverified.

The mean values of the WB and EMUR distributions strongly suggest that the asymmetry of the efforts follow the WB, with higher values on the nonparetic side. However, the strength of the relationship was not as strong as for the controls when asked to perform asymmetrically ($r=0.44$ vs. $r=0.86$; Figure 3) suggesting different motor strategies. This difference persists even when percentages of WB below 40% and above 70% are eliminated for the controls in order to have a range of WB distribution comparable to the hemiparetic group ($r=0.44$ vs. $r=0.70$).

It is well known that, for the same task, motor strategies can differ greatly among subjects with hemiparesis and therefore, the between-subjects variability must be considered. Classification of the subjects post-stroke into subgroups according to their motor deficits (strength asymmetry) supported this point and brought interesting findings. We found that the results for the mild group,

presenting less than 10% strength asymmetry, were almost similar to those for the controls. These subjects were the less asymmetrical ones and presented an effort distribution very near 50%. The moderate group had asymmetries in both the WB and knee effort distributions. Clearly, these participants did not adopt a strategy based on equal levels of effort at the knees. However, this does not preclude that the effort of other muscle groups important in STS tasks, such as the hip extensors and the ankle plantarflexors, could have been controlled. Roy et al. [2007], using a similar protocol and setup, have already reported that the hip moments were less asymmetrical than the knee moments in subjects with hemiparesis rising from a chair. Future studies will need to further assess whether the hip efforts could be the controlled parameter and if other factors such as balance (discussed below), sensation or psychological status [Lord et al., 2002] are among the determinants. An alternative explanation for this behaviour in the moderate subgroup could be the presence of some tolerance to asymmetrical efforts due to the smaller strength deficit in the paretic knee.

As for the individuals in the severe subgroup, they had as much asymmetry in their WB distribution as those in the moderate subgroup but showed no difference in their knee efforts and, as for the controls and the mild group, their EMUR ratios did not differ from 50%. These results suggest that, at a certain level of effort threshold, the subjects need to use a different effort strategy to execute the task. Note that the individual unable to complete the symmetrical foot condition belonged to the severe group.

Various hypotheses could explain the different results of the three subgroups. First, an increase of the EMUR over 80% on the nonparetic side (mean value for the moderate subgroup) might correspond to an unbearable effort and explain why the motor strategy of the severe participants, the weakest, had to be changed when compared to the moderate group. Since no biomechanical assessment of the whole body segments was performed, we cannot identify the strategy used by the severe participants. However, the video

recordings showed that 4 subjects out of 6 in this group stood up spontaneously with an increased trunk flexion compared to the others. As reported by Doorenbosch et al. [1994] as well as Coghlin and McFadyen [1994] a trunk flexion increase before seat-off could lower the muscular demand of the knee extensors and reduce balance difficulties by keeping the center of mass in the base of support for a longer period of time. Also, Gross et al. [1998] identified the hip extensor strength as the most important factor to complete the STS in a group of healthy elderly women.

Second, a greater increase of the EMUR on the nonparetic side, if possible, might compromise the medio-lateral stability of the participants and place them at risk of falling. Indeed, Duclos et al. [2008] found that, spontaneously, individuals with hemiparesis present greater lateral displacements of the center of pressure while executing STS transfers than healthy individuals and, thus, are less stable than the controls. Also, Cheng et al. [1998] as well as Hesse et al. [1994] established an association between postural instability during the STS transfer and the risk of falling in patients with stroke. According to Goulart et Valls-Sole [1999] postural adjustments and balance are determinants for the execution of the STS transfer as the subject passes from a very stable position (sitting) to a more unstable one (standing). Furthermore, Bohannon [1988] recognized postural balance as a prerequisite determining the capacity of individuals with hemiparesis to perform transfers autonomously. Therefore, diminished postural control could also be a factor to consider when attempting to explain the rationale behind the asymmetrical WB strategies chosen by individuals with hemiparesis performing STS transfers.

Finally, the results of the study should be interpreted cautiously due to the small number of participants with hemiparesis in each subgroup. Moreover, the EMUR might have been underestimated since the maximal EMG^{rms} values (denominator) were obtained during a unilateral maximal effort while the STS transfer is a bilateral task. Previous studies have shown that bilateral maximal

efforts are affected by an inhibition phenomenon which could have decreased the EMG activity [Vandervoort et al, 1984; Kawakami et al, 1998]. In addition, according to Bohannon [1990], EMG levels can also vary greatly after stroke depending on whether the activity of a muscle occurs during a WB activity or not.

5.2.7 CONCLUSION

This is the first study to compare the knee effort distribution using EMURs in a functional task such as the STS in individuals with hemiparesis and controls. The results show that, as a group, individuals with hemiparesis perform the STS transfer spontaneously with asymmetrical WB and effort distributions. However, classifying the subjects with stroke according to their maximal knee strength asymmetries revealed different portraits with the severe group showing similar bilateral efforts while their WB distribution was clearly asymmetrical. Future studies are required to further examine the role of the levels of effort at the hips and knees during STS tasks in patients with hemiparesis classified in subgroups according to their motor impairments and evaluate the balance requirements of these tasks.

5.2.8 ACKNOWLEDGMENTS

We thank Michel Goyette and Daniel Marineau for their expertise and technical support; Susan Crabb and Julie Lecours for their precious collaboration in the data collection and the Cummings Jewish Centre for Seniors for their help with recruitment.

Table 1. Participant Characteristic

Characteristics	Hemiparetic Group (n=19) Mean \pm SD	Control Group (n=16) Mean \pm SD	<i>P</i> value
Age, years	57.1 \pm 13.7	57.0 \pm 13.0	0.96
Height, m	1.71 \pm 0.07	1.65 \pm 0.08	0.04
Weight, kg	79.8 \pm 23.3	71.2 \pm 15.4	0.22
Body mass index, kg/m ²	27.2 \pm 7.6	25.9 \pm 4.0	0.54
Male/female	15/4	7/9	
Knee extensor muscle strength*, Nm (nonparetic or right side)	170.5 \pm 57.1	154.4 \pm 46.7	0.37
Knee extensor muscle strength, Nm (paretic or left side)	114.8 \pm 55.1	149.2 \pm 45.6	0.05

*The difference between sides was significant for the hemiparetic group

($P < 0.05$).

Table 2. Clinical variables of the hemiparetic group and subgroups

CLINICAL VARIABLES	Hemiparetic Group (n=19)	Subgroups Hemiparetic individuals		
		Mild (n=6)	Mod. (n=7)	Severe (n=6)
	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD
Knee extensor strength*, Nm (nonparetic)	170.5±57.1*	174.5±57.4	149.7±49.0*	190.8±66.8*
Knee extensor strength, Nm (paretic)	114.8±55.1	166.2±48.9	99.6±30.3	81.3±50.9
Natural walking speed (m/s)	0.77 ±0.24	0.83 ± 0.24	0.84 ± 0.26	0.71 ±0.23
Maximal walking speed (m/s)	1.09 ±0.34	1.18 ± 0.18	1.11 ± 0.47	0.97 ±0.30
	Median (Range)	Median (Range)	Median (Range)	Median (Range)
Berg Balance Scale (/56)	53.0 (40-56)	54.0 (50-56)	53.0 (40-56)	53.5 (48-56)
Motor Impairment CMSA (/7) leg	6.0 (3-6)	6.0 (3-6)	5.0 (3-6)	6.0 (3-6)
(/7) foot	3.0 (2-6)	5.0 (3-6)	3.0 (2-5)	2.0 (2-5)
Muscle tone Levin & Hui-Chan (/16)	9.0 (5-16)	8.5 (7-10)	9.0 (6-14)	7.5 (5-16)
Pain level on activity (/10)	0.8 (0-5.5)	1.9 (0-3.5)	2.6 (0-5.7)	2.3 (0-5.5)

*The difference between sides was significant ($P<0.05$).

FIGURE LEGENDS

Figure 1: A) Experimental setup; B) vertical forces during the STS task. S-O indicates seat-off; C) Raw EMG signal (Microvolt, μV) of the vastus medialis during the STS task. The vertical lines indicate the 250-ms time-window for the EMG processing located prior to the S-O event; and D) EMG^{rms} (Microvolt, μV) of the vastus medialis during the STS task. It should be noted that the same EMG processing technique was applied for the maximal EMG data.

Figure 2: For the controls, hemiparetic group (Hemi) and subgroups (mild, moderate (mod.) and severe): A) Mean indices of asymmetry (%) of weight-bearing (WB) (white columns) and Electromyographic Muscular Utilization Ratio (EMUR) (black columns). The dotted line indicates perfect symmetry (50%/50%); B) Mean normalised vertical ground reaction forces (VGRF) (N/kg) of the right (R) or nonparetic (NP) limb (white columns) and the left (L) or paretic limb (P) (grey columns); C) Mean EMUR (%) of the right (R) or nonparetic limb (NP) (black columns) and the left (L) or paretic (P) limb (grey columns). The error bars represent one standard deviation. Asterisks indicate significant differences ($p < 0.05$).

Figure 3: Scatterplot presenting the associations between the weight-bearing distribution (%) under the right or nonparetic foot (x axis) and the effort distribution (%) for the right or nonparetic knee (y axis) in the imposed WB conditions (visual and feedback) for the healthy individuals (white diamonds) and in the spontaneous condition for the subgroups of individuals with hemiparesis (squares=mild, triangles=moderate, circles=severe). The dotted lines indicate perfect WB and effort symmetry (Sym.). The predictive line is presented.

Figure 1

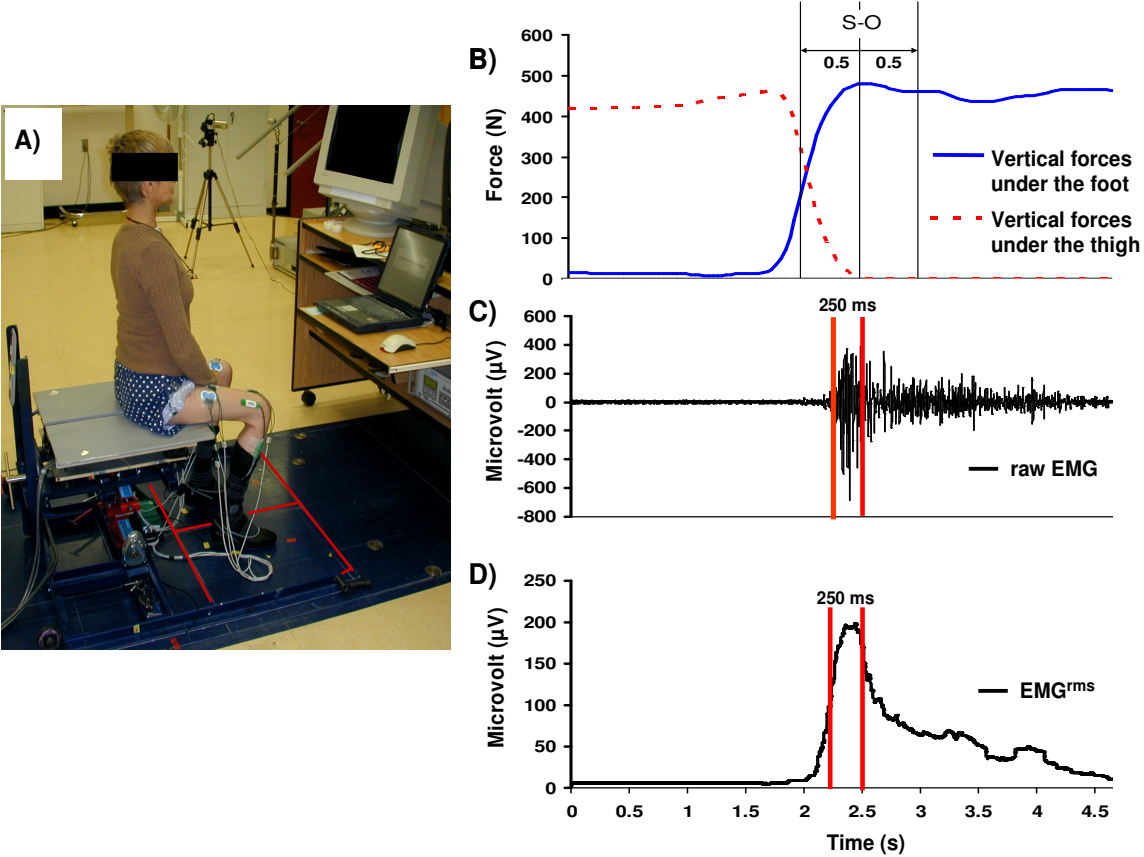


Figure 2

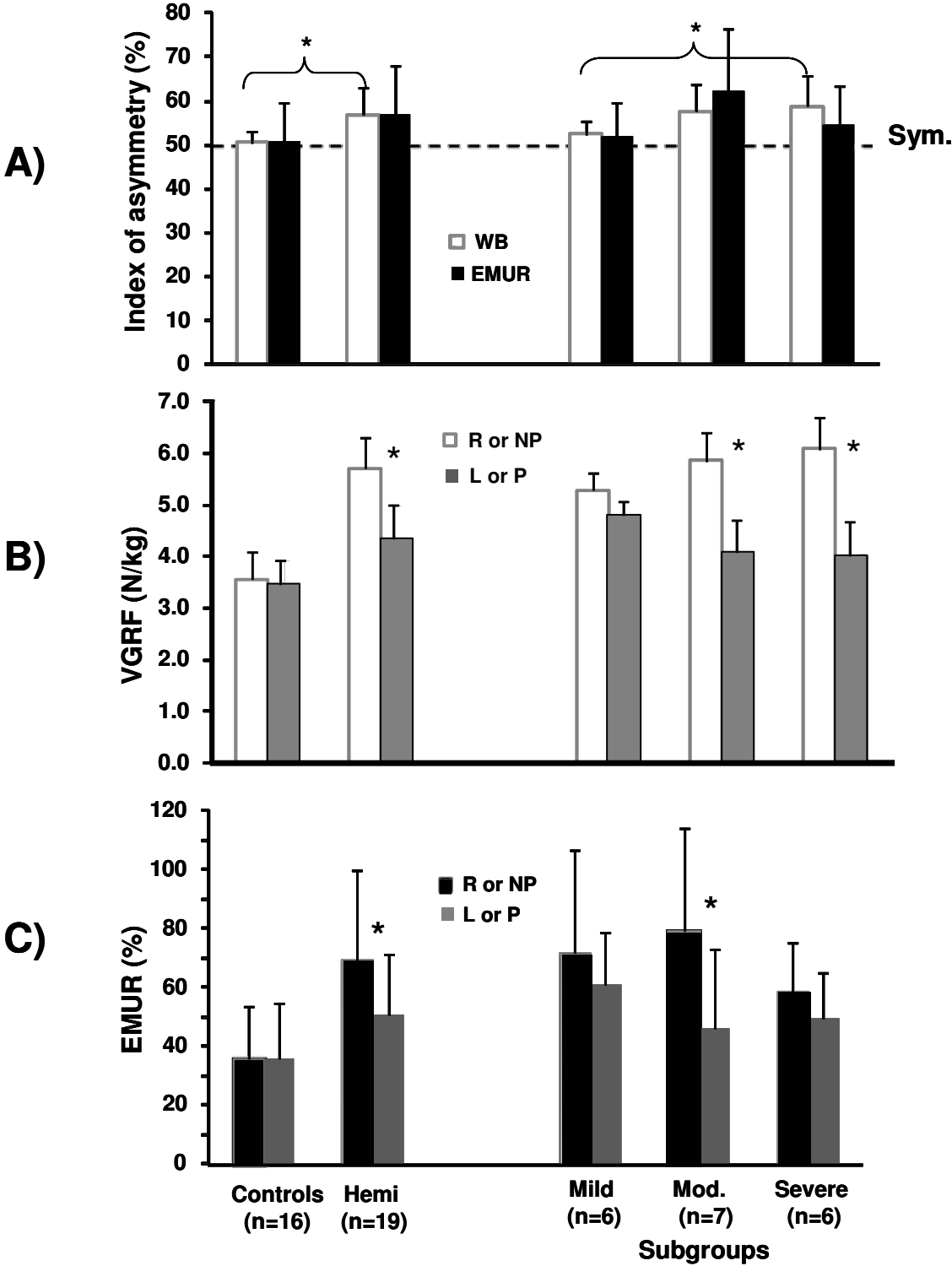
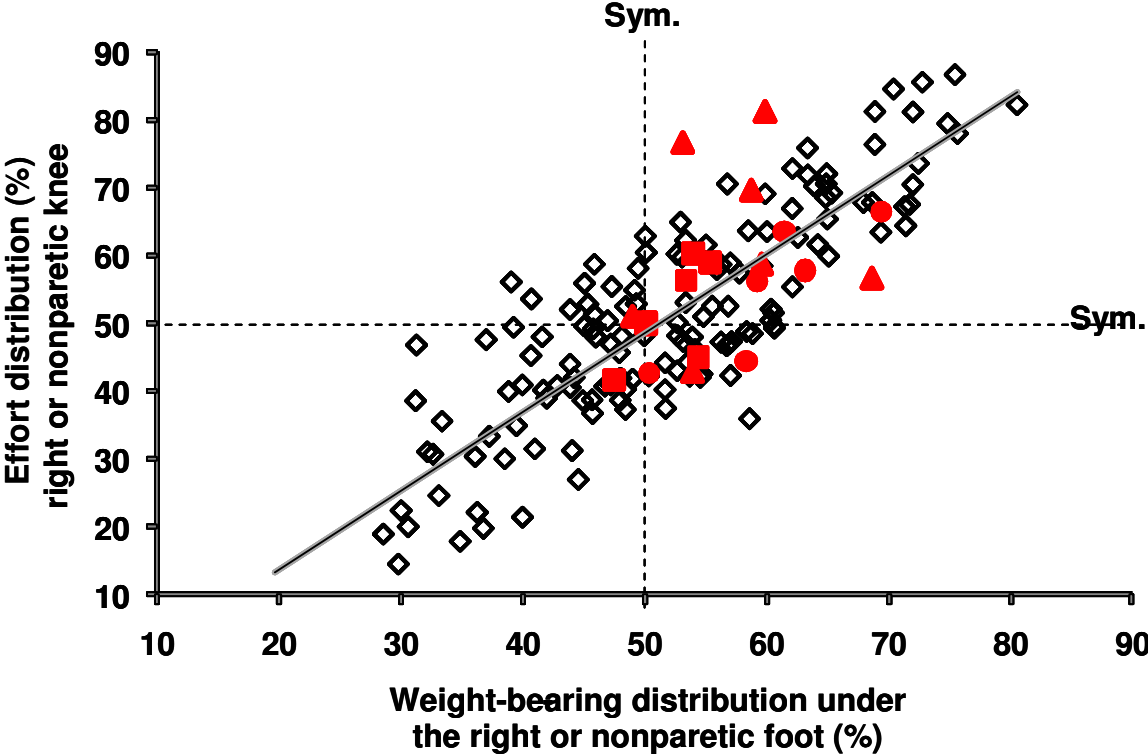


Figure 3



5.2.9 REFERENCES

- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med* 1995;27(1): 27-36
- Bertrand AM, Mercier C, Shun PL, Bourbonnais D, Desrosiers J. Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *J Neurophysiol* 2004;91(4):1579-85
- Bohannon RW. Determinants of transfer capacity in patients with hemiparesis. *Physiotherapy Canada* 1988;40(4):236-239
- Bohannon RW. Electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles during four activities in stroke patients. *Int J Rehabil Res* 1990;13: 80-82
- Brière A, Lauziere S, Gravel D, Nadeau S. Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke* 2010;41(8):1704-8
- Cavanagh P, Komi P. Electromechanical Delay in Human Skeletal Muscle under Concentric and Eccentric Contractions. *Eur J Appl Physiol* 1979;42:159-163
- Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79(9):1043-6
- Coghlin C, McFadyen D. Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clinical Biomechanics* 1994;9:85-92
- DeLuca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13:135-163

- Doorenbosch C, Harlaar J, Roebroek ME, Lankhorst GJ. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics* 1994;27(11):1299-1307
- Duclos C, Nadeau S, Lecours, J. Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair* 2008;22(6):715-22
- Engardt M. Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scand J Rehabil Med* 1994;26(2):65-9
- Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research* 1975;12:189-198
- Gauthier L. The bells test: a quantitative and qualitative test for visual neglect. *Int J Clin Neuropsychol* 1989;11:49-54
- Goulart FR, Valls-Solé J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol* 1999;110(9):1634-40
- Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, Sanford J, Barreca S, Vanspall B, Plews N. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 1993;24(1):58-63
- Gross MM, Stevenson PJ, Charette SL, Pyka G, Marcus R. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture* 1998;8(3):175-185
- Hébert LJ, Gravel D, Arsenault B. Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilisation ratios. *Scand J Rehabil Med* 1995;27:83-88

- Hesse S, Schauer M, Malezic M, Jahnke M, Mauritz KH. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med* 1994;26(3):161-6
- Huskisson EC. Visual analogue scale. Pain measurements and assessment. New York: Raven, 1983
- Kawakami Y, Sale DG, MacDougall JD, Moroz JS. Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998;77(3):212-6
- Kotake T, Dohi N, Kajiwara T, Sumi N, Koyama Y, Miura T. An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74(10):1095-9
- Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Teixeira L. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med* 2008;40:200-207
- Levin MF, Hui-Chan CWY. Relief of hemiparetic spasticity Tens is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 1992;85:131-142
- Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol: Med Sci* 2002; 57A:M539-M543
- Mercier C, Bertrand AM, Bourbonnais D. Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Exp Brain Res* 2004;157(1):32-42
- Milot MH, Nadeau S, Gravel D, Requiao LF. Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke* 2006;37(8):2070-5

- Pedretti LW, Zoltan B. Evaluation of sensation, perception and cognition. Occupational Therapy: Practice Skills for Physical Dysfunction. 2nd ed. St-Louis, CV: Mosby, 1985
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Piotte F. 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) 2006;21(6):585-93
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, Piotte F, Malouin F, McFadyen BJ. 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) 2007;22(7):795-804
- Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. Arch Phys Med Rehabil 2001;82(9):1204-12
- Simon AM, Ferris DP. Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. Exp Brain Res 2008;187(1):129-38
- Simon AM, Kelly BM, Ferris DP. Sense of effort determines lower limb force production during dynamic movement in individuals with poststroke hemiparesis. Neurorehabil Neural Repair 2009;23(8):811-8
- Thibault A, Forget R, Lambert J. Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensation in children: a reliability study. Dev Med Child Neurol 1994;36(9):796-812
- Vandervoort AA, Sale DG, Moroz J. Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. J Appl Physiol 1984;56:46-51
- Zips, P. Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. Eur J Appl Physiol 1982;50:41-54

5.3 Article #3

POST-STROKE INDIVIDUALS PERCEIVE THEIR WEIGHT-BEARING DISTRIBUTION BETTER THAN THEIR EFFORT DISTRIBUTION DURING SIT-TO-STAND TASKS

Anabèle Brière,^{1,2} MSc, PT; Sylvie Nadeau,^{1,2} PhD; Séléna Lauzière,^{1,2} MSc, PT; Denis Gravel,^{1,2} PhD

¹Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Québec, Canada

²École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Québec, Canada

**Sera soumis à la revue Perceptual and Motor Skills.*

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes ayant mené à la rédaction de cet article soit : le développement du protocole, la collecte des données, le traitement et l'analyse des données de distribution et de perception de MEC et d'effort, l'interprétation de celles-ci puis la rédaction du présent manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, en plus d'avoir encadré et supervisé l'ensemble de ces étapes, a contribué à l'élaboration du protocole ainsi qu'à l'interprétation des données et à la révision de cet article. Séléna Lauzière a participé à la révision de cet article. Dr Denis Gravel a participé à l'interprétation des résultats et au processus de révision du manuscrit.

5.3.1 Préface

Suite aux résultats présentés dans les deux articles précédents, il s'avérait maintenant pertinent de déterminer si les individus hémiparétiques perçoivent adéquatement leur distribution d'effort lors de PAD réalisés dans différentes positions de pieds. Si leur perception d'effort s'avère bonne, ceci indiquera qu'ils jugent davantage cet aspect que leur distribution de MEC.

À ce jour, seules quelques études ont évalué la capacité des individus hémiparétiques à percevoir leur asymétrie dans des tâches fonctionnelles. Lors de diverses tâches de distribution de MEC asymétrique imposée en station debout bipodale, les sujets hémiparétiques ont présenté de plus grandes erreurs de perception de leur distribution de MEC que les sujets sains (Bohannon et al., 1989; Bohannon et al., 1991). Lors du PAD, l'étude de Engardt et Olsson (1992) a révélé une faible corrélation entre la distribution réelle de MEC de sujets hémiparétiques et leur perception de distribution de MEC cotée sur une EVA. Selon certaines études, la production de forces inégales entre les cotés parétique et non parétique s'expliquerait par le fait qu'ils priorisent des efforts égaux et non des forces externes égales. Effectivement, les résultats d'études sur l'appariement bilatéral de force semblent indiquer que les personnes hémiparétiques utilisent leur sens d'effort pour effectuer ces tâches (Gauthier et al., 1992; Bertrand et al., 2004; Simon et al., 2009).

Jusqu'à maintenant, très peu d'études ont tenté d'évaluer la capacité des individus hémiparétiques à percevoir leur distribution d'effort dans des tâches fonctionnelles simples et complexes telles que le PAD. Cet article visait donc à répondre au troisième objectif spécifique de cette thèse soit de déterminer si la perception de la distribution des efforts aux genoux des sujets hémiparétiques durant le PAD est reliée à la distribution réelle des efforts mesurée lors de transferts exécutés dans différentes positions de pieds. Les objectifs secondaires étaient de:

- 1) Documenter la perception de la distribution des efforts aux genoux des sujets hémiparétiques lors de l'exécution du PAD dans différentes positions des pieds en évaluant l'association entre leur distribution réelle d'effort aux genoux et leur perception de celle-ci cotée sur une EVA.

L'hypothèse sous-tendant cet objectif était que les individus hémiparétiques auraient une perception adéquate de leur distribution d'effort aux genoux et que l'association entre leurs cotes de distribution d'effort et leurs distributions réelles serait de modérée à bonne.

- 2) Quantifier leurs erreurs de perception d'effort aux genoux et les comparer à leurs erreurs de perception de MEC pour les différentes conditions de pieds.

L'hypothèse résultant de cet objectif était que l'amplitude de leurs erreurs de perception d'effort allait être similaire ou inférieure à celle de leurs erreurs de perception de MEC pour les différentes conditions de pieds.

- 3) Évaluer l'influence de la position des pieds sur les erreurs de perception de distribution d'effort et de MEC aux membres inférieurs lors de différentes tâches de PAD.

L'hypothèse découlant de cet objectif était que les erreurs de perception de distribution d'effort et de MEC ne varieraient pas en fonction des différentes positions de pieds.

5.3.2 ABSTRACT

The hemiparetic individual's capacity to quantify precisely his/her asymmetry in functional tasks has not yet been studied thoroughly. The objectives of this study were therefore to determine whether post-stroke individuals are able to adequately rate their perception of their knee effort distribution during sit-to-stand (STS) tasks in various foot positions, to quantify their errors in effort perception and to compare these to their errors in weight-bearing (WB) perception. Nineteen unilateral hemiparetic subjects participated. A force platform setup served to assess their WB distribution. Electromyographic (EMG) data normalized to maximal EMG values and expressed relative to the sum of their bilateral efforts were used to quantify their knee effort distribution. They rated their perception of both knee effort and WB distributions on a visual analog scale (VAS). The absolute difference between the real values and the VAS scores normalized to WB or effort distribution defined the errors in their perception of both effort and WB. ANOVAs compared their perception of effort and WB, and the errors therein, with the four foot positions. The participants perceived the changes induced by the different foot positions on their WB distribution but not on their knee effort distribution. Moreover, they made greater perception errors with the knee effort distribution than with the WB distribution. Clinical interventions aimed at reducing hemiparetic individuals' asymmetry during STS should focus primarily on WB distribution exercises rather than asking them to try to produce higher levels of effort with their paretic knee while standing up.

5.3.3 INTRODUCTION

The motor performance of individuals who have survived a stroke has been widely documented. In functional activities such as upright stance and sit-to-stand (STS) transfers, post-stroke individuals automatically use their paretic limb less (Bohannon et al., 1991; Engardt et al., 1992; Roy et al., 2006). Compared to controls, an asymmetrical weight-bearing (WB) pattern is therefore often seen both in upright stance (Bohannon et al., 1991) and in STS transfers (Engardt et al., 1992; Roy et al., 2006).

To date, only a few studies have evaluated the capacity of hemiparetic individuals to perceive and accurately quantify their asymmetry in functional tasks. In upright stance, when comparing the WB perception of post-stroke and healthy individuals asked to bear different percentages (25%, 50%, 75%) of their weight on one of their lower limbs, the patients' WB perception errors were greater (hemiparetic individuals' errors ranged between $5.2\% \pm 4.0\%$ and $9.8\% \pm 4.0\%$ and healthy individuals' errors between $3.3\% \pm 3.7\%$ and $7.7\% \pm 4.8\%$) (Bohannon et al., 1989; Bohannon et al., 1991). In STS, two studies revealed that hemiparetic individuals do not perceive their WB distribution precisely during the transfer (Engardt et al., 1992; Brière et al., 2010). Compared to controls, the hemiparetic individuals made greater errors in WB perception (normalized absolute errors of perception in the spontaneous foot condition of $10.7\% \pm 9.7\%$ for the hemiparetic individuals vs. $5.5\% \pm 4.4\%$ for the healthy individuals) and they perceived themselves as less asymmetrical than they really were (Brière et al., 2010).

Perception of motor performance is essential for post-stroke individuals since most training interventions rely on this sense in order to improve their symmetry of execution in various functional tasks. Also, according to some studies, individuals with hemiparesis might use their sense of effort to perform bilateral motor tasks (Gauthier et al., 1992; Bertrand et al., 2004; Simon et al.,

2009). Until recently, information regarding the capacity of individuals with hemiparesis to quantify efforts in simple and complex functional tasks such as the STS transfer has been hard to come by.

The first objective of this study, therefore, was to determine whether post-stroke individuals are able to adequately rate their perception of effort distribution at the knees during STS tasks in various foot positions by assessing the relationship between their real values and their perception scores. The second objective was to quantify the magnitude of their errors in their perception of effort for different STS tasks and to compare them to those associated with their WB distribution. First, it was hypothesized that post-stroke persons would be able to judge their effort distribution at the knees as precisely as their WB and thus their perceptive responses would be moderately to highly related to their real values. Second, it was assumed that the errors in perception of effort distribution would be similar to those of WB distribution and not vary with the foot conditions.

5.3.4 METHODS

5.3.4.1 Participants

Nineteen post-stroke individuals (11 with a left hemiparesis) agreed to complete the study. The sample of convenience was presented in a previous study by the same authors (Brière et al., 2010). All subjects gave written informed consent for their participation and the experiment was approved by the local ethics committee. The participants were able to rise from a standard-height chair (45 to 50 cm) without using their arms, could tolerate 3 h of activity with rest periods and presented a residual motor impairment in the lower limb (score of 6/7 or less on the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993)). The exclusion criteria and clinical assessment are reported in detail in Brière et al. (2010). Tables 1 and 2 present the characteristics of the subjects and the individual data for the main clinical outcomes, respectively. Except for

one participant who had a score of 13/15 on the Geriatric Depression Scale (Sheikh et al., 1968), none presented any sign of major depression. One rated his pain level in the lower limbs at rest as 5.5/10 on the visual analog scale (VAS) and six rated their pain level on activity between 2.6 and 5.7/10; all the others presented a pain level of 2 or less on the VAS. Except for two participants who had had anaesthesia (S7 and S9, Table 2) in the foot (were unable to detect the 6.65 Semmens-Weinstein monofilament below the external malleolus) and one (S17, Table 2) showing a severe sensory deficit (was unable to feel the 5.18 monofilament), the others had good tactile sensation and all had a good sense of vibration and position.

5.3.4.2 Perception abilities: clinical tests

To verify their perception abilities, the subjects were asked to place with their nonparetic hand four identical cylinders of different weight (100 g, 200 g, 250 g and 300 g) in increasing order using a standardized protocol. They were also asked to discriminate different tensions at their lower limbs during flexion-extension movements (two successive flexion-extension trials) performed in a sitting position on a Biodex dynamometer using an isotonic mode. Four discrimination tasks were completed with an increasing level of difficulty; the tensions presented to the subject being more similar from tasks 1 to 4 (task 1: 1.4 Nm vs. 10.8 Nm; task 2: 1.4 Nm vs. 8.1 Nm; task 3: 5.4 Nm vs. 10.8 Nm and task 4: 8.1 Nm vs. 10.8 Nm). The two limbs were tested separately.

5.3.4.3 Sit-to-stand tasks

The participants were asked to stand up at natural speed with their arms crossed on their chest using four different foot positions: (1) a STS as they usually do (spontaneous condition; SP) so no instructions were given regarding the initial foot position; (2) a STS with both feet placed symmetrically at 15° of dorsiflexion with a verbal instruction to put equal WB on each side (left/right: 50%/50%) (symmetrical condition; S); (3) a STS with an asymmetrical foot position where the paretic foot was moved forward by a distance corresponding

to 50% of the subject's foot length and (4), a STS with an asymmetrical foot position but this time with the nonparetic foot placed forward. For the asymmetrical foot positions, the position of the foot behind was identical to the S condition. These asymmetrical conditions, named AS-NP and AS-P (AS for asymmetrical condition and NP and P referring to the foot placed behind), were used to vary the WB and the level of effort distributions. A previous study (Roy et al., 2006) demonstrated that the foot placed behind bears more weight than the foot placed forward. Except for the spontaneous condition that was always executed first, the others were randomly presented to the participants. Two trials for each condition were executed. Marks on the thighs and on the ground ensured the subjects kept constant seat and foot positions between trials. The STS foot conditions were repeated twice, to evaluate first the WB perception and, second, the effort perception.

5.3.4.4 Perception of effort distribution at the knee and of WB distribution

To assess the perception of effort distribution at the knees and the WB distribution during STS tasks, a 10-cm VAS provided on a portable computer (for details see figure 1 in Brière et al. (2010)) was used. The extreme left part of the scale indicated 100% WB or effort at the knees on the left side and the extreme right referred to 100% WB or effort at the knees on the right side. The middle part of the line designated equal weight or effort distribution (50%/50%). The subjects were asked to place the cursor according to their weight or effort distribution during the STS task. Prior to testing, the subjects received standard instructions regarding this assessment with the VAS and had sufficient practice trials to familiarize themselves with its use.

5.3.4.5 Knee effort and WB distribution recordings

The STS tasks were performed using an instrumented chair combined with two AMTI force plates (OR6-7-1000) placed under each foot. The chair level was placed at 100% of the subject's leg length. This arrangement of the force plates allowed the vertical ground reaction forces on each side to be

quantified at a frequency of 600 Hz and also allowed the calculation of the WB distribution (for details, see Brière et al., 2010).

To obtain the knee effort distribution during the STS tasks, an 8-channel EMG telemetric system (Noraxon Telemetry System) served to collect the EMG data of three muscles bilaterally: the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris. Following proper skin preparation, which consisted in shaving off hair and applying alcohol to cleanse the skin, small disposable disc-type silver-silver chloride (Ag/AgCl) surface electrodes with a 13.2 mm² active surface area (AMBU[®] Blue Sensor M) were placed in a bipolar configuration with an interelectrode distance of 20 mm on the muscle bellies and parallel to the orientation of the muscle fibers. The reference electrode was positioned over the head of the fibula. Each electrode was connected with cables to one NORAXON Telemetry 900 portable integrated EMG multi-channel transmitter (Noraxon, Scottsdale, AZ; weight=0.453 kg). All EMG signals underwent analog-to-digital conversion before being transmitted to the receiver/amplifier units. Then, the EMG signals were amplified with a gain of 2000, band-pass filtered (10-500 Hz) and finally digitized at a sampling frequency of 1200 Hz. The data was stored on a computer with a customized Labview program (PCI-6024E card, 12 bits, National Instruments, Austin, TX, USA). The choice of evaluating the knee extensors was guided by the fact that these muscles present high levels of effort during the STS transfer (Richards et al., 1989; Kotake et al., 1993; Roy et al., 2007).

To compute the knee efforts, the EMG during the STS tasks was expressed relative to the EMG obtained during a maximal unilateral static contraction in extension at the knee. The participant was installed in a sitting position on a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA), the knee angle was set at 75° of flexion because the greatest levels of effort during the STS are observed at seat-off where the knee angles are usually near 70-75° (Kotake et al., 1993; Roy et al., 2007). After warm-up, subjects were instructed to progressively increase their effort in extension at the knee to their maximal strength level. The

mean of two trials with less than 10% difference (values in Nm) were used to determine the maximal EMG of the knee extensors. It should be noted that the EMG surface electrodes were kept in place between the Biodex session and the sit-to-stand task assessments to avoid variations in the signal due to different positioning of the electrodes. Knee electrogoniometers were used to ensure the knee angles during the STS task and the maximal contraction, performed on the Biodex, were similar.

5.3.4.6 Data analysis

All raw EMGs (dynamometric and STS assessments) were first visually inspected then filtered with a zero-lag fourth-order Butterworth high-pass filter at 20 Hz to eliminate possible noises in the signal that could have been caused by the motion of the cables. A 250-ms time-window was defined for EMG processing (De Luca, 1997). It was located prior to the maximal strength value for the dynamometric assessment and to the seat-off event for the STS assessment in order to consider the electromechanical delay (generally ranging from 30 to 100 ms (Cavanagh et al., 1979)) between the maximal EMG value and the maximal strength value. A root-mean-square (RMS) was subsequently computed to quantify the amplitude of the EMG signal for this specific time-window of 250 ms. The EMG^{rms} value of each muscle collected during the task was then normalized (EMG_{norm}) to the maximal EMG^{rms} value obtained during the strength testing on the Biodex at the same knee angle (75°). Thus, the levels of effort at the knee were determined. The level of effort of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris were then averaged to have a global level of effort for the knee extensors. Given that the level of effort did not differ significantly between the first and second trials, the mean of two trials was used in further analyses.

5.3.4.7 Calculation of the asymmetry of knee effort and WB distributions and of the relative errors

In order to compare the levels of effort at the knee, the WB distribution and the perceptive scores, the extensors' level of effort on each side had to be expressed as a percentage of the total bilateral effort. The following index of asymmetry was therefore computed:

$$\frac{\text{Knee effort (nonparetic side)}}{\text{Sum of the knee efforts (nonparetic side + paretic side)}} * 100$$

A value of 50% indicated a symmetrical effort distribution at the knees while a higher value represented more effort by the nonparetic side or less effort by the paretic side. The index of asymmetry of WB was computed in the same way. For the statistical analyses, the indices of asymmetry of effort and of WB as well as the VAS scores of perception of the nonparetic side were used.

The errors of perception of effort and of WB distributions were computed using the absolute difference between the real values (indices of asymmetry) and the VAS scores. To allow comparison of errors without the influence of the magnitude of the WB or effort distribution (real values) of each subject, the errors were normalized to the real values ($|\text{real value} - \text{VAS score}| / \text{real value}$).

5.3.4.8 Statistical analyses

Descriptive statistics were computed on all variables. The assumptions relative to the normality of the distributions and the variance homogeneity for each variable were verified with Shapiro and Wilk's W statistic and the Levine-test, respectively. Intraclass correlation coefficients (ICCs) were used to evaluate the level of absolute agreement between the real WB or effort distribution and the VAS scores of WB or effort using the data from the four foot positions. A two-way repeated-measures ANOVA was used to compare the VAS score types (first factor: knee effort and WB) and to determine the influence of the foot position (second factor with four levels: SP, S50/50, AS-NP and AS-P).

The same type of ANOVA was applied for the errors of perception. In the presence of an interaction between the two factors (first factor: knee effort vs. WB, second factor: foot position), a one-way repeated-measures ANOVA was performed to test the effect of foot position followed by pairwise comparisons if required. T-tests for paired values were used to compare the score types and the errors of perception (knee effort vs. WB) for each foot position. All statistics were performed using the 13th version of SPSS package software with the level of significance fixed at 0.05 and adjusted for multiple comparisons using the maximal number of subjects available for each comparison.

5.3.5 RESULTS

All individuals, except two individuals who interchanged two weights, were able to put the four identical cylinders of different weight in exact increasing order with their nonparetic hand. At the lower limbs, three individuals were unable to discriminate the levels of effort associated with the fourth task (the most difficult) with their paretic limb, four with their nonparetic limb and two with either limb. All participants were able to rate their WB and effort distributions themselves on the VAS using their nonparetic hand.

During the data analysis, some EMG data were eliminated due to the presence of noise in the recorded signal (less than 5 EMG signals per evaluated condition, 2.6% overall). Moreover, one subject (S2) was not able to complete the STS transfers in the S foot condition, two (S2 and S8) were unable in the AS-NP foot condition and seven (S1, S2, S4, S5, S8, S16 and S19) were unable in the AS-P foot condition. Thus, conditions S, SP, AS-NP and AS-P were successfully completed by 19, 18, 17 and 12 subjects, respectively.

5.3.5.1 Perception of effort and WB distributions

For the level of effort, the ICC coefficient between the real distributions and the perception scores was poor (ICC=0.061; $P=0.299$; Figure 1A) while for the WB distribution, the ICC showed a moderate level of agreement (ICC=0.358; $P<0.001$; Figure 1B). For both the WB and the effort distributions, the subjects had a tendency to perceive themselves as less asymmetrical than they really were (Figures 1A et 1B) since the VAS scores were generally below the line of identity.

An interaction was found by the repeated ANOVA between the VAS score types (knee effort vs. WB) and the foot position factor ($F=3.093$; $P=0.04$; Figure 2). The subsequent one-way ANOVA applied to the foot position factor indicated no effect for the knee effort perception ($F=0.451$; $P=0.719$; Figure 2) but a significant effect was found for the WB perception ($F=7.886$; $P<0.001$; Figure 2). Pairwise comparisons with the appropriate Bonferroni multiple-comparison correction ($0.05/6=0.008$) showed that more weight on the non paretic foot is perceived in the AS-NP than in the S ($P=0.004$) and AS-P ($P=0.003$) (Figure 2). A significant difference was also observed between the AS-P and S conditions ($P=0.005$) (Figure 2). The difference between the knee effort perception and WB perception is not significant for any of the foot positions (Figure 2).

5.3.5.2 Comparisons of the perception errors of effort and WB in the four STS conditions

The two-way repeated-measures ANOVA revealed an interaction between the type of errors of perception (knee effort vs. WB) and the foot positions (SP, S50/50, AS-NP and AS-P) ($F=4.156$; $P=0.013$; Figure 3). Two one-way repeated-measures ANOVAs were therefore conducted to test the effect of foot position on each type of perception error. These ANOVAs indicated an effect of the “foot position” factor on the errors of perception of effort ($F=5.654$; $P=0.003$) but no effect was found on the errors in WB perception ($F=1.648$; $P=0.220$; Figure 3). Pairwise comparisons were performed between

the errors in perception of effort obtained in the four different foot positions and, with the Bonferroni multiple-comparison correction ($0.05/6=0.008$), these revealed no difference between the errors. However, a tendency was observed for the SP vs. the AS-P errors ($P=0.03$), the S50/50 vs. the AS-NP ($P=0.013$) errors and the S50/50 vs. AS-P errors ($P=0.027$) (Figure 3). Finally, contrasts were also computed between both types of perception errors for each foot position. Again, with the Bonferroni multiple-comparison correction ($0.05/4=0.013$), these revealed no difference between the two types of error but there was a tendency for the AS-NP ($P=0.03$) as well as the AS-P ($P=0.025$) foot positions (Figure 3).

5.3.6 DISCUSSION

The hemiparetic individuals who participated in this study were unable to perceive the changes induced by the different foot positions on their effort distribution at the knees, as suggested by the associations between their perception and real scores as well as by the ANOVA analysis. For the WB, their perception followed the direction of the real WB changes. Moreover, they made greater errors in the perception of effort than in WB, especially for the STS tasks performed with asymmetrical foot positions (AS-P and AS-NP).

In a previous study (Brière et al., 2010), it was suggested that the post-stroke participants might have rated their effort distribution rather than their weight distribution in order to explain their greater errors in WB perception during the STS transfer compared to the controls in the SP and S foot conditions. This assumption was based on the bilateral matching effort principle proposed by various authors who have assessed the bilateral force output in hemiparetic individuals (Gauthier et al., 1992; Bertrand et al., 2004; Simon et al., 2009). The present study showed that the participants' perception of effort distribution at the knees was less accurate than their perception of WB distribution and that they perceived their effort distribution at the knees as less

asymmetrical than it really was. In fact, the hemiparetic subjects, as a group, did not seem able to perceive any changes at all in the knee effort distribution.

One explanation for these findings could be that the concept of distribution of effort at the knees might be more difficult to understand than the notion of distribution of WB, which is often used in rehabilitation to retrain symmetry of bearing in various tasks (standing, seating, STS and walking). To rate their WB distribution, the subjects can refer to the idea of having scales under the feet while for the notion of effort distribution they have to refer to a demanding task. For example, in the present study the participants were asked to refer to their maximal effort perception during the maximal strength test completed on the Biodex dynamometer.

Another plausible explanation for the lack of identification of their knee effort changes would be that the participants rated their distribution of effort for another muscle group. According to previous studies of STS transfers (Gross et al., 1998; Inkster et al., 2003), the hip muscles are also very important. A recent study on the hip and joint moments of individuals with hemiparesis performing the STS with the same foot positions as those tested in this study (Roy et al., 2007) revealed less joint moment asymmetry at the hips than at the knees. Also, as opposed to the knee asymmetry, the hip asymmetry was not influenced by the foot position. Therefore, the mean perception values near 50% found for all foot positions in the present study might be associated with the hip muscles instead of the knee muscles' efforts. Considering that some previous studies have recognized that proximal muscles often have a greater muscular recovery than distal muscles in post-stroke individuals (Adams et al., 1990; Milot et al., 2007; Roy et al., 2007), they could have been the reference muscles for the estimation of the perceived effort.

In the present study, it was impossible to determine whether the perception of effort was based on the effort distribution at the hips rather than at

the knees because the EMG recording was limited to the knee muscles. The knee flexors (semitendinosus muscles) were recorded but the EMG signals were very noisy because the subjects sat on the electrodes when they did the STS transfers or the maximal knee contractions on the Biodex.

A few subjects presented with sensory deficits, high levels of pain, depression or made some errors in either of the two clinical evaluations of perception tasks (lower-limb perception test and weight differentiation test) but they did not perform differently from the others. Also, the side of the lesion did not influence the results, which means that having a right or left hemiparesis was not a factor explaining the perception scores of effort.

In conclusion, considering that hemiparetic individuals perceive their WB distribution better than their effort distribution at the knees, clinical interventions aimed at reducing the asymmetries observed during STS transfers should focus primarily on WB distribution exercises rather than asking these individuals to try to produce higher levels of effort with their paretic knee while standing up. This study also revealed that it could be worthwhile assessing the perception of hemiparetic subjects to determine how they judge their performance and how perception interferes with rehabilitation interventions.

5.3.7 ACKNOWLEDGMENTS

We thank Michel Goyette and Daniel Marineau for their expertise and technical support; Susan Crabb and Julie Lecours for their precious collaboration in the data collection; Patrick Dehail for his expertise and involvement in developing the protocol; and the Cummings Jewish Centre for Seniors for their help with recruitment.

Table 1. Subject characteristics (n=19; 15 men and 4 women)

Characteristics	Mean \pm SD
Age, years	57.1 \pm 13.7
Height, m	1.71 \pm 0.07
Weight, kg	79.8 \pm 23.3
Body mass index, kg/m ²	27.2 \pm 7.6
Knee extensor muscle strength, Nm (non paretic side)	170.5 \pm 57.1
Knee extensor muscle strength, Nm (paretic side)	114.8 \pm 55.1

Table 2. Individual data for the main clinical outcomes (n=19)

Subjects*	Natural gait speed, 5-m test (m.s ⁻¹)	Maximal gait speed, 5-m test (m.s ⁻¹)	Five-repetition Sit-to-Stand test (s)	Berg Balance Scale (/56)	Motor function (CMSA)		Ankle spasticity, Levin & Hui Chan (/16)
					Leg (/7)	Foot (/7)	
S 1	0.43	0.53	15.41	50	5	3	10
S 2	0.45	0.58	19.06	48	6	2	13
S 3	0.49	0.64	22.13	40	5	4	8
S 4	0.55	0.72	20.4	48	6	2	5
S 5	0.55	0.86	23.6	50	3	3	7
S 6	0.61	1.2	31.5	54	6	5	10
S 7	0.69	1.6	19.57	53	3	2	12
S 8	0.7	0.94	12.5	55	5	2	16
S 9	0.71	0.82	27.91	53	6	5	9
S 10	0.71	1.01	23.03	54	6	5	6
S 11	0.72	0.99	22.66	49	6	3	6
S 12	0.81	1.13	18.31	56	6	5	7
S 13	0.86	1.19	17.47	51	5	3	8
S 14	0.93	1.29	13.38	56	6	5	6
S 15	0.99	1.4	12.78	56	6	6	9
S 16	1.08	1.59	11.47	56	5	3	9
S 17	1.09	1.31	19	53	3	2	9
S 18	1.11	1.58	13.41	56	5	3	14
S 19	1.2	1.29	16.6	54	6	5	9
	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Median (Range)	Median (Range)	Median (Range)	Median (Range)
	0.77 ±0.24	1.09 ±0.34	19.0±5.4	53.0 (40-56)	6.0 (3-6)	3.0 (2-6)	9.0 (5-16)

* Subjects were sorted according to their natural walking speed over 5 m and subjects in bold were not able to complete all STS tasks.

FIGURE LEGENDS

Figure 1: Graphs showing the associations between: A) the mean VAS scores (%) and the mean effort distributions (%); B) the mean VAS scores (%) and the mean weight-bearing distributions (%) on the nonparetic side for the asymmetrical-P (AS-P) (diamond), the symmetrical (S) (circle), the spontaneous (SP) (square) and the asymmetrical-NP (AS-NP) (triangle) foot positions. The error bars indicate one standard deviation. The line of identity is presented.

Figure 2: Graph presenting the mean VAS scores of perception of weight-bearing (%) (diamonds) and of perception of knee effort (%) (squares) for the four foot positions. The error bars represent one standard deviation.

Figure 3: Graph presenting the mean normalized absolute errors of perception of weight-bearing (%) (diamonds) and of perception of knee effort (%) (squares) for the four foot positions. The error bars represent one standard deviation.

Figure 1

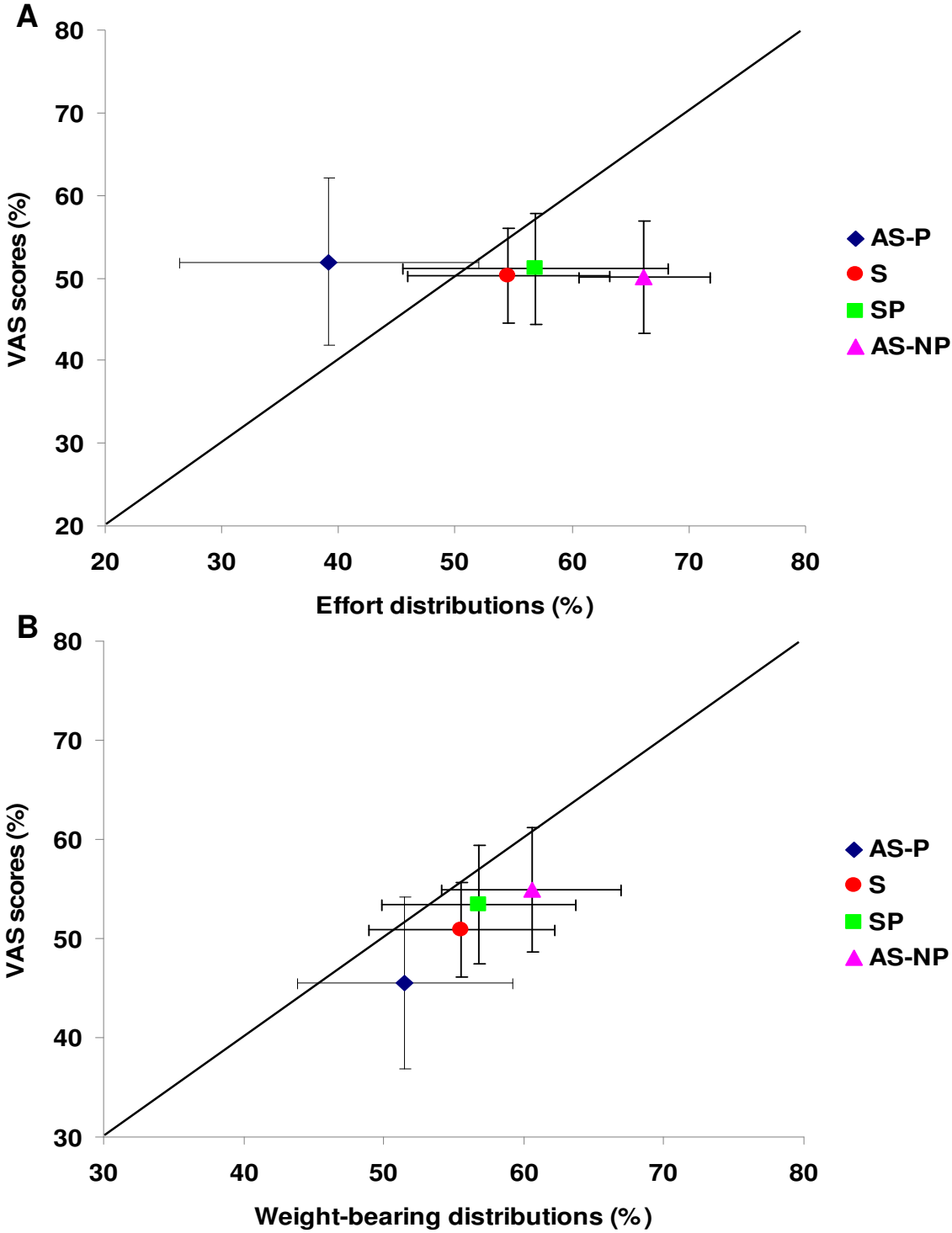


Figure 2

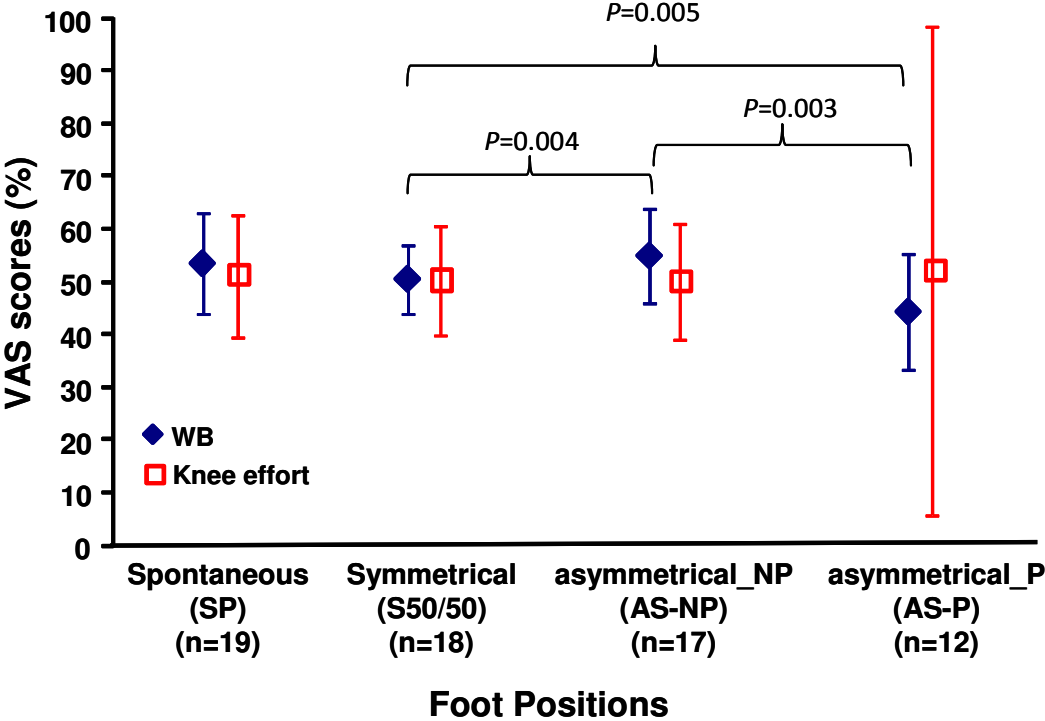
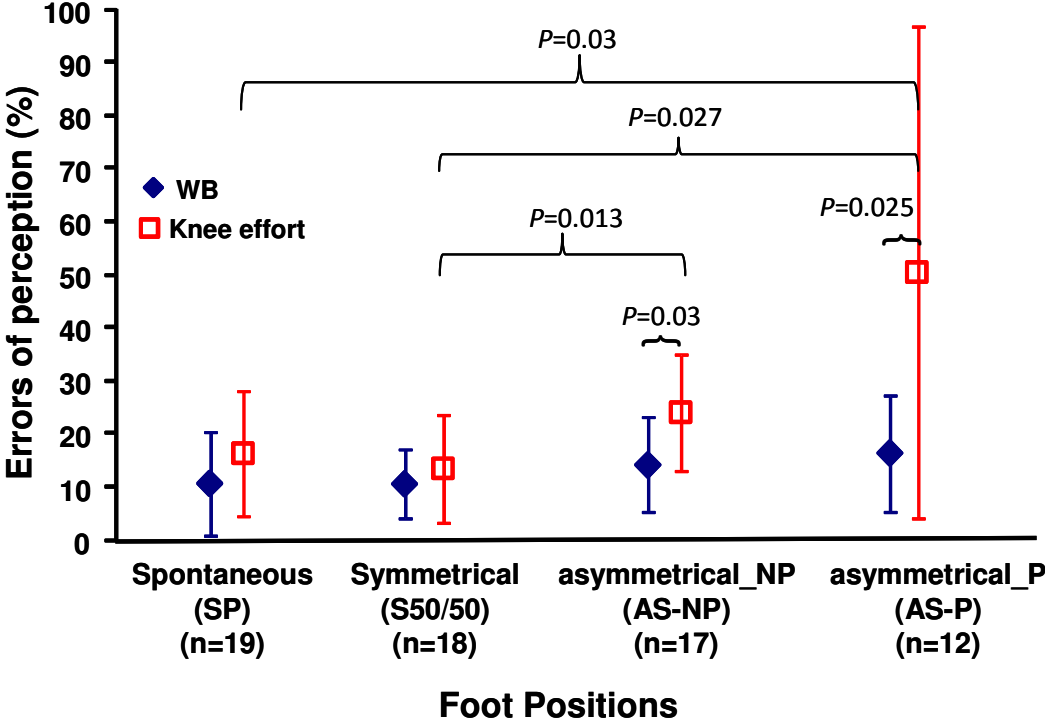


Figure 3



5.3.8 REFERENCES

- Adams, R.W., Gandevia, S.C., et Skuse, N.F. (1990). The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain* 113: 1459-1476.
- Bertrand, A.M., Mercier, C. Shun, P.L., Bourbonnais, D., et Desrosiers, J. (2004). Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *J Neurophysiol* 91(4): 1579-85.
- Bohannon, R.W., et Tinti-Wald, D. (1991). Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Percept Mot Skills* 72(3 Pt 1): 935-41.
- Bohannon, R.W., Waters, G., et Cooper, J. (1989). Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills* 69(3 Pt 1): 875-80.
- Brière, A., Lauziere, S., Gravel, D., et Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke* 41(8): 1704-8.
- Cavanagh, P., et Komi, P. (1979). Electromechanical Delay in Human Skeletal Muscle under Concentric and Eccentric Contractions. *Eur J Appl Physiol* 42: 159-163.
- De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13: 135-163.
- Engardt, M., et Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 24: 67-74.
- Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D., et Arsenault, B. (1992). Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain* 115: 1193-1207.

- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M. et al. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 24(1): 58-63.
- Gross, M.M., Stevenson, P.J., Charette, S.L., Pyka, G., et Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture* 8(3): 175-185.
- Inkster, L., Eng, J., MacIntyre, D.L., et Stoessl, A.J. (2003). Leg muscle strength is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. *Movements Disorders* 18(2): 157-162.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., et Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil* 74(10): 1095-9.
- Milot, M.H., Nadeau, S., et Gravel, D. (2007). Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Apr; 17(2): 184-193.
- Richards, C., Malouin, F., Durand, A., et Moffet, H. (1989). Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor task. *Seminars in Orthopaedics* 4(2): 120-129.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B.J., et 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): 585-93.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Pottie, F., Malouin, F., et 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) 22(7): 795-804.

Sheikh, J.I. et Yesayage, J.A. (1968). Geriatric Depression Scale: recent evidence and development of a shorter version. *Clinical Gerontology* 5: 165-173.

Simon, A.M., Kelly, B.M., et Ferris, D.P. (2009). Sense of effort determines lower limb force production during dynamic movement in individuals with poststroke hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair* 23(8): 811-8.

5.4 Article #4

WEIGHT-BEARING AND EFFORT DISTRIBUTIONS AT THE LOWER LIMBS DURING THE FIVE-REPETITION SIT-TO-STAND TEST IN HEMIPARETIC AND HEALTHY INDIVIDUALS

Anabèle Brière,^{1,2} MSc, PT; Sylvie Nadeau,^{1,2} PhD; Séléna Lauzière,^{1,2} MSc, PT; Denis Gravel,^{1,2} PhD

¹Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, 6300 avenue Darlington, Montréal, QC, Canada, H3S 2J4

²École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, C.P.6128 Succ. Centre-ville, Montréal QC, Canada, H3C 3J7

* *Publié dans la revue ISRN Rehabilitation. Volume 2012 (2012), Article ID 295038, 7 pages.*

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes ayant mené à la rédaction de cet article soit : le développement du protocole, la collecte des données, le traitement et l'analyse des données cliniques ainsi que de distribution de MEC et d'effort, l'interprétation de celles-ci puis la rédaction du présent manuscrit. Dre Sylvie Nadeau, en plus d'avoir encadré et supervisé l'ensemble de ces étapes, a contribué à l'élaboration du protocole ainsi qu'à l'interprétation des données et à la révision de cet article. Séléna Lauzière a coordonné la collecte de données des sujets sains inclus dans cet article et a également participé à la révision finale de cet article. Dr Denis Gravel a participé à l'interprétation des résultats et au processus de révision du manuscrit.

5.4.1 Préface

Dans le prochain article, l'influence de l'effort à produire sur le choix des stratégies motrices utilisées par les personnes hémiparétiques pour réaliser des tâches fonctionnelles telles le PAD a été étudiée par le biais du nombre de répétitions (une versus cinq). L'idée étant qu'un test répété, de nature plus exigeante, pourrait amener un changement de la stratégie d'exécution afin de considérer cet effort additionnel.

Bien que l'effet du nombre de répétitions du PAD sur les stratégies motrices n'ait pas été étudié spécifiquement jusqu'à maintenant, les données des études ayant évalué les différences entre les distances aux tests de marche de 6 et 12 minutes prédites à partir de vitesses de marche mesurées sur courte distance (8 ou 10 mètres) et les distances réelles obtenues durant ces deux tests indiquent l'existence d'une certaine planification des stratégies motrice en fonction de la tâche à réaliser (Dean et al., 2001; Eng et al., 2002). Effectivement, ces résultats ont révélé que la distance prédite à partir de la vitesse de marche obtenue sur une courte distance surestimait la distance réelle parcourue lors de ces deux tests. Les sujets adoptaient donc une vitesse initiale plus basse lors des tests sur une longue distance.

Par le biais du test fonctionnel assis-debout de cinq répétitions (« *5R-STST* test »), initialement introduit comme une mesure globale de la force des membres inférieurs (Csuka et al., 1985 ; Bohannon, 1998), cet article visait donc à répondre au quatrième objectif de cet thèse soit celui de déterminer l'influence du nombre de répétitions (une versus cinq) du PAD sur le temps d'exécution, la distribution de MEC et la distribution des efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques et les sujets sains. Les objectifs secondaires étaient de :

- 1) Évaluer l'association entre le temps pour effectuer le test fonctionnel et la distribution de la MEC et des efforts aux genoux chez les sujets hémiparétiques et les sujets sains.

L'hypothèse sous-tendant cet objectif était que, chez les sujets hémiparétiques, il y aurait une association entre le temps d'exécution du test et les distributions de MEC et d'effort aux genoux; les sujets les plus asymétriques présenteraient les temps les plus élevés.

- 2) Déterminer si le temps, la distribution de MEC et la distribution des efforts aux genoux diffèrent entre les cinq répétitions du test fonctionnel chez les sujets hémiparétiques et les sujets sains.

L'hypothèse résultant de cet objectif était que les distributions de MEC et d'effort aux genoux des sujets hémiparétiques seraient asymétriques à la première répétition du test et que ces asymétries allaient s'accroître entre la première et la cinquième répétition.

- 3) Déterminer si les stratégies de distribution de MEC et d'effort utilisées par les sujets hémiparétiques et les sujets sains varient selon le nombre de répétitions du PAD à effectuer (une versus cinq).

L'hypothèse découlant de cet objectif était que les stratégies de distribution de MEC et d'effort aux genoux observées à la première répétition du test fonctionnel versus celles utilisées lors du PAD spontané unique allaient différer.

En ce qui a trait aux sujets sains, l'hypothèse était que le nombre de répétitions n'allait pas influencer ces différentes variables (temps d'exécution, distributions de MEC et d'effort).

5.4.2 ABSTRACT

Background: The weight-bearing (WB) and effort distributions during the five-repetition sit-to-stand test (5R-STS) was assessed in healthy and hemiparetic subjects and compared to the distributions obtained for a single STS task (1-STS).

Methods: Eighteen hemiparetic subjects and 12 controls were included. The WB distribution and time were computed using the vertical ground reaction forces. The knee muscles' effort distribution was quantified with the electromyographic (EMG) data of the STS transfers expressed relatively to the EMG values of maximal strength assessments.

Results: In both groups, the time, WB and effort distributions did not differ between repetitions of the 5R-STS test. The WB and effort distributions of the first repetition were more asymmetrical than those for the 1-STS for the hemiparetic subjects only.

Conclusions: Since no changes were found between repetitions, the 5R-STS test might not be demanding enough. The hemiparetic subjects adopt different WB and effort distribution strategies according to the number of STSs to complete.

5.4.3 INTRODUCTION

Initially introduced as a measure of lower limb strength [1,2], the five-repetition sit-to-stand (5R-STS) test is also used to assess balance [3], fall risk [4] and the effect of interventions to improve balance, muscle strength or mobility in various populations [5,6]. In subjects with chronic stroke, the 5R-STS test has also been used to evaluate functional performance [7].

Following a stroke, STS and stand-to-sit transfers are performed with an asymmetrical weight-bearing (WB) distribution with more weight usually taken by the non-paretic limb [8,9]. The knee extensor joint moments are also asymmetrical with greater moments produced by the non-paretic side [10]. Interestingly, except for measuring the time to complete the 5R-STS test, no study to date has tested the effect of repeating consecutive STS transfers on WB and on the muscular demand at the knee in healthy and physically impaired participants such as post-stroke survivors. This would help to clarify how WB and effort distributions are managed in more demanding situations. The objectives of this study were to: 1) assess the association between time to execute the 5R-STS test and WB distribution and the effort distribution at the knees; 2) determine whether time, WB distribution and effort distribution at the knees differ among the 5R-STS repetitions; 3) examine if WB and effort distribution strategies vary with the number of repetitions to be performed (1 vs. 5). For hemiparetic individuals, it was hypothesized that time to execute the 5R-STS would be associated with WB and effort distributions: the slowest subjects being the most asymmetrical. They will present asymmetrical WB and effort distributions for the first cycle of the 5R-STS test and these asymmetries as well as the time cycle will increase from the first to the fifth. A task such as executing five consecutive STSs should be demanding enough for this population to increase these asymmetries. Finally, the WB and effort distributions of hemiparetic individuals will differ between a single STS (1-STS) and the first

cycle of the 5R-STS test. For healthy individuals, these factors will not affect their performance.

5.4.4 MATERIALS AND METHODS

5.4.4.1 Participants

Eighteen chronic hemiparetic individuals (10 left) able to rise from a standard-height chair (45 to 50 cm) without using their arms and 12 elderly controls participated in this study (Table 1). The hemiparetic individuals had a moderate level of motor impairment (mean score of 5.2/7 (± 1.1) for the leg and 3.7/7 (± 1.3) for the foot on the Chedoke McMaster Stroke Assessment [11]). One rated his pain level in the lower limbs at rest as 5.5/10 on the 10-cm visual analog scale (VAS) [12] and six rated their pain level on activity between 2.6 and 5.7/10; the others presented a pain level of 2 or less. Except for two that had an hypoanesthesia at the foot (unable to detect the 6.65 Semmens-Weinstein monofilament [13]) and one showing a severe sensory deficit (unable to feel the 5.18 monofilament), the others had good tactile sensation. All had a good sense of vibration and position evaluated with a 128-Hz tuning fork and “up or down” segment position of the foot, respectively [13]. They presented moderate spasticity at the ankle (mean score of 8.7/16 on the Index of Spasticity of Levin and Hui-Chan [14]). Their balance was good (Berg Balance Scale [15] score > 47), except for one that had a score of 40. Their mean natural and maximal walking speeds over 5 m [16] were 0.78 m/s (± 0.25) and 1.10 m/s (± 0.35), respectively. The non-paretic side was stronger than the paretic side (170.3 ± 58.8 Nm vs. 119.4 ± 52.9 Nm; $P < 0.001$; Table 1). Participants were excluded if they presented with comprehensive aphasia, cognitive deficit (Folstein Mini-Mental exam [17] score < 25/30) and non-stroke-related disabilities. The subjects in the control group had no health problems. Subjects gave written informed consent. This experiment was approved by the local ethics committee and followed institutional guidelines.

5.4.4.2 Maximal EMG at the knee

A dynamometric assessment with a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA) allowed the maximal EMG data (denominator) needed to quantify the levels of effort at the knee to be determined. This was obtained by quantifying the Electromyographic Muscular Utilization Ratio (EMUR, [18]), i.e. the ratio relating the EMG of the knee muscles collected during the STS transfers (numerator) to the maximal EMG obtained during maximal strength assessments (denominator). The knee extensors were chosen because they present high levels of effort during the STS transfer [10,19].

Following appropriate skin preparation [20], EMG bipolar surface electrodes (20 mm interelectrode distance) were placed bilaterally on the skin over the vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris. Electrogoniometers, placed on the lateral face of both knees, provided a common reference for the knee positions between the STS and the dynamometric assessments. Muscle activity was acquired with a 16-channel EMG telemetric system (Noraxon Telemetry System). Standard methods of surface recording [20] were used to record amplified signals at 1200 Hz with a customized Labview program. The subjects were stabilized with straps in a sitting position with the hips flexed 60°. Since the greatest levels of effort during the STS are generally found at seat-off when the knees are in a 75° flexion position [10,19], this angle was chosen to test the knee extensors' static maximal strength and record their maximal EMG. The mean of two trials (<10% difference) was used to determine the maximal strength and EMG of the knee extensors.

5.4.4.3 Sit-to-stand task assessment

A height-adjustable chair instrumented with force plates under each thigh was used to assess the STS tasks (details in Brière et al. [8]). Two AMTI force plates were used to record the forces under each foot. The EMG recorded during the tasks provided the numerator of the EMUR and quantified the relative

involvement of the knee muscles during the STS tasks. The EMG and force plate signals were collected at 1200 Hz and 600 Hz, respectively.

With arms crossed on their chest and feet placed in a spontaneous position, the subjects were asked to complete five consecutive STSs (5R-STS test) as fast as possible and instructed to stand up straight between repetitions. Timing started when the signal “Go” was given and ended when the subject’s buttocks touched the chair on the fifth repetition. Subjects were also asked to complete a single STS at natural speed as they usually do (1-STS task). No instruction was given regarding the foot position (spontaneous). Two trials were executed.

5.4.4.4 Data analysis

The vertical ground reaction forces (VGRF) were analyzed for all STS transfers. The WB distribution on each side, expressed in percent of total WB, was determined using the VGRF of the seat and foot averaged over a 1-s time interval (from -0.5 s before seat-off to 0.5 s after; details in Brière et al. [8]). The seat-off corresponded to the time when the forces on the force plates of the seat were null. This interval was chosen because it covers the greatest efforts during the STS task [10]. The mean of two trials was used.

To determine the duration (seconds) of each cycle, the time elapsed between seat-off and seat-on (when the subject establishes contact with the seat) was computed. These events were extracted using the VGRF data of the seat.

To estimate the EMUR of the knee muscles, the EMG data corresponding to the maximal strength values of the knee extensors and to the seat-off had to be analyzed. To consider the electromechanical delay (generally ranging from 30 to 100 ms [21]) between the maximal electrical muscle activity value and the maximal strength value as well as the seat-off event, a time-window EMG

analysis of 250 ms prior to the maximal strength value and to the seat-off event was determined. All raw EMGs were visually inspected then filtered with a 4th-order Butterworth high-pass filter at 20 Hz. Subsequently, a root-mean-square (RMS) was computed to quantify the amplitude of the EMG signal. The EMG^{rms} value of each muscle collected during the task was then normalized (EMG_{norm}) to the maximal EMG^{rms} value obtained during the strength testing at the same knee angle (75°) to estimate the EMUR. Subsequently, the mean of the EMUR of the vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris was computed so as to have an EMUR for the extensors, which better represents the global effort at the knees. The mean of two trials was used.

Furthermore, to interpret the effort in terms of asymmetry between sides, the extensors' EMUR on each side had to be expressed in percent of total bilateral effort as done for the WB distribution. Therefore, an **Index of asymmetry of EMUR** was computed as follows:

$$\frac{EMUR \text{ (nonparetic side)}}{EMUR \text{ (nonparetic side)} + EMUR \text{ (paretic side)}} * 100$$

Some EMG data were eliminated due to the presence of noise in the recorded signal. This represented 8/98 signals for the 1-STS task. For the 5R-STS test, the EMG data of the rectus femoris and of the vastus lateralis had to be removed in 11 subjects (5 hemiparetics, 6 controls) and 5 subjects (2 hemiparetics, 3 controls), respectively. For the statistical analyses, the indices of asymmetry of effort and the WB distribution values of the non-paretic (hemiparetics) and right sides (controls) were used.

5.4.4.5 Statistical analyses

Descriptive statistics were computed on all variables. The conditions for using parametric tests were fulfilled. In both groups, Pearson correlation coefficients were used to assess the associations between time to execute the 5R-STS test and WB and effort distributions. Also, as previous studies [8,9]

have already established that hemiparetic individuals perform more asymmetrically than healthy ones and as the two groups here did not have the same number of subjects, the group effect was not considered in the further analyses. Therefore, three one-way repeated-measures ANOVAs tested the effect of consecutive STSs (repeated factor) on WB distribution, effort distribution and time cycle, respectively, separately in each group. If these ANOVAs showed any significant values ($P < 0.05$), pairwise comparisons were made to establish the sites of differences using an appropriate Bonferonni correction ($0.05/10$ contrasts = 0.005). To determine if WB and effort distributions strategies varied according to the number of repetitions paired Student t-tests were completed for both groups separately between the WB and effort distributions obtained for the 1-STS task and those found for the first repetition of the 5R-STS test. All statistics were performed using the 13th version of SPSS package software and the level of significance was fixed at 0.05, except for those corrected for the number of comparisons.

5.4.5 RESULTS

5.4.5.1 Association between time to execute the 5R-STS test and WB distribution, and effort distribution at the knees

The duration of the 5R-STS was longer for the hemiparetic individuals than for the healthy participants (19.3 s (± 5.3) vs. 11.1 s (± 1.7); $p < 0.05$). No association was found between the time to execute the 5R-STS test and the WB or the effort distribution at the knees.

5.4.5.2 Effect of 5 consecutive repetitions on time cycle, WB distribution and effort distribution at the knees

For the time cycle, WB distribution and effort distribution at the knees, the ANOVAs did not show any significant difference between the 5 repetitions for the hemiparetic or healthy individuals (Table 2) (ANOVAs; $p > 0.05$).

5.4.5.3 Comparison of WB and effort distribution strategies with number of repetitions to be performed (1 vs. 5)

The WB ($59.2\% \pm 6.1\%$) and effort ($58.7\% \pm 10.8\%$) distributions of the first repetition of the 5R-STST test were more asymmetrical ($p=0.001$ and $p=0.04$, respectively) than those obtained for the 1-STST task for hemiparetic subjects (WB: $56.1\% \pm 5.5\%$; effort: $56.3\% \pm 11.4\%$) (Table 2; Figure 1 A). For the controls, no difference was found between the WB ($49.1\% \pm 4.1\%$) and effort ($51.0\% \pm 7.2\%$) distributions of the first repetition of the 5R-STST test and those measured for the 1-STST (WB: $49.7\% \pm 2.9\%$; effort: $51.1\% \pm 8.3\%$) (Table 2; Figure 1 B). Scatterplots of associations between these two tasks for the WB and the effort distributions show clearly the shift under the line of identity for the hemiparetic group illustrating their more asymmetrical strategy for completing the 5R-STST test (Figure 2 A and B). For the controls, these scatterplots show WB and effort distributions spread fairly evenly over and under the line of identity (Figure 2 C and D).

5.4.6 DISCUSSION

The first important finding is that the subjects most asymmetrical in their WB or effort distributions are not the slowest in the 5R-STST. Having a very asymmetrical WB or effort distribution when doing a STST transfer therefore does not imply that more time will be needed to complete the 5R-STST test and vice versa. This result agrees with conclusions reported by Lord et al. [22] and by McCarthy et al. [23] concerning the multidimensional aspect of the STST transfer. According to these studies [22,23], lower limb strength is not the only factor influencing STST performance but many other variables (e.g. balance, psychological and sensorimotor parameters) could also influence the STST test completion time.

The second finding revealed that the participants are able to perform five consecutive STST without modifying their strategies. Therefore, for stroke

participants, performing five consecutive STS is not challenging enough to produce a change in their motor performance. It would be interesting to assess what happens with the 30-second chair STS test [23] involving more repetitions.

A third interesting finding is that stroke subjects seemingly adopt different WB and effort distribution strategies according to the number of STSs to complete. Knowing the number of repetitions to be performed might trigger reorganization of the lower limb effort and, thus, of the WB distribution. In fact, the anticipation of having more than one STS to do could explain the greater WB and effort on the non-paretic limb in the clinical test. A parallel could be made between this finding and the results of previous studies [24,25] on associations between the distance covered by post-stroke individuals during the 6- or 12-minute walk tests and their self-paced gait speeds established over 8 or 10 meters. In fact, they found that using these gait speeds to predict the distances walked in either 6 or 12 minutes overestimates the actual distances covered. Since the gait speeds were found to be relatively constant in the functional tests, the subjects seem to pace themselves more slowly even though the instructions given are to try to cover the greatest distance in 6 or 12 minutes [24,25]. Reorganization of the task execution might thus explain why the WB and effort distributions at the knees did not change with the repetitions. It would be interesting to see if the WB and effort distribution strategies remained the same without any instruction related to the number of repetitions preceding the 5R-STST test.

Finally, since the 5R-STST test has to be done as quickly as possible; the execution speed could also influence the strategy chosen by hemiparetic individuals. In comparison, the 1-STST task was executed at natural speed. Given that we did not do a stand-to-sit recording after the STS for the 1-STST task, we cannot appreciate the influence of this factor. However, using data from the study by Duclos et al. [26], including comparable hemiparetic subjects and providing a mean time from seat-off to the end of the STS of 1.6 ± 0.6 s, it could

be presumed that the mean time from standing to seat-on would be similar and, therefore, that the mean time for spontaneous seat-off to seat-on would be close to that obtained in this study for the first cycle of the 5R-STS (3.2 vs. 2.5 s). Therefore, time is probably not a major issue when trying to explain the different behaviors between the 1-STS task and the 5R-STS test.

5.4.7 SUMMARY

The results of this study revealed that the 5R-STS test is not demanding enough to induce time, WB and effort distribution variations between the repetitions. However, for the hemiparetic individuals, knowing the number of repetitions to be performed might have triggered an effort reorganization allowing them to perform 5 repetitions without modifying their WB and effort distribution strategies.

5.4.8 ACKNOWLEDGMENTS

We thank Michel Goyette and Daniel Marineau for their technical support; Susan Crabb and Julie Lecours for their collaboration in the data collection and the Cummings Jewish Centre for Seniors for their help with recruitment.

Table 1. Characteristics of the subjects

Characteristics	Hemiparetics Mean \pm SD	Controls Mean \pm SD	<i>P</i><0.05
Age, years	58.8 \pm 11.9	65.8 \pm 3.7	0.06
Height, m	1.7 \pm 0.1	1.7 \pm 0.1	0.57
Weight, kg	80.2 \pm 24.0	79.8 \pm 16.7	0.96
Body mass index, kg/m ²	27.3 \pm 7.8	27.8 \pm 4.5	0.86
Male/female	14/4	7/5	
Knee extensor muscle strength, Nm (non paretic side or right side)	170.3 \pm 58.8	151.9 \pm 33.8	0.34
Knee extensor muscle strength, Nm (paretic side or left side)	119.4 \pm 52.9	164.7 \pm 46.4	0.02

Table 2. Mean and standard deviation values of the time, WB and effort distributions for the 1-STS task and the five cycles (C1-C5) of the 5R-STS test for the hemiparetics and the controls (non-paretic and right sides, respectively)

Groups	Variables	1-STS	5R-STS				
			C1	C2	C3	C4	C5
Hemiparetics	Time (s)	-----	2.5 (0.8)	2.4 (0.6)	2.3 (0.6)	2.3 (0.7)	2.4 (0.7)
	WB distribution (%)	56.1 (5.5)	59.2 (6.1)	59.1 (6.7)	58.9 (7.0)	59.2 (7.9)	60.1 (7.7)
	Effort distribution (%)	56.3 (11.4)	58.7 (10.8)	58.7 (10.5)	59.3 (9.3)	59.1 (10.5)	58.7 (9.8)
Controls	Time (s)	-----	1.4 (0.3)	1.4 (0.2)	1.3 (0.2)	1.3 (0.2)	1.3 (0.3)
	WB distribution (%)	49.7 (2.9)	49.1 (4.1)	49.8 (2.9)	50.3 (3.6)	50.9 (3.8)	50.8 (3.8)
	Effort distribution (%)	51.1 (8.3)	51.0 (7.2)	51.9 (8.5)	49.6 (8.0)	51.8 (8.0)	54.2 (8.3)

FIGURE LEGENDS

Figure 1: Graphs showing the mean distributions (%) of weight-bearing (WB) and effort at the knees for the first cycle of the 5-repetition sit-to-stand test (5R-STS) (in white) and the single sit-to-stand executed at natural speed in a spontaneous foot position (in black) for hemiparetic individuals (A) and healthy individuals (B). Vertical lines represent the one standard deviation. Asterisks indicate significant differences between the two conditions ($p < 0.05$).

Figure 2: Scatterplots showing the associations between the weight-bearing (WB) distribution (squares) and the effort distribution (diamonds) for the first cycle of the 5-repetition sit-to-stand test (5R-STS; X axis) and those for the single sit-to-stand task (1-STS) for the hemiparetic individuals (A and B, respectively) and the healthy individuals (C and D, respectively). The lines of identity are presented.

Figure 1

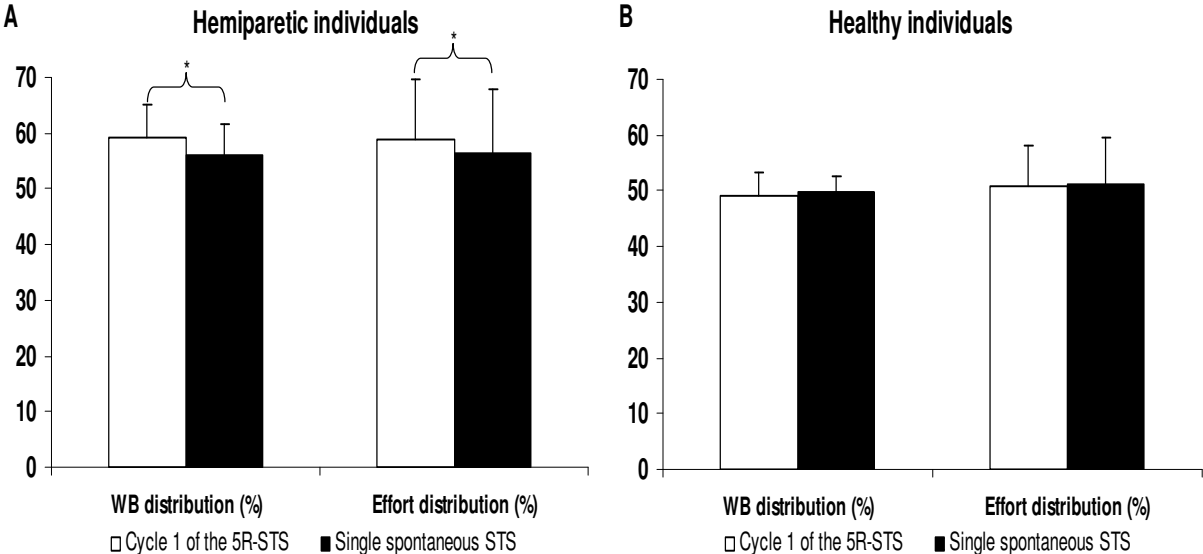
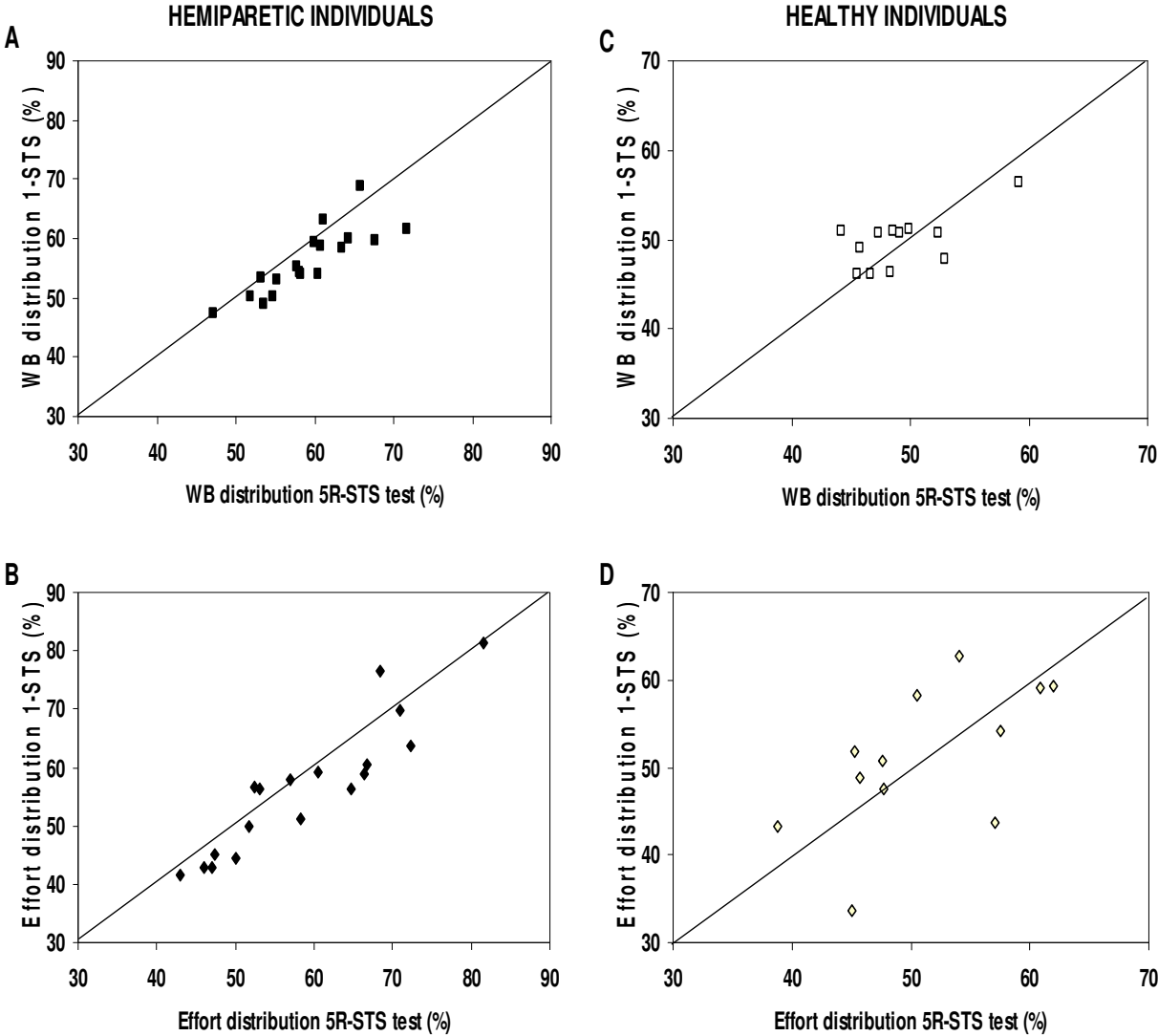


Figure 2



5.4.9 REFERENCES

1. Csuka M, McCarty DJ. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med.* 1985;78:77-81.
2. Bohannon, R. Alternatives for measuring knee extension strength of the elderly at home. *Clin Rehabil.* 1998;12:434-440.
3. Whitney SL, Wrisley DM, Marchetti GF, Gee MA, Redfern MS, Furman JM. Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Phys Ther.* 2005;85:1034-1045.
4. Belgen B, Beninato M, Sullivan PE, Narielwalla K. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:554-561.
5. Chandler J, Duncan PW, Kochersberger G, Studenski SA. Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders? *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79:24-30.
6. Monger C, Carr JH, Fowler V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil.* 2002;16: 361-367.
7. Weiss A, Suzuki T, Bean J, Fielding RA. High intensity strength training improves strength and functional performance after stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 2000;79:369-376.
8. Brière A, Lauziere S, Gravel D, Nadeau S. Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke.* 2010,41:1704-1708.

9. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Pottie F. 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)*. 2006;21:585-593.
10. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Pottie F, Malouin F, McFadyen BJ. 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)*. 2007;22:795-804.
11. Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenar S et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 1993;24:58-63.
12. Huskisson EC. Visual analogue scale. In: Melzack R, ed. *Pain measurements and assessment*. New York: Raven; 1983:33-37.
13. Thibault A., Forget R, Lambert J. Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensation in children: a reliability study. *Dev Med Child Neurol*. 1994; 36:796-812.
14. Levin MF, Hui-Chan CWY. Relief of hemiparetic spasticity Tens is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1992;85:131-142.
15. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*. 1995;27:27-36.
16. Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:1204-1212.

17. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975;12:189-198.
18. Hébert LJ, Gravel D, Arsenault B. Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilisation ratios. *Scand J Rehabil Med.* 1995;27:83-88.
19. Kotake T, Dohi N, Kajiwara T, Sumi N, Koyama Y, Miura T. An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74:1095-1099.
20. Merletti R, Hermens HJ. Detection and conditioning of the surface EMG signal. In: Merletti R, Parker P, Eds. *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications*, Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2004:107-131.
21. Cavanagh P, Komi P. Electromechanical Delay in Human Skeletal Muscle under concentric and eccentric Contractions. *Eur J Appl Physiol.* 1979;42:159-163.
22. Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002;57:M539-543.
23. McCarthy EK, Horvat MA, Holtsberg PA, Wisenbaker JM. Repeated chair stands as a measure of lower limb strength in sexagenarian women. *Journal of Gerontology: medical sciences.* 2004;59A:1207-1212.
24. Eng JJ, Chu KS, Dawson AS, Kim CM, Hepburn KE. Functional walk tests in individuals with stroke: relation to perceived exertion and myocardial exertion. *Stroke.* 2002;33:756-761.

25. Dean CM, Richards CL, Malouin F. Walking speed over 10 metres overestimates locomotor capacity after stroke. *Clin Rehabil.* 2001;15:415-421.
26. Duclos C, Nadeau S, Lecours J. Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22:715-722.

CHAPITRE 6 DISCUSSION DES RÉSULTATS

Les résultats de ce projet ont déjà fait l'objet des discussions de chacun des articles présentés dans la section « Résultats » (cf. Chapitre 5) de cette thèse. Ainsi, ce chapitre reprend seulement les principaux résultats du travail à des fins de discussion générale et de manière plus intégrée. Dans une deuxième section, les implications cliniques, les limites ainsi que la généralisation des résultats sont abordées. Quelques avenues de recherche futures sont finalement énoncées.

6.1 Principaux résultats de recherche

Cette étude a évalué, chez deux groupes de sujets (hémiparétiques et en santé), la distribution de MEC et d'efforts aux genoux lors du PAD exécuté spontanément ainsi que dans différentes positions de pieds. Les perceptions de MEC et d'efforts aux genoux ont également été quantifiées afin de déterminer si les individus hémiparétiques sont conscients de la façon dont ils réalisent les différentes tâches du PAD. Il a été démontré que la distribution des efforts aux genoux lors du PAD spontané a tendance à suivre la distribution de MEC chez les sujets hémiparétiques en moyenne. Cependant, chez ceux présentant une asymétrie de force musculaire sévère, cette distribution des efforts tend à se symétriser malgré une asymétrie de MEC toujours présente. De plus, cette étude a permis d'établir que les sujets hémiparétiques perçoivent mieux leur distribution de MEC que leur distribution d'efforts aux genoux mais que leurs erreurs de perception de MEC sont plus grandes que celles des sujets sains. Enfin, les résultats de l'analyse des distributions de MEC et d'efforts aux genoux du test clinique (« *5R-ST*S » test) par rapport au transfert spontané ont permis de dévoiler l'existence, chez les individus hémiparétiques, d'une planification motrice différente en fonction du nombre de PAD à effectuer.

6.1.1 Caractéristiques des participants de l'étude en comparaison avec les études antérieures

Dans l'ensemble, les participants hémiparétiques chroniques du présent projet s'apparentent à ceux des études précédentes. Par exemple, en ce qui a trait aux niveaux d'incapacités motrices, les valeurs moyennes obtenues au « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » (Gowland et al., 1993) de 5,2/7 à la jambe sont semblables à celles rapportées dans les études de Roy et collaborateurs ((2007) ; moyenne de 5/7) et de Milot et collaborateurs ((2006); moyenne de 5.4) pour des groupes respectifs de 12 et 17 adultes hémiparétiques âgés de près de 60 ans. De même, le ratio de force du côté parétique par rapport au côté non parétique de 0,67 pour les extenseurs du genou est comparable à celui estimé à partir des valeurs moyennes de force de Roy et collaborateurs ((2007); 0,60) ou de Davies et collaborateurs ((1996); 0,73). À noter que ce dernier groupe d'auteurs a utilisé un protocole très similaire à celui préconisé dans la présente étude (force statique à 60° de flexion du genou avec un appareil isocinétique).

En termes de mobilité, les participants au projet ont aussi obtenu des résultats proches des autres études. Les valeurs de vitesse moyenne de marche (0,77 m/s) et de variabilité (écart-type : 0,24 m/s) sont semblables à celles rapportées dans les études précédentes de Milot et collaborateurs ((2006); 0,73 ± 0,27 m/s), De Bujanda et collaborateurs ((2004); 0,62 ± 0,20 m/s) et Teixeira et collaborateurs ((2001); 0,60 ± 0,39 m/s). Leur temps moyen d'exécution au « *5R-STIS* » test (19,0 ± 5,4 secondes) était aussi près de celui obtenu dans l'étude de Mong et collaborateurs (2010) chez 12 sujets hémiparétiques d'âge moyen comparable (60,0 ± 4,8 ans) et ayant un temps post-AVC similaire. En ce qui a trait à l'équilibre, leur score moyen de Berg (52,2/56) s'est avéré très près de ceux rapportés dans les études de Lecours et collaborateurs (2008), Roy et collaborateurs (2007) et Duclos et collaborateurs (2008) chez des sujets hémiparétiques chroniques comparables. Notre groupe

de sujets hémiparétiques peut donc être considéré comme représentatif de cette population d'individus.

De plus, en moyenne, notre groupe contrôle était bien apparié avec les personnes hémiparétiques au niveau des caractéristiques physiques. Les valeurs d'âge, de grandeur, de poids et d'indices de masse corporelle des sujets de ce groupe se sont avérées non significativement différentes de celles du groupe de participants hémiparétiques. Ces sujets ont donc constitué un groupe contrôle approprié. Contrairement au groupe de sujets hémiparétiques, aucune asymétrie de force musculaire n'a été identifiée chez ce groupe et leurs valeurs moyennes de force des extenseurs des genoux sont similaires à celles obtenues pour le groupe contrôle dans l'étude de Davies et collaborateurs (1996).

Un des aspects surprenant lié au déficit de force de nos sujets hémiparétiques est, qu'en moyenne, leur force à la jambe non parétique était supérieure à celle des sujets sains. Ceci est contraire à ce qui est rapporté dans la littérature où la force moyenne des sujets hémiparétiques est habituellement jugée inférieure à celle des sujets en santé. La chronicité de l'hémiparésie pourrait, en partie, expliquer ce fait. En effet, l'étude longitudinale de Marque et collaborateurs (1997) montre que le déficit de force du côté ipsilatéral à la lésion s'estompe et même se résorbe complètement avec le temps. Par ailleurs, chez le groupe de sujets hémiparétiques, la force plus élevée du côté non parétique aurait pu également être attribuable à la proportion d'hommes plus élevée dans ce groupe par rapport à celle du groupe contrôle (79% vs 44%). Or, une moyenne pondérée a été recalculée sur ces mesures de force afin de considérer cette différence et suite à cet ajustement pour le nombre d'hommes et de femmes, la force des sujets hémiparétiques du côté non parétique ne différait plus de celle du groupe contrôle (154,8 Nm vs 158,1 Nm).

6.1.2 Distribution de la MEC lors du PAD

L'évaluation de la distribution de la MEC lors du PAD, ayant déjà fait l'objet de plusieurs études dans la littérature (Engardt et Olsson, 1992; Engardt, 1994a; Cheng et al., 1998; Hirschfeld et al., 1999; Lomaglio et Eng, 2005; Roy et al., 2006; Lecours et al., 2008), n'était donc pas un des principaux objectifs de la présente thèse. Néanmoins, les résultats obtenus concordent avec ceux rapportés dans la littérature. En effet, tout comme dans les études de Lecours et collaborateurs (2008) de même que Cheng et collaborateurs (1998), les sujets hémiparétiques se sont avérés plus asymétriques que les sujets sains lors de l'exécution spontanée du PAD (cf. Article 1). De plus, les différentes positions des pieds ont fait varier leur distribution de MEC lors du PAD (cf. Articles 1 et 3) de la même façon que chez les sujets hémiparétiques évalués par Roy et collaborateurs (2006) dans des conditions identiques de position de pieds. Ainsi, la position pied non parétique en arrière s'est avérée la plus asymétrique suivie des positions spontanée et symétrique (presque à égalité). Quant à la position pied parétique en arrière, ce fût la position où l'asymétrie de MEC était la moindre. L'étude de l'association entre l'asymétrie de force musculaire maximale des extenseurs du genou et l'asymétrie de MEC lors du PAD a montré de bonnes corrélations entre les variables pour les positions de pieds spontanées ($r = 0.75$, $P < 0.01$) et symétrique ($r = 0.71$, $P < 0.01$) (cf. Article 1). Ceci appuie les résultats de l'étude de Roy et collaborateurs (2007) qui ont montré un lien entre la force maximale et l'asymétrie des moments aux genoux lors du PAD. Les résultats de la présente étude et ceux de Roy et collaborateurs (2007) suggèrent que la force musculaire des genoux aurait un rôle à jouer dans la stratégie de distribution de MEC. Ainsi, une stratégie basée sur le sens de l'effort où, en présence d'une différence de force entre les membres inférieurs, des commandes centrales descendantes similaires s'exprimeraient par une asymétrie de MEC, était une hypothèse plausible à formuler dans le deuxième article de la thèse.

6.1.3 Distribution des efforts aux genoux lors du PAD : résultats pour l'ensemble du groupe de participants hémiparétiques

À notre connaissance, aucune étude n'avait encore évalué la distribution des efforts aux genoux lors du PAD chez les sujets sains et hémiparétiques. Dans cette étude, la distribution des efforts a été modifiée en utilisant différentes positions des pieds (symétrique vs asymétrique ; pied parétique derrière, pied parétique devant). Les résultats des études de Roy et collaborateurs (2007) et Lecours et collaborateurs (2008) sur l'asymétrie des pieds montraient que celle-ci pouvait altérer la distribution de la demande mécanique aux genoux lors du PAD. Toutefois, ces auteurs n'avaient pas tenté, tel que l'ont fait Milot et collaborateurs (2006), de relier ces différences d'exigences aux valeurs maximales des patients dans le but d'inférer sur la distribution des efforts. De façon générale, chez les deux groupes de participants, les résultats ont révélé que la distribution des efforts aux genoux lors du PAD variait dans le même sens que la MEC; une plus grande MEC à droite révélant des efforts aux genoux plus importants à droite. Toutefois, cette association s'est avérée beaucoup moins élevée chez les sujets hémiparétiques que chez les sujets contrôles ($r = 0.44$; $P > 0.05$ versus $r = 0.86$, $P < 0.001$) (cf. Article 2).

L'hypothèse générale proposée dans cette thèse était que les efforts aux genoux allaient être comparables et donc symétriques chez les deux groupes de sujets lors de l'exécution spontanée du PAD. Pour les sujets contrôles, ceci s'expliquerait par une symétrie de MEC, une symétrie des EMG des extenseurs aux genoux durant la tâche et une symétrie de l'EMG max lors des tests de forces en extension du genou. Cette partie de l'hypothèse générale est confirmée (cf. Article 2). Chez les participants hémiparétiques, la symétrie des efforts était aussi attendue mais pour une raison différente. Il était présumé que l'asymétrie spontanée de MEC, observée par plusieurs auteurs (Engardt et Olsson, 1992; Cheng et al., 1998; Hesse et al., 1998; Roy et al., 2006; Lecours et al., 2008) chez cette clientèle, serait la conséquence d'une stratégie voulant symétriser les efforts aux genoux. Ceci afin d'éviter que le membre inférieur

parétique ait à produire de plus grands efforts que le membre non parétique en raison de la faiblesse musculaire. Donc, en présence d'asymétrie de force des extenseurs des genoux, il était attendu que la distribution des efforts aux genoux soit similaire et la distribution de MEC différente. L'analyse des 19 sujets à l'étude n'a pas permis de confirmer cette hypothèse d'efforts similaires (cf. Article 2). En moyenne, le groupe a présenté des stratégies motrices différentes de celles de l'appariement des efforts proposé par le modèle de coordination bilatérale (Bertrand, 2004). Rappelons que ce modèle et les résultats de Milot et collaborateurs (2006) montrant des efforts semblables aux membres inférieurs lors de la marche ont été à la base de la formulation de notre hypothèse.

Les résultats d'efforts pour l'ensemble du groupe de patients n'ont donc pas reproduit ceux de Milot et collaborateurs (2006) et ceux rapportés par Simon et collaborateurs (2009) aux membres inférieurs chez des sujets hémiparétiques. Ces derniers ont montré que lors de tâches d'appariement bilatérales de forces isométriques sur un appareil de type presse à quadriceps « *leg press* », les sujets hémiparétiques produisent des forces plus élevées du côté non parétique mais leurs efforts (forces appariées relatives à leurs forces maximales volontaires) sont égaux. À prime abord, le type d'exercices, nécessitant une position différente du sujet pourrait expliquer en partie cette divergence de résultats entre notre étude et celle de Simon et collaborateurs (2009). Leurs sujets ont été évalués en position stable, soit en décubitus dorsal, sans avoir à contrôler les segments tête-tronc et bras alors que les sujets de notre étude réalisaient le transfert de la position assise à debout en devant se préoccuper des contraintes (exemple, demeurer dans la même position de pieds) et des exigences (exemple, contrôler l'équilibre dynamique) du test (Hesse et al., 1994; Cheng et al., 1998; Goulart et Valls-Solé, 1999; Hirschfeld et al., 1999). Tel que décrit dans la recension des écrits de cette thèse, le PAD est un mouvement complexe durant lequel le système nerveux central doit contrôler à la fois le mouvement de tout le corps ainsi que l'équilibre du corps

alors qu'au même moment, la base de sustentation est rétrécie aux pieds (Hirschfeld et al., 1999).

Une autre différence entre notre étude et celle de Simon et collaborateurs (2009) est que les mesures étaient différentes. Simon et collaborateurs (2009) ont obtenu leurs résultats à partir de poussées globales des membres inférieurs et ils ont évalué les forces maximales simultanément (évaluation bilatérale) alors que dans la présente étude, seuls les efforts des extenseurs des genoux ont été analysés et les valeurs maximales d'EMG ont été obtenues lors de contractions unilatérales. Il est possible que l'utilisation d'un protocole semblable à celui de Simon et collaborateurs (2009) aurait conduit à des résultats différents de ceux obtenus ainsi qu'à une démonstration de l'application du modèle de coordination bilatérale des efforts.

Par ailleurs, il ne faut pas négliger l'hypothèse que les efforts contrôlés ne soient pas explicitement ceux des genoux. Les résultats d'une étude de Roy et collaborateurs (2007), obtenus à l'aide d'un montage et d'un protocole semblables chez un groupe de sujets hémiparétiques similaires à celui de la présente étude, semblent supporter cette idée. Ces auteurs ont trouvé que l'asymétrie des moments aux hanches était moins importante que celle aux genoux et ceci était en accord avec l'asymétrie de force maximale des extenseurs de la hanche qui s'est avérée moins importante que celle aux genoux. Il se pourrait donc que les patients contrôlent leurs efforts différemment selon leurs déficiences et incapacités en tenant aussi compte du fait qu'ils doivent réaliser le PAD en toute sécurité et sans chuter.

6.1.4 Distribution des efforts aux genoux lors du PAD : résultats en fonction de l'importance de l'asymétrie de force musculaire.

Considérant la variabilité interindividuelle retrouvée chez le groupe de participants hémiparétiques, il était de mise de s'attarder à cet aspect. Le groupe d'individus hémiparétiques a donc été divisé en trois groupes distincts

selon le degré d'asymétrie de force d'extension maximale volontaire aux genoux (asymétrie faible, modérée et sévère; cf. Article 2). Cette répartition d'individus semblables en sous-groupes a permis de faire émerger divers portraits de distribution d'efforts aux genoux nuanciant l'infirmité de notre hypothèse générale et suggérant ainsi un rôle du sens de l'effort aux genoux chez les sujets les plus sévèrement atteints. Chez ce dernier groupe, composé de 6 sujets, la distribution des efforts aux genoux était la moins asymétrique malgré une importante asymétrie de la force maximale et de la MEC. Alors que le groupe de sujets moins atteints (peu d'asymétrie de force) a montré des résultats d'efforts et de MEC ne différant pas significativement de ceux du groupe contrôle, les résultats du groupe modéré ont révélé la plus grande asymétrie de distribution d'efforts et de MEC des trois groupes.

Les résultats obtenus pour le groupe sévère laissent croire qu'il existe une réorganisation des efforts aux genoux lorsqu'un certain seuil d'effort du côté non parétique est atteint. En d'autres mots, lorsque l'utilisation des extenseurs du genou du membre inférieur non parétique atteint une certaine valeur limite, une réorganisation des efforts s'impose. Tel qu'il a été suggéré dans l'article 2, différentes hypothèses pourraient être avancées pour expliquer ce changement de stratégie dans le groupe sévère. Premièrement, un effort supérieur à 80% du côté non parétique (valeur maximale moyenne obtenue dans le groupe modéré) pourrait représenter un effort trop important ne laissant pas assez de réserve d'efforts pour d'autres tâches imprévues pouvant survenir lors de la réalisation du PAD (exemple, déséquilibre). À ce moment, les sujets auraient opté pour une réduction des efforts aux genoux. Ceci a pu s'effectuer, par exemple, en utilisant davantage la flexion du tronc pour augmenter l'effort aux hanches et réduire celui aux genoux (Coghlin et McFadyen, 1994; Doorenbosch et al., 1994; Gross et al., 1998). Considérant que le groupe de sujets classés sévères a une asymétrie de MEC semblable aux sujets du groupe modéré, cette stratégie de flexion du tronc est très plausible. Étant donné l'absence d'analyse cinématique dans ce projet, l'utilisation de cette stratégie ne peut être confirmée. Par contre,

le visionnement des bandes vidéo a permis d'observer que 4 des 6 individus du groupe sévère présentaient une flexion accrue du tronc lors du transfert spontané. Qui plus est, les patients du groupe sévère pourraient avoir utilisé des stratégies de déplacement du tronc dans le plan frontal tel que décrit par Lecours et collaborateurs (2008). Ces différentes stratégies sont en lien avec la stabilité posturale et pourraient bien avoir servi à contrôler la stabilité médio-latérale des participants évitant ainsi de les placer à risque de chute. Avec un effort supérieur à 80%, il devient difficile d'assurer la stabilité. Rappelons que certaines études ont identifié le contrôle postural et l'équilibre comme déterminants de la performance spontanée du PAD (Bohannon, 1988; Hesse et al., 1994; Cheng et al., 1998; Goulart et Valls-Solé, 1999).

Un examen détaillé des efforts aux genoux du groupe sévère par rapport aux autres groupes a révélé que la réduction de l'asymétrie des efforts est attribuable à des efforts moindres du côté non parétique pour un niveau semblable d'effort du côté parétique. Tel que mentionné précédemment, l'asymétrie de MEC n'est pas moindre que celle du groupe modéré, au contraire, il serait même possible de déceler une tendance à augmenter (cf. Article 2). Il est surprenant que les patients n'aient pas augmenté leurs efforts du côté parétique alors qu'ils auraient pu le faire puisque les valeurs moyennes maximales varient entre 46% et 61% (cf. Article 2) lorsqu'ils se lèvent spontanément et que, lorsque imposé, la majorité (14/19) d'entre eux ont été capables de se lever avec une MEC symétrique lors du PAD. Les cinq individus qui ont été incapables étaient répartis dans les trois groupes.

Néanmoins, chez ceux qui ont été en mesure de performer plus symétriquement en MEC lors de la tâche pied parétique en arrière, les efforts moyens aux genoux du côté parétique ont largement dépassé ceux rapportés pour le groupe dans son ensemble lors du PAD effectué spontanément (72% vs 53%). Il serait donc possible d'émettre l'hypothèse que des niveaux d'effort au genou parétique au-dessus de 55-60% pourraient s'avérer trop exigeants

fonctionnellement et expliqueraient pourquoi les individus hémiparétiques performant spontanément avec une asymétrie de MEC. Cette hypothèse serait plausible car pour des individus hémiparétiques semblables à ceux inclus dans notre étude marchant à leur cadence spontanée, Milot et collaborateurs (2006; 2007) ont trouvé des valeurs moyennes de TUMmax inférieures à 65% pour les fléchisseurs plantaires ainsi que pour les fléchisseurs et extenseurs de la hanche.

En somme, malgré qu'il soit difficile d'avoir une explication claire des résultats liés aux niveaux et à la distribution d'efforts aux genoux lors du PAD, ceux-ci appuient l'influence de la force musculaire sur les stratégies motrices des personnes hémiparétiques décrite par d'autres auteurs (Engardt et Olsson, 1992; Engardt, 1994b; Roy et al., 2007).

6.1.5 Influence du nombre de répétitions (1 versus 5) du PAD sur le temps d'exécution et la distribution de MEC et des efforts aux genoux.

L'analyse du « *5R-STTS* » test a révélé que les sujets présentant une grande asymétrie de MEC ou d'efforts n'ont pas nécessairement obtenu les temps les plus élevés au « *5R-STTS* » test (cf. Article 4). Grâce aux stratégies de compensation qu'ils ont développées afin d'être fonctionnels pour la réalisation du PAD dans leur vie quotidienne, certains sont probablement devenus très habiles et ont pu ainsi effectuer le test assez rapidement. De plus, bien que ce test soit principalement reconnu comme une mesure fonctionnelle de la force musculaire des membres inférieurs (Csuka et McCarty, 1985; Bohannon, 1998), tel qu'il a été mentionné dans l'article 4, d'autres facteurs tels l'équilibre, la peur de chuter, la douleur et les déficits sensorimoteurs pourraient également influencer le temps d'exécution du « *5R-STTS* » test (Lord et al., 2002; McCarthy et al., 2004).

Cette étude (cf. Article 4) a aussi révélé que les participants hémiparétiques ont effectué cinq répétitions consécutives du PAD sans modifier

leur stratégie de distribution de MEC et d'efforts en cours d'exécution. Cette tâche n'était donc pas suffisamment exigeante pour obliger une modification de leur performance motrice (cf. Article 4). Il serait intéressant de voir si un test impliquant plus de répétitions tel le « *30-second chair STS test* » (McCarthy et al., 2004) produirait les mêmes résultats. Un résultat intéressant est que la connaissance du nombre de répétitions à effectuer influence la stratégie motrice. En effet, les individus hémiparétiques, contrairement aux sujets sains, étaient plus asymétriques au niveau de leur MEC et de leurs efforts aux genoux à la première répétition du « *5R-STST* » test que lorsque la consigne était d'effectuer un seul transfert spontanément (cf. Article 4). Ces résultats concordent avec ceux des études ayant évalué les différences entre les distances aux tests de marche de 6 et 12 minutes prédites à partir des vitesses de marche mesurées sur courte distance (8 ou 10 mètres) et les distances réelles obtenues durant ces deux tests (Dean et al., 2001; Eng et al., 2002). Les auteurs de ces travaux ont démontré l'existence d'une certaine planification des stratégies motrices en fonction de la tâche à réaliser puisqu'ils ont trouvé que la distance prédite à partir de la vitesse obtenue sur une courte distance surestimait la distance réelle parcourue lors de ces deux tests. Leurs sujets adoptaient donc une vitesse initiale plus basse lors des tests sur une longue distance. Cette notion de planification des stratégies motrices selon la tâche pourrait également expliquer l'absence de variation des distributions de MEC et d'efforts entre les cinq répétitions du test.

6.1.6 Perception de la MEC et des efforts aux genoux lors du PAD

Le deuxième objectif de cette thèse consistait à évaluer si les individus hémiparétiques sont conscients des stratégies motrices qu'ils utilisent lorsqu'ils se lèvent d'une chaise. À part les études de Engardt et collaborateurs (1992) auprès de sujets hémiparétiques et de Lauzière et collaborateurs (2010) auprès de sujets sains jeunes et âgés, aucune autre étude n'avait évalué la perception de la MEC chez des sujets sains et hémiparétiques lors du PAD réalisé dans différentes positions des pieds. En ce qui a trait aux erreurs de perception des

sujets sains associées aux PAD effectués en position de pieds spontanés ($2,7\% \pm 2,2\%$) et symétriques ($2,8\% \pm 2,4\%$), celles-ci sont similaires à la valeur moyenne ($2,9\% \pm 2,1\%$) rapportée par Lauzière et collaborateurs (2010) lors d'une tâche de PAD où les sujets devaient se lever debout avec la consigne verbale de distribuer leur poids également.

Chez les sujets hémiparétiques, les résultats de la présente étude ont révélé des corrélations de faibles à modérées entre les scores de perception de MEC et la distribution réelle de MEC (cf. Article 1). Ceux-ci corroborent la corrélation modérée rapportée par Engardt et collaborateurs (1992) entre la distribution réelle de MEC de sujets hémiparétiques lors du PAD et leurs scores de perception obtenus à l'aide d'une EVA. Les erreurs de perception des sujets hémiparétiques se sont avérées plus grandes que celles des sujets sains (cf. Article 1) et comparables à celles rapportées par Bohannon et collaborateurs (1991) lors d'une tâche de perception de MEC en station debout bipodale pour différentes cibles de distribution de poids demandées. De plus, les sujets hémiparétiques se sont perçus en général comme étant moins asymétriques qu'ils l'étaient réellement. Enfin, bien que les sujets hémiparétiques aient fait des erreurs quant à l'évaluation de la quantité de MEC, ils ont tout de même bien perçu les variations de MEC engendrées par les différentes positions de pieds. Ils sont donc conscients des changements de MEC et perçoivent ces variations dans les bonnes directions (cf. Article 3). En somme, face à cette capacité limitée des sujets hémiparétiques à quantifier leur distribution de MEC avec précision et à leur perception d'être plus symétrique qu'en réalité, basée sur le modèle d'appariement des efforts bilatéraux, l'hypothèse qu'ils perçoivent et cotent plutôt leurs efforts a été avancée dans l'article 1 et vérifiée dans l'article 3.

Les résultats ont montré que les sujets hémiparétiques ne perçoivent pas bien la répartition de leurs efforts aux genoux. Ils ont présenté des erreurs de perception de leur distribution d'efforts aux genoux plus grandes que celles

associées à leur distribution de MEC et ce, particulièrement pour les positions asymétriques des pieds (cf. Article 3). En plus, ils ont été incapables de percevoir les changements sur la distribution des efforts aux genoux induits par la variation de la position des pieds (cf. Article 3). Étant donné qu'il s'agit de la première étude évaluant la perception de la distribution des efforts aux genoux lors du PAD, il n'y a aucune comparaison des résultats possible. Tel qu'il a été avancé dans l'article 3, le concept de distribution de MEC serait probablement plus familier que celui de l'effort et par conséquent, serait plus simple à comprendre et à quantifier.

De plus, tel qu'il a été discuté précédemment, la possibilité que les sujets aient performé selon le modèle d'appariement bilatéral des efforts demeure puisque la distribution des efforts n'a été évaluée que pour les extenseurs des genoux et par conséquent, leur perception pourrait peut-être être le reflet d'une distribution d'efforts présente à d'autres articulations ou groupes de muscles. Enfin, aucune influence du côté de la lésion n'a été trouvée sur l'une ou l'autre des perceptions évaluées et les trois sujets présentant des troubles de sensibilité sévères ne se sont pas comportés différemment pour la perception. Bien qu'il ait été démontré que les afférences sont importantes dans le sens de l'effort (cf. Chapitre 2 : « Recension des écrits »), ces patients se sont peut-être fiés davantage sur leur proprioception ou sur d'autres récepteurs pour coter leur perception. En somme, la deuxième hypothèse de cette thèse qui stipulait que les sujets hémiparétiques évalués percevraient leurs distributions de MEC et d'efforts aux genoux adéquatement est partiellement confirmée puisqu'ils n'ont pas perçu les variations d'efforts aux genoux.

6.2 Implications cliniques de ces résultats

Cette étude a constitué une première étape dans l'analyse de l'application du modèle de coordination bilatérale au PAD pour expliquer la performance asymétrique des individus hémiparétiques. Tel qu'il est exposé dans les prochaines sections sur les limites de l'étude et les avenues futures de recherche, d'autres études seront nécessaires pour confirmer ou infirmer l'application de ce modèle au transfert assis à debout. Néanmoins, les résultats obtenus ont permis d'établir que les sujets hémiparétiques avaient une meilleure perception de leur distribution de MEC que de leurs efforts aux genoux (cf. Article 3). Considérant ceci, les interventions cliniques ayant pour but d'améliorer la symétrie d'exécution du PAD devraient privilégier des consignes axées sur la distribution de la MEC plutôt que de demander de faire plus d'efforts ou de travailler plus fort d'un côté ou de l'autre du corps.

Considérant que les individus hémiparétiques ont tout de même présenté de plus grandes erreurs de perception de MEC que les sujets sains (cf. Article 1), des interventions cliniques ayant pour but de conscientiser ces individus par rapport à leur distribution de MEC lors du lever d'une chaise sont souhaitables puisque l'objectif est qu'ils agissent sur cette répartition. De plus, il serait important d'évaluer la perception de la MEC et des efforts des patients avec des moyens peu coûteux. L'utilisation de pèse-personnes digitaux pourrait servir à ces fins, de même que des mouvements standardisés contre résistance avec des poids de formes similaires mais de masses différentes. L'EVA développée dans le cadre du présent projet pourrait alors être jumelée à ces deux moyens cliniques d'objectivation de la MEC et des efforts et ainsi servir d'outils d'évaluation de la perception.

Tel qu'il avait été rapporté dans des études antérieures auprès de sujets hémiparétiques (Roy et al., 2006; Lecours et al., 2008), la distribution de la MEC

lors du PAD a été influencée par la position des pieds. Celle-ci a aussi influencé la distribution des efforts aux genoux de la même façon (cf. Article 3). Ces résultats confirment donc que l'exécution du PAD dans une position de pieds où le pied parétique est en arrière contribue à augmenter la MEC et les efforts au genou du côté parétique. Par conséquent, chez les patients, il faut favoriser cette position de pieds pour réduire le PAD afin d'augmenter l'utilisation du membre parétique. Enfin, les résultats sur la distribution des efforts des sujets hémiparétiques divisés en trois groupes selon leur asymétrie de force maximale volontaire des extenseurs des genoux suggèrent qu'il est approprié d'augmenter la force des extenseurs du genou pour améliorer le PAD. Une augmentation de la force pourrait permettre à un sujet de mieux répartir ses efforts et d'être capable de se lever de façon plus sécuritaire.

6.3 Limites de l'étude et généralisation des résultats

Cette section fait état des limites des résultats de cette thèse. D'abord, celles reliées aux TUM_{EMG} sont présentées suivies de celles liées à l'utilisation du TUM_{EMG} pour l'objectivation des efforts en terminant par l'impact de la méthode utilisée et des muscles évalués.

6.3.1 Limites associées aux TUM_{EMG}

6.3.1.1 Limites associées à l'évaluation de l'activité musculaire (EMG) dans la tâche (numérateur du TUM_{EMG})

Le PAD, étant une tâche dynamique, complexifie l'enregistrement de l'EMG par rapport à une tâche statique. En effet, plusieurs variables tels : le mouvement des fibres musculaires sous les électrodes (particulièrement le mouvement de la zone d'innervation), l'augmentation des risques d'artéfacts de mouvement, la variation de l'impédance de la peau due à un mauvais contact ou à la sudation ainsi que la variation de la longueur musculaire (DeLuca, 1997)

doivent être considérées et contrôlées lorsque possible. Néanmoins, dans le cadre de cette étude, une attention particulière a été accordée à la préparation de la peau par un rasage au besoin ainsi qu'un nettoyage à l'alcool afin de réduire l'impédance de la peau. De plus, les fils reliant les électrodes au boîtier d'enregistrement ont été soigneusement fixés afin de diminuer le plus possible le bruit dans le signal pouvant être causé par le mouvement de ces fils. Étant donné que l'effort a été objectivé à l'aide du TUM_{EMG} et que l'asymétrie était la principale variable étudiée, les sujets ont été évalués par rapport à eux-mêmes dans une tâche où l'enregistrement bilatéral des muscles ciblés était simultané ce qui a probablement contribué à réduire l'impact de ces différentes variables confondantes.

6.3.1.2 Limites associées à l'évaluation de l'activité musculaire (EMG) maximale volontaire (dénominateur du TUM_{EMG})

Lorsque la force maximale est évaluée, il y a toujours une incertitude à savoir si la valeur enregistrée représente véritablement le maximum du sujet. Par conséquent, il est plus juste de dire que la force maximale volontaire a été évaluée plutôt que la force maximale réelle, laquelle peut être estimée à l'aide d'une stimulation électrique (Shield et Zhou, 2004). En effet, des auteurs (Kent-Braun et Le Blanc, 1996; Harridge et al., 1999; Shield et Zhou, 2004) ont révélé que certains muscles n'étaient pas activés à leur maximum lors de contractions statiques ou dynamiques maximales volontaires et ceci pourrait être dû à une certaine inhibition du système nerveux central particulièrement importante chez les individus présentant des troubles neurologiques et les individus âgés. Or, bien que ceci pourrait être vu comme une limite, la présente étude ne nécessitait pas l'obtention de la force maximale réelle des sujets étant donné l'orientation de l'étude voulant que les résultats reflètent le plus possible la réalité fonctionnelle des sujets. Au quotidien, les sujets évalués ne performant pas selon leurs forces maximales réelles aux genoux mais bien selon les forces maximales qu'ils sont capables de générer de manière volontaire. Par conséquent, sachant que la force maximale réelle est habituellement supérieure

à la force maximale volontaire, l'activité EMG maximale a probablement été sous-estimée ce qui, par le fait même, a possiblement entraîné une surestimation des efforts (TUM_{EMG}).

Une seconde limite pouvant être associée au dénominateur du TUM_{EMG} est le fait d'avoir calculé les efforts avec les valeurs d'EMG maximales des extenseurs des genoux obtenues lors d'une évaluation de la force maximale en unilatéral alors que les données d'EMG recueillies lors du PAD (numérateur du TUM_{EMG}) ont nécessairement été obtenues lors de contractions bilatérales simultanées de ces mêmes muscles. Cette décision a été prise puisque l'équipement de laboratoire disponible ne permettait pas d'évaluer les forces maximales bilatérales simultanément. Selon certaines études (Vandervoort et al., 1984; Kawakami et al., 1998; Simon et Ferris, 2008; Simon et al., 2009), il y aurait présence d'un certain phénomène d'inhibition lors de la production de forces bilatérales. Donc, les niveaux d'effort auraient probablement été supérieurs s'ils avaient été calculés par rapport à l'activité musculaire (EMG) maximale volontaire obtenue lors d'une évaluation de la force bilatérale des extenseurs des genoux. Par contre, tous les sujets ont été évalués de la même façon et puisque l'intérêt principal de ce projet portait sur l'asymétrie des efforts, cet aspect n'a probablement eu aucune influence sur les conclusions finales.

Enfin, une troisième limite possiblement reliée à l'évaluation de l'EMG maximale réside dans le fait de l'avoir mesurée lors de contractions maximales statiques (isométriques) alors que le PAD est une tâche dynamique. Selon une étude de Babault et collaborateurs (2001) sur les niveaux d'activation des extenseurs des genoux lors de contractions isocinétiques à 20°/s et isométriques, les valeurs trouvées en isométriques étaient significativement plus élevées que celles obtenues en isocinétique. Donc, encore une fois, cette mesure de force maximale en isométrique a possiblement engendré une sous-estimation des efforts. Par contre, pour les mêmes raisons énoncées pour la seconde limite, cet aspect n'a probablement pas eu d'impact majeur sur les

conclusions finales de ce projet. Finalement, cette évaluation statique de la force maximale a évidemment nécessité de choisir un angle du genou qui, dans cette étude, a été fixé à 75° pour les raisons déjà énoncées dans la section « Méthodologie » (cf. Chapitre 4). Afin que le calcul des efforts soit le plus précis possible, la valeur d'EMG durant la tâche se devait d'être divisée par la valeur maximale obtenue dans une position d'évaluation se rapprochant le plus possible de celle durant la tâche fonctionnelle. Les électrogoniomètres sur les faces latérales des genoux en place durant les deux tâches ont permis de valider ce pré requis (cf. Article 2) et donc, les angles aux genoux se sont avérés similaires dans les deux conditions d'évaluation.

6.3.2 Limites associées à l'utilisation du TUM_{EMG} pour l'objectivation des efforts

Le choix de l'utilisation du TUM_{EMG} pour l'objectivation des efforts des extenseurs des genoux lors du PAD plutôt que du TUM mécanique s'est fait premièrement sur la base de l'origine de la perception d'effort décrite comme provenant davantage d'une commande centrale (Gandevia et McCloskey, 1977a; Gandevia et McCloskey, 1977c; Cafarelli et Bigland-Ritchie, 1979; Bertrand et al., 2004) et sur le fait que l'EMG de surface est considérée comme une mesure indirecte de cette commande motrice descendante (Cafarelli et Bigland-Ritchie, 1979). De plus, les moments nets calculés aux articulations pour quantifier les efforts avec les TUM mécaniques ne permettent pas d'apprécier la présence de co-contractions musculaires et donc sous-estiment probablement les efforts du groupe de muscles agonistes de l'articulation évaluée.

À l'opposé, l'amplitude de l'EMG permet d'apprécier l'effort réel d'un groupe de muscles. Ceci est d'autant plus important lors de l'évaluation d'une tâche telle que le PAD impliquant des synergies d'activation agonistes-antagonistes aux hanches et aux genoux et en plus, chez des individus hémiparétiques dont la performance motrice est fréquemment caractérisée par la présence de co-activation musculaire (Knutsson et Martensson, 1980; Paillex

et So, 2003). L'approche EMG, en plus de permettre d'enregistrer l'activité de plusieurs muscles entourant une articulation, offre aussi la possibilité de moyenniser les signaux des muscles agonistes afin d'obtenir une mesure globale de l'effort, tel qu'il a été fait dans la présente étude pour les extenseurs des genoux. La difficulté réside alors dans le choix du ou des muscles à identifier pour quantifier la perception d'effort. En effet, si plusieurs muscles agonistes sont actifs autour d'une articulation lors de la tâche évaluée, doit-on choisir la moyenne de leurs signaux EMG afin d'avoir un effort plus représentatif ou est-il préférable de choisir le muscle connu comme ayant le plus d'activité ? Dans cette étude, l'estimation globale de l'effort des extenseurs du genou a été choisie en raison, entre autres, de la MEC qui est un élément global et du fait que nous questionnions les sujets sur leur perception. Il aurait été difficile de questionner l'effort de plusieurs muscles mais la possibilité que le sujet ait choisi de coter l'effort du muscle le plus utilisé ne peut être exclue.

6.3.3 Limites associées à la méthode d'évaluation et aux muscles évalués

Cette étude est la première à avoir évalué la distribution et la perception des efforts lors d'une tâche fonctionnelle complexe telle que le PAD. Pour cette première étape, le choix d'évaluer les extenseurs des genoux a été guidé par le fait que ces muscles présentent des niveaux d'effort très élevés durant le PAD (Richards et al., 1989; Kotake et al., 1993; Roy et al., 2007) et donc, que ceux-ci allaient probablement être les plus représentatifs des efforts perçus. Cependant, suite à l'analyse des résultats de la distribution des efforts des sujets hémiparétiques divisés en trois groupes selon leur niveau d'asymétrie de force aux genoux (cf. Article 2) ainsi que de ceux sur la perception des efforts (cf. Article 3), force est de constater que, en plus de l'enregistrement de données cinématiques à la hanche et au tronc à l'aide d'un système d'analyse tridimensionnelle, l'évaluation de la distribution des efforts, entre autres à la hanche, aurait probablement permis une meilleure compréhension des différentes stratégies utilisées par ces individus pour effectuer le PAD ainsi que de leur difficulté à percevoir leurs efforts aux genoux.

De plus, la perte de plusieurs des signaux pour le muscle semi-tendineux a fait en sorte de ne pas pouvoir apprécier l'effet des co-contractions durant le PAD. En effet, lors de l'évaluation maximale des fléchisseurs du genou ainsi que pour une certaine portion du PAD, les sujets étaient assis sur l'électrode. Malgré l'utilisation de coussins rigides (« *Constructa Foam* ») autour des électrodes pour éviter la pression sur celles-ci, plusieurs signaux se sont avérés inutilisables. En comparaison avec les études précédentes qui ne semblent pas avoir rencontré cette difficulté à recueillir les données EMG des fléchisseurs du genou lors du PAD (Roebroek et al., 1994; Goulart et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999), les participants de la présente étude avaient les cuisses davantage supportées par le siège rendant l'absence de pression sur les électrodes impossible (Figure 4; cf. Chapitre 4). Dans les autres études, un tabouret permettant de dégager davantage la cuisse a été utilisé.

Il est également important de noter que, bien que plusieurs efforts aient été déployés afin de rendre l'évaluation du PAD en laboratoire le plus près possible de la réalité, il y a toujours une possibilité que l'appareillage utilisé (électrodes, fils, boîtier d'enregistrement, électrogoniomètre, plates-formes de force au sol, etc) ait entraîné un biais par rapport à la position et l'exécution spontanée réelles des sujets. Cependant, le fait d'avoir permis aux sujets de se familiariser avec les tâches et les équipements a probablement contribué à minimiser ce biais dû à l'environnement contrôlé. Par ailleurs, il fût surprenant de constater que plusieurs d'entre eux se rappelaient les consignes de leur physiothérapeute reçues lors de leur réadaptation et donc, ceci pourrait avoir influencé les données spontanées en les rendant plus semblables à celles de la condition symétrique.

Finalement, les résultats des perceptions de MEC et d'efforts ont pu être influencés par l'EVA utilisée. L'EVA proposée par Engardt et collaborateurs (1992) sur la perception de la distribution de la MEC lors du PAD était une échelle horizontale de 100 mm qui avait pour titre : Je me lève debout avec une

mise en charge égale sur mes deux pieds. L'extrémité gauche correspondait à « non, pas du tout » et l'extrémité droite à « oui, pas de problème », donc 100 mm représentait une perception de distribution de poids symétrique aux membres inférieurs. Dans le cadre de la présente étude, un effort a été fait afin de rendre la cotation de la perception le plus près possible de la notion d'asymétrie ou de distribution bilatérale de MEC ou d'efforts aux genoux. De ce fait, il semblait approprié que l'EVA ait à son extrémité gauche une référence à une MEC ou un effort de 100% à gauche et à l'extrémité droite, une référence à une MEC ou un effort total à droite. Le centre de l'EVA représentait une distribution symétrique de MEC ou d'efforts (50%/50%). Malgré cette différence dans les échelles de cotation, les résultats sur la perception de la distribution de la MEC se sont avérés en accord avec ceux de Engardt et collaborateurs (1992). De plus, la cotation de l'EVA sur un ordinateur portable pourrait avoir biaisée la précision de la cote de certains patients moins familiers avec l'utilisation des ordinateurs. Toutefois, afin de pallier autant que possible à ce problème, une période d'explication sur l'utilisation de l'EVA avait été prévue auprès de chacun des participants au cours de laquelle des essais de familiarisation ont été réalisés afin de valider avec eux leurs cotes.

En ce qui a trait à l'influence de la dominance, celle-ci n'a pu être évaluée dans le cadre de ce projet puisque l'ensemble des participants hémiparétiques étaient droitiers et qu'un seul des sujets sains était gaucher. La performance de ce dernier ne s'est d'ailleurs pas distinguée de celle des autres participants. Étant donné que certaines études ont identifié qu'une lésion hémisphérique droite engendrait davantage de problèmes posturaux et d'équilibre qu'une lésion hémisphérique gauche (Hesse et al., 1994; Rode et al., 1997; Pérennou et al., 1999), il pourrait être avancé qu'un individu droitier avec une atteinte de l'hémisphère droit pourrait présenter une distribution de mise en charge plus asymétrique qu'un individu droitier avec une lésion cérébrale à gauche. Toutefois, nos résultats ne montrent pas de tendance dans cette direction.

Certains facteurs pourraient expliquer ce point dont le fait que les participants des études de Hesse et coll. (1994), Rode et coll. (1997) et de Pérennou et coll. (1999) ont été évalués dans des tâches différentes de celle analysée dans le cadre de ce projet. De plus, les groupes de patients ne sont pas comparables sur deux points : le temps post-lésion et la présence d'héminégligence et d'hémianopsie. Nos participants hémiparétiques étaient beaucoup plus chroniques que ceux des études précitées (3 à 27 ans vs 4 à 26 semaines) et ceux ayant une atteinte lésionnelle droite ne présentaient pas d'héminégligence et/ou d'hémianopsie tel qu'évalué par les tests de barrage des cloches (Gauthier et al., 1989) et le « Clinical test of the object moving in the visual field » (Pedretti, 1985), respectivement. Dans les études de Rode et coll. (1994) et de Hesse et coll. (1994), 11/15 et 3/12 sujets hémiparétiques avec une lésion droite avaient déjà présenté ou présentaient de l'héminégligence et/ou de l'hémianopsie, respectivement. Il est possible que ces distinctions expliquent l'absence de différence entre nos sujets droitiers et gauchers.

Quant à la lésion et à sa localisation, les seules précisions obtenues ont été fournies par les patients. Elles se limitaient donc dans la majorité des cas à l'identification du côté de la lésion et du type d'AVC (ischémique ou hémorragique). Tel que mentionné dans la recension des écrits de cette thèse (cf. Chapitre 2), le tableau clinique suite à un AVC dépend de l'étendue de l'atteinte et de la région du cerveau touchée (Miyai et Suzuki, 1999; Shelton et Reding, 2001). Il est envisageable qu'une connaissance plus approfondie de la localisation des lésions, par exemple, par la consultation des scans anatomiques, aurait pu révéler des informations utiles à l'interprétation des données.

6.3.4 Généralisation des résultats

La généralisation des résultats doit se restreindre aux individus hémiparétiques présentant les mêmes caractéristiques que ceux inclus dans la présente étude. Les participants ayant pris part à l'étude présentaient en

moyenne une bonne récupération motrice et particulièrement, tous étaient capables de se lever d'une chaise sans l'usage des membres supérieurs. Mis à part trois sujets, aucun n'avait de troubles de sensibilité ou proprioceptifs sévères. Par conséquent, chez une population d'individus hémiparétiques atteints plus sévèrement, présentant des troubles de sensibilité et dont l'AVC serait plus récent, il serait possible d'obtenir des résultats différents. De plus, le nombre de patients et la variabilité interindividuelle limitent possiblement la généralisation de certains résultats, par exemple, ceux issus des trois sous-groupes formés de six ou sept participants, mais il nous a été impossible de recruter davantage de sujets dans les délais de réalisation de cette thèse. Il faut donc interpréter ces résultats avec précaution et les comparer avec ceux d'autres études.

6.4 Avenues de recherche futures

Cette étude, étant la première à avoir analysé la distribution réelle et la perception des efforts aux genoux lors du PAD, a soulevé de nombreuses pistes pour des études futures. Ces pistes découlent, en partie, des limites précédemment identifiées. Les prochaines études pourraient tenter de reproduire les données de ce projet en incluant l'analyse biomécanique (étude de la cinématique et cinétique) afin de comparer les résultats de distribution d'efforts obtenus avec une approche mécanique, telle qu'utilisée par Milot et collaborateurs (2006), avec ceux d'une approche EMG. En conservant l'évaluation de la perception d'effort avec l'EVA, il serait possible de statuer si la perception d'effort cotée par les participants réfère à une exigence mécanique globale aux articulations ou encore si elle est davantage liée à l'effort d'une autre articulation que le genou (exemple, hanche).

L'utilisation d'un système d'analyse biomécanique du PAD permettrait de juger de l'importance de la stabilité posturale médio-latérale et antéro-

postérieure sur la distribution d'efforts et de MEC et de préciser l'influence de l'équilibre dans la réalisation de cette tâche (Duclos et al., 2008). Par ailleurs, avec cette analyse du mouvement plus élaborée, il serait possible d'identifier les différentes stratégies utilisées au tronc (Lecours et al., 2008).

Les prochaines études devraient aussi inclure l'évaluation de la force maximale globale de poussées bilatérales des deux membres inférieurs et les forces maximales en extension aux articulations des hanches et des genoux. Ceci permettrait d'une part, de voir l'influence de réaliser des contractions bilatérales et d'autre part, il serait possible de déterminer si la force globale d'extension est plus représentative que la force maximale à une articulation spécifique. Tel que mentionné précédemment, Simon et collaborateurs (2009) avaient utilisé une évaluation bilatérale pour l'obtention de leurs valeurs de forces maximales volontaires.

En ce qui a trait à la sélection des participants, il faudrait vérifier l'influence de facteurs tels que des pertes sévères de sensibilité et des atteintes importantes de l'équilibre sur la distribution et la perception des efforts. Ceci pourrait permettre de voir, par exemple, si les sujets hémiparétiques très instables en médio-latérales utilisent davantage une stratégie de distribution d'efforts aux genoux similaires alors que ceux moins instables tolèrent une plus grande asymétrie d'efforts aux genoux. Par ailleurs, considérant la variabilité interindividuelle rencontrée chez les patients hémiparétiques, il serait important de reprendre l'étude avec des sous-groupes comportant plus de sujets. Cette piste permettrait de confirmer certaines découvertes du présent projet.

De nouvelles études sont aussi requises pour poursuivre l'analyse de la planification des stratégies motrices en fonction de la tâche à effectuer afin d'ajouter des éléments aux résultats du présent projet et de déterminer ce qui survient lors d'activités prolongées en général. La technologie de laboratoire permet maintenant d'enregistrer les données sur de longues périodes de temps

et les instruments, tel un tapis roulant instrumenté, permettent de mettre les patients au défi dans des tâches répétées et prolongées. Pour ces études, il faudra bien s'assurer de comparer l'effet de faire connaître ou non la durée de la tâche aux participants car cela pourrait permettre d'évaluer l'influence de la tâche à réaliser sur l'asymétrie motrice.

La présente thèse dicte aussi des avenues de recherche plus cliniques. Par exemple, il serait intéressant pour les cliniciens d'élaborer des protocoles d'évaluation des réponses perceptives des patients en réadaptation et d'en étudier les liens avec les déficiences physiques et la performance fonctionnelle aux tests cliniques. Il leur serait aussi possible d'évaluer en cours de réadaptation, l'influence de l'évolution de ces réponses perceptives sur la récupération. Des tâches simples à complexes pourraient être étudiées.

En somme, cette étude a ouvert la voie à plusieurs autres recherches futures qui permettront d'éclaircir davantage les raisons de l'utilisation de stratégies asymétriques chez les individus hémiparétiques.

CHAPITRE 7 CONCLUSION

Jusqu'à ce jour, aucune étude ne semble avoir tenté d'expliquer pourquoi les individus présentant une hémiparésie préconisent une stratégie de MEC asymétrique lorsqu'ils se lèvent spontanément d'une chaise alors qu'il a été démontré qu'ils ont la capacité de performer plus symétriquement. Par conséquent, l'objectif général de cette thèse était de déterminer si l'exécution spontanée du PAD des sujets hémiparétiques, caractérisée par une asymétrie de MEC, est expliquée par la production de niveaux d'effort symétriques aux genoux en utilisant le TUM_{EMG} pour quantifier ces efforts. Le deuxième objectif consistait à déterminer jusqu'à quel point les individus hémiparétiques sont conscients des stratégies motrices qu'ils utilisent lors du PAD en évaluant leurs perceptions de MEC et d'efforts aux genoux durant ce transfert.

Le présent projet de doctorat a apporté une contribution originale à l'avancement des connaissances sur les stratégies motrices utilisées par les individus hémiparétiques pour se lever d'une chaise ainsi que sur le niveau de conscience qu'ils ont de leur propre performance lors de ce transfert. En effet, la distribution des efforts aux genoux dans une tâche fonctionnelle bilatérale complexe telle que le transfert assis à debout n'avait jamais encore été étudiée chez cette clientèle. Par ailleurs, aucune autre étude n'avait évalué la capacité des individus hémiparétiques à percevoir les variations de leurs distributions de MEC et d'efforts aux genoux, induites par l'imposition de différentes positions des pieds, durant l'exécution du PAD. Cette étude a également analysé la planification motrice des individus post-AVC par le biais d'une comparaison entre les distributions de MEC et d'efforts aux genoux obtenues lors de la première répétition d'un test clinique impliquant l'exécution de cinq PAD consécutifs et celles recueillies lors d'un seul transfert spontané. Bien que

certaines études aient examiné l'effet de marcher pendant des périodes de temps différentes (12 minutes vs 6 minutes), aucune n'avait présenté l'influence du nombre de répétitions à effectuer sur la stratégie d'exécution chez cette population.

Étant donné le caractère novateur de ce projet de thèse, le protocole a été bâti à partir de connaissances théoriques et de celles recueillies dans des tâches impliquant des mouvements simples uni ou multi articulaires. Il n'est donc pas étonnant que certaines limites à l'étude aient dû être énoncées. Cependant, ce caractère inédit de la thèse, obligeant des analyses rigoureuses des données, a aussi mené à des résultats d'importance tels que la difficulté des personnes hémiparétiques à juger de leur effort et le fait que les stratégies d'exécution de ces individus puissent varier en fonction du degré d'asymétrie de force musculaire volontaire des extenseurs des genoux. De plus, l'identification claire des limites de ce projet constitue, en soi, un avancement des connaissances puisqu'elle précise les éléments à considérer dans les études futures sur l'analyse du PAD.

Dans le cadre de ce projet, la distribution et la perception de la MEC et des efforts aux genoux lors du PAD ont été évaluées chez 19 participants hémiparétiques dans quatre positions de pieds différentes et ces résultats ont été comparés à ceux d'un groupe de 16 sujets sains évalués dans les mêmes conditions. De ce fait, une quantité considérable de données ont été recueillies et le choix de la meilleure façon pour les analyser et les interpréter afin d'arriver à répondre aux objectifs et hypothèses proposés a nécessité une réflexion profonde et soutenue. Par exemple, la décision d'objectiver les efforts par le TUM_{EMG} , justifiée, entre autres, par le volet de l'évaluation de la perception des efforts et la présence de co-contractions aux membres inférieurs lors de cette tâche, a été importante. Cependant, le caractère dynamique de la tâche évaluée a nécessité une vérification rigoureuse et laborieuse de chacun des signaux EMG afin de s'assurer de l'absence de bruits influents sur les signaux.

L'évaluation de la perception de la distribution de la MEC et des efforts aux genoux a exigé l'élaboration d'une EVA dont les résultats reflèteraient adéquatement la notion de distribution bilatérale de MEC et d'efforts. Il a également fallu innover pour déterminer la meilleure façon de rapporter les données objectives d'efforts afin qu'elles correspondent au concept de distribution de poids de la variable MEC. Il faut aussi mentionner que le classement des sujets hémiparétiques en sous-groupes, bien qu'apparaissant logique à posteriori, a nécessité de nombreuses analyses des données cliniques et individuelles des participants afin de déterminer les facteurs pouvant expliquer la variabilité dans les données, entre autres, au niveau des stratégies de distribution des efforts aux genoux observées.

Le travail de cette thèse est d'envergure puisqu'il a mené à la rédaction de quatre articles scientifiques; un publié (article 1), deux soumis (articles 2 et 4) et un article (#3) qui est en processus de soumission. Tous ces articles devraient être publiés dans des revues importantes pour le domaine d'étude. Par exemple, les résultats du premier article sont publiés dans la revue *Stroke*; une des revues du domaine ayant le plus haut facteur d'impact. Qui plus est, les résultats de ces études ont fait l'objet de présentations scientifiques dans des congrès sur les scènes québécoise, nationale et internationale, ce qui augmente leurs diffusions aux pairs et aux autres acteurs du domaine. En résumé, les résultats de cette étude ont permis de démontrer que la distribution des efforts aux genoux lors du PAD spontané a tendance à suivre la distribution de MEC lorsque les données moyennes des individus hémiparétiques sont examinées. Toutefois, chez ceux présentant une asymétrie de force musculaire sévère, la distribution d'efforts aux genoux tend à se symétriser alors que l'asymétrie de MEC persiste. Ce résultat suggère donc que la distribution des efforts aux genoux doit être considérée parmi les facteurs explicatifs de la performance asymétrique spontanée des individus hémiparétiques lors du PAD. En ce qui a trait à la perception des efforts et de la MEC, les sujets hémiparétiques perçoivent mieux leur distribution de MEC que leur distribution d'efforts aux

genoux mais leurs erreurs de perception de MEC sont plus grandes que celles des sujets sains. En ajout à ces résultats, la comparaison des distributions de MEC et d'efforts aux genoux du test clinique assis à debout de cinq répétitions (« *5R-STTS* » test) à celles du transfert spontané a permis de dévoiler, chez les individus hémiparétiques, l'existence d'une planification motrice différente en fonction du nombre de répétitions lors du PAD. Aussi, l'ensemble de ces résultats sera assurément profitable pour la pratique clinique des intervenants en réadaptation puisqu'il y a actuellement très peu d'évidences scientifiques sur les stratégies motrices des personnes hémiparétiques pour la tâche du PAD. Les messages à retenir sont que la MEC est mieux perçue que l'effort, qu'il faut se soucier d'évaluer davantage la perception des patients, que la sévérité de l'atteinte influence l'exécution du PAD et que la majorité des patients sont capables de se lever d'une chaise avec une MEC symétrique. Du point de vue des interventions pour améliorer la performance lors de cette tâche, il s'avère que l'augmentation de la force musculaire aux extenseurs du genou est importante, que la répétition du PAD pourrait aussi être utilisée tout en ne dévoilant pas au patient le nombre de répétitions à exécuter et que la rééducation du PAD dans la position pied parétique placé derrière devrait être davantage encouragée afin d'augmenter l'usage du membre parétique.

En conclusion, cette thèse a contribué à l'enrichissement des connaissances en tentant d'expliquer les raisons de la performance asymétrique des individus hémiparétiques lors du PAD alors que, la majorité d'entre eux, ont la capacité d'être plus symétriques. Les résultats du projet réalisé ouvrent la voie à d'autres recherches, lesquelles permettront peut-être de déterminer si le modèle de coordination bilatérale ou d'efforts bilatéraux symétriques est à la base de l'exécution des activités fonctionnelles telles que le PAD et de trouver d'autres facteurs explicatifs de l'asymétrie de performance caractéristique des personnes hémiparétiques.

CHAPITRE 8 BIBLIOGRAPHIE

- Adams, R. W., Gandevia, S. C., et Skuse, N. F. (1990). The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain*, 113, 1459-1476.
- Andrews, A. W., et Bohannon, R. W. (2000). Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clin Rehabil*, 14(1), 79-87.
- Andrews, A. W., et Bohannon, R. W. (2003). Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 84(1), 125-130.
- Babault, N., Pousson, M., Ballay, Y., et Van Hoecke, J. (2001). Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric and eccentric contractions. *J Appl Physiol*, 91(6), 2628-2634.
- Baer, G., et Ashburn, A. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 76, 844-849.
- Basmajian, J., et DeLuca, C. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography* (5th Eds.). Baltimore: Williams and Wilkins.
- Belgen, B., Beninato, M., Sullivan, P. E., et Narielwalla, K. (2006). The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(4), 554-561.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., et Williams, J. I. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*, 27(1), 27-36.
- Bertrand, A. M., et Bourbonnais, D. (2001). Effects of upper limb unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(3), 403-411.
- Bertrand, A. M., Mercier, C., Shun, P. L., Bourbonnais, D., et Desrosiers, J. (2004). Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *J Neurophysiol*, 91(4), 1579-1585.

- Bertrand, M. (2004). Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral. Thèse de doctorat, Université de Montréal, Montréal.
- Bohannon, R. W. (1987). Relationship between static strength and various other measures in hemiparetic stroke patients. *Int. Rehabil Med*, 8, 125-128
- Bohannon, R. W. (1988). Determinants of transfer capacity in patients with hemiparesis. *Physiotherapy Canada*, 40(4), 236-239.
- Bohannon, R. W., Waters, G., et Cooper, J. (1989). Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills*, 69(3 Pt 1), 875-880.
- Bohannon, R. W. (1990). Electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles during four activities in stroke patients. *Int J Rehabil Res*, 13, 80-82.
- Bohannon, R. W., et Tinti-Wald, D. (1991). Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Percept Mot Skills*, 72(3 Pt 1), 935-941.
- Bohannon, R., et Walsh, S. (1992). Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 73, 721-725.
- Bohannon, R. (1995). Measurement, nature and implications of skeletal muscle strength in patients with neurological disorders. *Clin Biomech*, 10(6), 283-292.
- Bohannon, R., et Andrews, A. (1995a). Limb muscle strength is impaired bilaterally after stroke. *J Phys Ther Sci*, 7, 1-7.
- Bohannon, R., Cassidy, D., et Walsh, S. (1995b). Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clin Rehabil*, 9, 47-51.
- Bohannon, R. (1998). Alternatives for measuring knee extension strength of the elderly at home. *Clin Rehabil*, 12, 434-440.
- Bohannon, R. (2006). Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. *Percept Mot Skills*, 103, 215-222.

- Bohannon, R., Shove, M., Barreca, S., Masters, L., et Sigounin, C. (2007). Five-repetition sit-to-stand test performance by community-dwelling adults: a preliminary investigation of times, determinants and relationship with self-reported physical performance. *Isokinet Exerc Sci*, 15, 77-81.
- Borg, G. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*, 14(5), 377-381.
- Bourbonnais, D., et Vanden Noven, S. (1989). Weakness in patients with hemiparesis. *Am J Occup Ther*, 43(5), 313-319.
- Bourbonnais, D., Vanden Noven, S., et Pelletier, R. (1992). Incoordination in patients with hemiparesis. *Can J Public Health*, 83 Suppl 2, S58-63.
- Brière, A., Lauziere, S., Gravel, D., et Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 41(8), 1704-1708.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A., et Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(7), 924-929.
- Burdett, R. G., Habasevich, R., Pisciotta, J., et Simon, S. R. (1985). Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys Ther*, 65(8), 1177-1183.
- Burgess, P. R., et Jones, L. F. (1997). Perceptions of effort and heaviness during fatigue and during the size-weight illusion. *Somatosens Mot Res*, 14(3), 189-202.
- Cafarelli, E. (1982). Peripheral contributions to the perception of effort. *Med Sci Sports Exerc*, 14(5), 382-389.
- Cafarelli, E., et Bigland-Ritchie, B. (1979). Sensation of static force in muscles of different length. *Exp Neurol*, 65(3), 511-525.
- Campbell, A. J., Borrie, M. J., et Spears, G. F. (1989). Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol*, 44(4), M112-117.

- Canning, C. G., Ada, L., et O'Dwyer, N. (1999). Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(1), 66-70.
- Carr, J. (1992). Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8, 159-164.
- Carr, J., et Shepherd, R. (1998). *Neurological Rehabilitation: optimizing motor performance* (Butterworth-Heinemann ed.), Sydney.
- Carson, R. G., Riek, S., et Shahbazpour, N. (2002). Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *J Physiol*, 539(Pt 3), 913-925.
- Cavanagh, P., et Komi, P. (1979). Electromechanical Delay in Human Skeletal Muscle under Concentric and Eccentric Contractions. *Eur J Appl Physiol*, 42, 159-163.
- Chandler, J., Duncan, P., Kochersberger, G., et Studenski, S. (1998). Is lower extremity strength gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders? *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 24-30.
- Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y., et Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(9), 1043-1046.
- Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., et Hong, W. H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 83(1), 10-16.
- Chou, S. W., Wong, A. M., Leong, C. P., Hong, W. S., Tang, F. T., et Lin, T. H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42-47.
- Coghlin, C., et McFadyen, D. (1994). Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clin Biomech*, 9, 85-92.
- Cole, J. D., et Sedgwick, E. M. (1992). The perceptions of force and of movement in a man without large myelinated sensory afferents below the neck. *J. Physiol. (Lond.)*, 449, 503-515.

- Colebatch, J. C., et Gandevia, S. C. (1989). The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain*, 112, 749-763.
- Cress, M. E., Schechtman, K. B., Mulrow, C. D., Fiatarone, M. A., Gerety, M. B., et Buchner, D. M. (1995). Relationship between physical performance and self-perceived physical function. *J American Geriatr Soc*, 43, 93-101.
- Csuka, M., et McCarty, D. J. (1985). Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med*, 78(1), 77-81.
- Davies, J. M., Mayston, M. J., et Newham, D. J. (1996). Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. *Disabil Rehabil*, 18(2), 83-90.
- De Bujanda, E., Nadeau, S., et Bourbonnais, D. (2004). Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 13(2), 58-69.
- De groot, I., Bussmann, H., Stam, H., et Verhaar, J. (2008). Small increase of actual physical activity 6 months after a total hip or knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 466, 2201-2208.
- Dean, C. M., Richards, C. L., et Malouin, F. (2001). Walking speed over 10 metres overestimates locomotor capacity after stroke. *Clin Rehabil*, 15(4), 415-421.
- DeLuca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13, 135-163.
- Dettmers, C., Lemon, R. N., Stephan, K. M., Fink, G. R., et Frackowiak, R. S. (1996). Cerebral activation during the exertion of sustained static force in man. *Neuroreport*, 7(13), 2103-2110.
- Di Fabio, R. (1987). Lower extremity antagonist muscle response following standing perturbation in subjects with cerebrovascular disease. *Brain Res*, 406, 43-51.
- Di Fabio, R., Badke, M., et Duncan, P. (1986). Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion: analysis of bilateral long latency responses. *Brain Res*, 363, 257-264.

- Dickstein, R., Shefi, S., Marcovitz, E., et Villa, Y. (2004). Electromyographic activity of voluntarily activated trunk flexor and extensor muscles in post-stroke hemiparetic subjects. *Clin Neurophysiol*, 115(4), 790-796.
- Doorenbosch, C., Harlaar, J., Roebroek, M., et Lankhorst, G. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech*, 27(11), 1299-1307.
- Duclos, C., Nadeau, S., et Lecours, J. (2008). Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, 22(6), 715-722.
- Eng, J. J., Chu, K. S., Dawson, A. S., Kim, C. M., et Hepburn, K. E. (2002). Functional walk tests in individuals with stroke: relation to perceived exertion and myocardial exertion. *Stroke*, 33(3), 756-761.
- Eng, J. J., et Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(8), 1138-1144.
- Engardt, M., et Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med*, 24, 67-74.
- Engardt, M., Ribbe, T., et Olsson, E. (1993). Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehabil Med*, 25, 41-48.
- Engardt, M. (1994a). Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. *Scand J Rehabil Med*, 26(2), 65-69.
- Engardt, M. (1994b). Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 31, 1-57.
- Engardt, M., et Knutsson, E. (1994). Dynamic thigh muscle strength after auditory feedback training of body weight distribution in stroke patients. *Physiotherapy Theory and Practice*, 10, 103-112.

- Eriksrud, O., et Bohannon, R. W. (2003). Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Phys Ther*, 83(6), 544-551.
- Fleckenstein, S. J., Kirby, R. L., et MacLeod, D. A. (1988). Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech*, 21(11), 915-918.
- Fleury, M., Bard, C., Teasdale, N., Paillard, J., Cole, J., Lajoie, Y., et al. (1995). Weight judgment. The discrimination capacity of a deafferented subject. *Brain*, 118 (Pt 5), 1149-1156.
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., et McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, 12, 189-198.
- Fondation des maladies du cœur (2011). www.fmcoeur.ca (site visité en juillet 2011)
- Gandevia, S. C., et McCloskey, D. I. (1977a). Sensations of heaviness. *Brain*, 100(2), 345-354.
- Gandevia, S. C., et McCloskey, D. I. (1977b). Effects of related sensory inputs on motor performances in man studied through changes in perceived heaviness. *J. Physiol.*, 272, 653-672.
- Gandevia, S. C., et McCloskey, D. I. (1977c). Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. *J. Physiol.*, 272, 673-689.
- Gandevia, S. C., et McCloskey, D. I. (1978). Interpretation of perceived motor commands by reference to afferent signals. *J Physiol*, 283, 493-499.
- Gandevia, S. C. (1978). The sensation of heaviness after surgical disconnection of the cerebral hemispheres in man. *Brain*, 101, 295-305.
- Gandevia, S. C. (1982). The perception of motor commands or effort during muscular paralysis. *Brain*, 105(Pt 1), 151-159.
- Gandevia, S. C. (1987). Roles for perceived voluntary motor commands in motor control. *Trends Neurosci*, 10, 81-85.

- Gandevia, S. C. (1995). *Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands*. New York: Oxford University Press.
- Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D., et Arsenault, B. (1992). Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain*, 115, 1193-1207.
- Gauthier, L. (1989). The bells test: a quantitative and qualitative test for visual neglect. *Int J Clin Neuropsychol*, 11, 49-54.
- Geurts, A. C., de Haart, M., van Nes, I. J., et Duysens, J. (2005). A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture*, 22(3), 267-281.
- Goulart, F. R., et Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol*, 110(9), 1634-1640.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., et al. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Gregory, J. E., Brockett, C. L., Morgan, D. L., Whitehead, N. P., et Proske, U. (2002). Effect of eccentric muscle contractions on Golgi tendon organ responses to passive and active tension in the cat. *J Physiol*, 538(Pt 1), 209-218.
- Gross, M. M., Stevenson, P. J., Charette, S. L., Pyka, G., et Marcus, R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture*, 8(3), 175-185.
- Harridge, S. D., Kryger, A., et Stensgaard, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve*, 22(7), 831-839.
- Harris, M., Polkey, M., Bath, P., et Moxham, J. (2001). Quadriceps muscle weakness following acute hemiplegic stroke. *Clin Rehabil*, 15, 274-281.
- Hébert, L. J., Gravel, D., et Arsenault, B. (1995). Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilisation ratios. *Scand J Rehabil Med*, 27, 83-88.

- Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M., et Mauritz, K. H. (1994). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med*, 26(3), 161-166.
- Hesse, S., Schauer, M., Petersen, M., et Jahnke, M. (1998). Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scand J Rehabil Med*, 30, 81-86.
- Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M., et Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *J Neurophysiol*, 82(6), 3021-3029.
- Hodgson, C. (1998). Prevalence and disabilities of community-living seniors who report the effect of stroke. *Can Med Assoc J.*, 159(6 Suppl), S9-14.
- Horak, F., Esselman, P., Anderson, M., et Lynch, M. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 47, 1020-1028.
- Huskisson, E. C. (1983). Visual analogue scale. In *Pain measurements and assessment*. (pp. 33-37). New York: Raven.
- Hutchinson, E. B., Riley, P. O., et Krebs, D. E. (1994). A dynamic analysis of the joint forces and torques during rising from a chair. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(2), 49-56.
- Johansson, R. (1996). Sensory control of dexterous manipulation in humans. In A. Wing, P. Haggard et J. Flanagan (Eds.), *Hand and Brain: the neurophysiology and psychology of hand movements*. (pp. 381-414). San Diego (CA): Academic Press.
- Jones, L. A. (1983). Role of central and peripheral signals in force sensation during fatigue. *Exp Neurol*, 81(2), 497-503.
- Jones, L. A., et Hunter, I. W. (1983a). Effect of fatigue on force sensation. *Exp Neurol*, 81(3), 640-650.
- Jones, L. A., et Hunter, I. W. (1983b). Perceived force in fatiguing isometric contractions. *Percept Psychophys*, 33(4), 369-374.

- Jones, L. A., et Hunter, I. W. (1983c). Force and EMG correlates of constant effort contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 51(1), 75-83.
- Jones, L. A. (1986). Perception of force and weight: theory and research. *Psychol Bull*, 100(1), 29-42.
- Jones, L. A. (1995). The senses of effort and force during fatiguing contractions. *Adv Exp Med Biol*, 384, 305-313.
- Kamen, G. (2004). Electromyographic Kinesiology. In D. Gordon et E. Robertson (Eds.), *Research methods in biomechanics* (pp. 163-181). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kawagoe, S., Tajima, N., et Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J Orthop Sci*, 5(2), 124-133.
- Kawakami, Y., Sale, D. G., MacDougall, J. D., et Moroz, J. S. (1998). Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 77(3), 212-216.
- Kent-Braun, J. A., et Le Blanc, R. (1996). Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans. *Muscle Nerve*, 19(7), 861-869.
- Kerr, K., White, J., Barr, D., et Mollan, J. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech*, 12(4), 236-245.
- Khemplani, M. M., Carr, J. H., et Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(4), 236-246.
- Kilbreath, S. L., Refshauge, K., et Gandevia, S. C. (1997). Differential control of the digits of the human hand: evidence from digital anaesthesia and weight matching. *Exp Brain Res*, 117(3), 507-511.
- Kingsley, R. (1996). *Concise test of neuroscience*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Knutsson, E., et Martensson, A. (1980). Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic reflexes and antagonist coactivation. *Scand J Rehabil Med*, 12, 93-106.

- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., et Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(10), 1095-1099.
- Kralj, A., Jeager, R., et Munih, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: Définitions and normatives data presentation. *J Biomech*, 23(11), 1123-1138.
- Lafargue, G., et Sirigu, A. (2002). Effort sensation is altered in Huntingtons's disease. *Neuropsychologia*, 40, 1654-1661.
- Lafargue, G., Paillard, J., Lamarre, Y., et Sirigu, A. (2003). Production and perception of grip force without proprioception: is there a sense of effort in deafferented subjects? *Eur J Neurosci*, 17, 2741-2749.
- Lafargue, G., et Sirigu, A. (2006). The nature of the sense of effort and its neural substrate. *Rev Neurol (Paris)*, 162(6-7), 703-712.
- Lauzière, S., Brière, A., et Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand task in healthy young and elderly individuals. *Percept Mot Skills*, 111(1), 187-198.
- Lecours, J., Nadeau, S., Gravel, D., et Teixeira, L. (2008). Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*, 40, 200-207.
- Levin, M. F., et Hui-Chan, C. W. Y. (1992). Relief of hemiparetic spasticity Tens is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr clin Neurophysiol*, 85, 131-142.
- Lin, Y. C., Davey, R. C., et Cochrane, T. (2001). Tests for physical function of the elderly with knee and hip osteoarthritis. *Scand J Med Sci Sports*, 11(5), 280-286.
- Lomaglio, M. J., et Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*, 22(2), 126-131.
- Lord, S. R., Murray, S. M., Chapman, K., Munro, B., et Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and

- psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 57(8), M539-543.
- Marque, P., Felez, A., Puel, M., Demonet, J., Guiraud-Chaumeil, B., Roques, C., et al. (1997). Impairment and recovery of left motor function in patients with right hemiplegia. *J Neurol, Neurosurg Psychiatry*(62), 77-81.
- McCarthy, E. K., Horvat, M. A., Holtsberg, P. A., et Wisenbaker, J. M. (2004). Repeated chair stands as a measure of lower limb strength in sexagenarian women. *J Gerontolog: medical sciences*, 59A(11), 1207-1212.
- McCloskey, D. I., Ebeling, P., et Goodwin, G. M. (1974). Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a "sense of effort". *Exp Neurol*, 42(1), 220-232.
- McCloskey, D. I. (1974). Muscular and cutaneous mechanisms in the estimation of the weights of grasped objects. *Neuropsychologia*, 12(4), 513-520.
- McCloskey, D. I., Gandevia, S. C., Porter, E. K., et Colebatch, J. C. (1983). Muscle sense and effort: Motor commands and judgements about muscular contractions. *Adv Neurol*, 39, 151-167.
- Merletti, R., et Hermens, H. J. (2004). Detection and conditioning of the surface emg signal. In R. Merletti et P. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications* (pp. 107-131). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Milot, M. H., Nadeau, S., Gravel, D., et Requiao, L. F. (2006). Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 37(8), 2070-2075.
- Milot, M. H., Nadeau, S., et Gravel, D. (2007). Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, Apr; 17(2), 184-193.
- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., et Nisell, R. (1989). Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comput*, 27(2), 181-190.

- Mong, Y., Teo, T. W., et Ng, S. S. (2010). 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(3), 407-413.
- Monger, C., Carr, J. H., et Fowler, V. (2002). Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. *Clin Rehabil*, 16(4), 361-367.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, B., et 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, B., et Bourbonnais, D. (1999). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech*, 14, 125-135.
- Nadeau, S., Gravel, D., et Olney, S. (2001). Determinants, limiting factors, and compensatory strategies in gait. *Crit Rev Phys Rehabil Med*, 13(1), 1-25.
- Nadeau, S., Desjardins, P., Brière, A., Roy, G., et Gravel, D. (2008). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Med Biol Eng Comput*, 46, 299-306.
- Nicolas, G., Marchand-Pauvert, V., Lasserre, V., Guihenneuc-Jovyaux, C., Pierrot-Deseilligny, E., et Jami, L. (2005). Perception of non-voluntary brief contractions in normal subjects and in a deafferented man. *Exp Brain Res*, 161, 166-179.
- Noble, B. J., Metz, K. F., Pandolf, K. B., Bell, C. W., Cafarelli, E., et Sime, W. E. (1973). Perceived exertion during walking and running. II. *Med Sci Sports*, 5(2), 116-120.
- Nowak, D. A., Glasauer, S., et Hermsdörfer, J. (2004). How predictive is grip force control in the complete absence of somatosensory feedback? *Brain*, 127, 1-11.
- Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A., et Hirt, S. (1986). Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. *Phys Ther*, 66(11), 1708-1713.
- Olney, S., et Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part 1 : characteristics. *Gait and Posture*, 4, 136-148.

- O'Sullivan, S., et Schmitz, T. (2001). *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment* (Fourth ed.). Philadelphia: F.A. Davis Compagny.
- Ouellette, M. M., LeBrasseur, N. K., Bean, J. F., Phillips, E., Stein, J., Frontera, W. R., et al. (2004). High-intensity resistance training improves muscle strength, self-reported function, and disability in long-term stroke survivors. *Stroke*, 35(6), 1404-1409.
- Pai, Y. C., et Rogers, M. W. (1990). Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*, 22(3), 378-384.
- Pai, Y. C., et Rogers, M. W. (1991a). Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*, 23(2), 225-230.
- Pai, Y. C., et Rogers, M. W. (1991b). Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, 72(11), 881-885.
- Paillex, R., et So, A. (2003). [Standing posture of adults: effects of a stroke]. *Ann Readapt Med Phys*, 46(2), 71-78.
- Park, E., Park, C., Lee, H., Kim, D., Lee, D., et Cho, S. (2003). The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait and Posture*, 17, 43-49.
- Paulignan, Y., Dufossé, M., Hugon, M., et Massion, J. (1989). Acquisition of coordination between posture and movement in a bimanual task. *Exp Brain Res*, 77, 337-348.
- Pedretti, L. W. (1985). Evaluation of sensation, perception and cognition. In L. W. Pedretti et B. Zoltan (Eds.), *Occupational Therapy: Practice Skills for Physical Dysfunction*, ed 2 (pp. 99). St-Louis: CV Mosby.
- Pérennou, D., Pélissier, J., et Amblard, B. (1996). La posture et le contrôle postural du patient cérébrolésé vasculaire : une revue de la littérature. *Ann Réadaptation Méd Phys*, 39, 497-513.
- Perennou, D. A., Amblard, B., Laassel el, M., et Pelissier, J. (1997). Hemispheric asymmetry in the visual contribution to postural control in healthy adults. *Neuroreport*, 8(14), 3137-3141.

- Perennou, D., Benaim, C., Rouget, E., Rousseaux, M., Blard, J. M., et Pelissier, J. (1999). Postural balance following stroke: towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere. *Rev Neurol (Paris)*, 155(4), 281-290.
- Perennou, D. (2005). Weight bearing asymmetry in standing hemiparetic patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 76(5), 621.
- Podsiadlo, D., et Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.*, 39(2), 142-148.
- Prilutsky, B. I., et Gregor, R. J. (2001). Swing-and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. *J Exp Biol*, 204, 2277-2287.
- Prochazka, A. (1996). Proprioceptive feedback and movement regulation. New York: Oxford University Press.
- Requiao, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., Bourbonnais, D., et Gagnon, D. (2005). Quantification of the levels of efforts at the plantar flexors and hip extensor and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J Electromyogr Kinesiol*, 15, 393-405.
- Richards, C., Malouin, F., Durand, A., et Moffet, H. (1989). Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor task. *Seminars in Orthopaedics*, 4(2), 120-129.
- Rimmer, J. H., et Wang, E. (2005). Aerobic exercise training in stroke survivors. *Top Stroke Rehabil*, 12(1), 17-30.
- Rode, G., Tiliket, C., et Boisson, D. (1997). Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med*, 29(1), 11-16.
- Rodosky, M. W., Andriacchi, T. P., et Andersson, G. B. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*, 7(2), 266-271.
- Roebroeck, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R., et Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech*, 9, 235-244.

- Roland, P. E. (1978). Sensory feedback to the cerebral cortex during voluntary movement in man. *Behav Brain Sci*, 1, 129-171.
- Roland, P. E., et Ladegaard-Pedersen, H. (1977). A quantitative analysis of sensations of tension and of kinaesthesia in man. Evidence for a peripherally originating muscular sense and for a sense of effort. *Brain*, 100(4), 671-692.
- Rothwell, J. C., Traub, M. M., Day, B. L., Obeso, J. A., Thomas, P. K., et Marsden, C. D. (1982). Manual motor performance in a deafferented man. *Brain*, 105 (Pt 3), 515-542.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., et 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., et 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)*, 22(7), 795-804.
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E., et Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(9), 1204-1212.
- Sanes, J. N., et Shadmehr, R. (1995). Sense of muscular effort and somesthetic afferent information in humans. *Can J Physiol Pharmacol*, 73(2), 223-233.
- Schaefer, L., et Bohannon, R. (1990). Perception of Unilateral Lower Extremity Weightbearing During Unilateral and Bilateral Upright Stance. *Percept Mot Skills*, 71(1), 123-128.
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., et Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*, 70(10), 638-648; discussion 648-651.

- Schenkman, M., Riley, P., et Pieper, C. (1996). Sit to stand from progressively lower seat heights-alterations in angular velocity. *Clin Biomech*, 11(3), 153-158.
- Schultz, A., Alexander, N., et Ashton-Miller, J. (1992). Biomechanical analyse of rising from a chair. *J Biomech*, 25(12), 1383-1391.
- Sheikh, J. I., et Yesayage, J. A. (1968). Geriatric Depression Scale : recent evidence and development of a shorter version. *Clin Gerontol*, 5, 165-173.
- Shelton, F. N., et Reding, M. J. (2001). Effect of lesion location on upper limb motor recovery after stroke. *Stroke*, 32(1), 107-112.
- Shepherd, R., et Koh, H. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med*, 28, 79-88.
- Shield, A., et Zhou, S. (2004). Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Med*, 34(4), 253-267.
- Simon, A. M., et Ferris, D. P. (2008). Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Exp Brain Res*, 187(1), 129-138.
- Simon, A. M., Kelly, B. M., et Ferris, D. P. (2009). Sense of effort determines lower limb force production during dynamic movement in individuals with poststroke hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, 23(8), 811-818.
- Slijper, H., Latash, M. L., Rao, N., et Aruin, A. S. (2002). Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clin Neurophysiol*, 113(5), 642-655.
- Stevens, J. C., et Cain, W. S. (1970). Effort in isometric muscular contractions related to force level and duration. *Percept. psychophysics*, 8, 240-244.
- Taub, E., Uswatte, G., et Morris, D. M. (2003). Improved motor recovery after stroke and massive cortical reorganization following Constraint-Induced Movement therapy. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 14(1 Suppl), S77-91, ix.

- Teasdale, N., Forget, R., Bard, C., Paillard, J., Fleury, M., et Lamarre, Y. (1993). The role of proprioceptive information for the production of isometric forces and for handwriting tasks. *Acta Psychol (Amst)*, 82(1-3), 179-191.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., McBride, I., et Olney, S. J. (2001). Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J Rehabil Med*, 33(2), 53-60.
- Thibault, A., Forget, R., et Lambert, J. (1994). Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensation in children: a reliability study. *Dev Med Child Neurol*, 36(9), 796-812.
- Tsuji, I., et Nakamura, R. (1987). The altered time course of tension development during the initiation of fast movements in hemiplegic patients. *Tohoku J Exp Med*, 151, 137-143.
- Vander Linden, D. W., Brunt, D., et McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(6), 653-660.
- Vandervoort, A. A., Sale, D. G., et Moroz, J. (1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J Appl Physiol*, 56, 46-51.
- Ward, A. B. (2011). A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. *Eur J Neurol*, Jun 27. doi: 10.1111/j.1468-1331.2011.03448.x. [Epub ahead of print].
- Weiss, A., Suzuki, T., Bean, J., et Fielding, R. A. (2000). High intensity strength training improves strength and functional performance after stroke. *Am J Phys Med Rehabil*, 79(4), 369-376; quiz 391-364.
- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S., et Furman, J. M. (2005). Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Phys Ther*, 85(10), 1034-1045.
- Wolpert, D. M., et Miall, R. C. (1996). Forward Models for Physiological Motor Control. *Neural Netw*, 9(8), 1265-1279.

Yoshida, K., Iwakura, H., et Inoue, F. (1983). Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals. *Scand J Rehabil Med*, 15(3), 133-140.

Zips, P. (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *Eur J Appl Physiol*, 50, 41-54.

ANNEXE I

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, par voie accélérée, le projet de recherche **CRIR-316-0807** intitulé:

« La perception de la distribution du poids et de l'effort aux membres inférieurs lors du passage assis à debout chez les sujets hémiparétiques / Perceived Weight Distribution and Effort at the Lower Limbs during Sit-to-stand Transfers in Individuals with Chronic Stroke ».

Présenté par: **Sylvie Nadeau, Anabèle Briere, Susan Crabb, Patrick Dehail**

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :


- Formulaire A daté du 22 août 2007 ;
- Preuve d'octroi de fonds du REPAR-FRSQ, datée du 30 avril 2007 ;
- Formulaire d'évaluation de la convenance institutionnelle de l'Institut de réadaptation de Montréal, mentionnant l'acceptation du projet sur le plan de la convenance institutionnelle.
- Protocole de recherche intitulé « Perceived Weight Distribution and Effort at the Lower Limbs during Sit-to-stand Transfers in Individuals with Chronic Stroke » (version du 13 septembre 2007, telle que datée et approuvée par le CÉR) ;
- Formulaires de consentement, en version française et anglaise (version du 13 septembre 2007, telle que datée et approuvée par le CÉR) ;
- Affiches de recrutement, en version française et anglaise (version du 13 septembre 2007, telle que datée et approuvée par le CÉR).

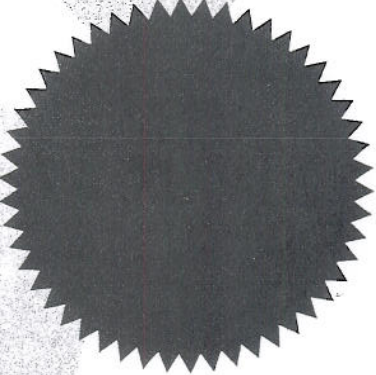
Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation de Montréal.**

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. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
3. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
4. Aviser le CÉR de la clôture (abandon ou interruption prématurée) du projet de recherche ;

5. 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 ;
6. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.


Me Michel T. Giroux
Président du CÉR


Date d'émission
13 septembre 2007

Certificat d'éthique (Renouvellement)

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-316-0807** intitulé :


« La perception de la distribution du poids et de l'effort aux membres inférieurs lors du passage assis à debout chez les sujets hémiparétiques / Perceived Weight Distribution and Effort at the Lower Limbs during Sit-to-stand Transfers in Individuals with Chronic Stroke ».

Présenté par: **Sylvie Nadeau, Anabèle Brière, Susan Crabb, Patrick Dehail.**

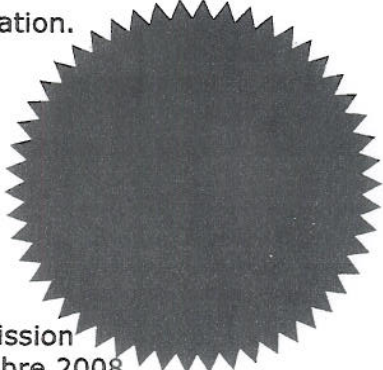
Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Ce projet se déroule dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation de Montréal.**

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

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. 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 ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.



Me Michel T. Giroux
Président du CÉR



Date d'émission
13 septembre 2008

Certificat d'éthique
(Renouvellement)

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-316-0807** intitulé :

« **La perception de la distribution du poids et de l'effort aux membres inférieurs lors du passage assis à debout chez les sujets hémiparétiques / Perceived Weight Distribution and Effort at the Lower Limbs during Sit-to-stand Transfers in Individuals with Chronic Stroke** ».

Présenté par: **Sylvie Nadeau, Anabèle Brière, Susan Crabb, Patrick Dehail.**

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

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

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. 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 ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.

ANNEXE II

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

Sujets avec une hémiparésie

TITRE DU PROJET :

La perception de la distribution du poids et de l'effort aux membres inférieurs lors du passage assis à debout chez les sujets hémiparétiques. Perceived weight distribution and effort at the lower limbs during sit-to-stand transfers in individuals with chronic stroke.

RESPONSABLES :

Sylvie Nadeau, Ph.D.	Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation de Montréal (IRM)
Anabèle Brière, M.Sc.	Candidate au doctorat, CRIR, IRM site
Susan Crabb, Pht	Physiothérapeute, Hôpital Lindsay
Patrick Dehail, Md, Ph.D.	Étudiant au post-doctorat, CRIR, site IRM

OBJECTIF DU PROJET :

Certaines activités fonctionnelles, comme la capacité de se lever d'une chaise, sont modifiées chez les personnes ayant une hémiparésie suite à un accident vasculaire cérébral (AVC). Le plus souvent, la performance est caractérisée par une diminution de la vitesse et par une asymétrie des mouvements entre les deux jambes. Cependant, sur demande ces personnes peuvent habituellement effectuer la tâche à une vitesse plus élevée et de façon plus symétrique que ce qu'elles font de façon naturelle. Les résultats de nos travaux antérieurs suggèrent que la perception de l'effort produit, afin de réussir la tâche, pourrait expliquer la stratégie de mouvements choisie par les patients. L'objectif de ce projet est donc d'identifier si les efforts perçus lors de l'exécution de l'activité de se lever d'une chaise comptent parmi les facteurs explicatifs de la performance motrice mesurée en laboratoire et en clinique chez le sujet hémiparétique.

Perception d'efforts et performance motrice

NATURE DE LA PARTICIPATION :

Vous êtes invité à participer à un projet évaluant la performance motrice lors de la tâche de se lever d'une chaise chez les personnes en santé et celles avec une hémiparésie consécutive à un AVC. Cette étude comporte deux séances d'évaluation qui auront lieu dans la même journée. 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 trois (3) heures, votre santé, votre condition physique ainsi que votre habilité à réaliser diverses activités fonctionnelles seront évaluées par des questionnaires et par différents tests standardisés. Ces tests évalueront vos mouvements au niveau des jambes, votre sensibilité, votre équilibre ainsi que votre capacité à réaliser quelques épreuves fonctionnelles telles que la marche et se lever d'une chaise. Il vous sera aussi demandé de coter vos efforts sur une échelle clinique lors de certains de ces tests. Il est possible que suite aux résultats de l'évaluation clinique, nous constatons que vous ne répondez pas totalement au type de participants que nous recherchons pour cette étude. S'il en est ainsi, votre participation s'arrêtera après cette première séance et on vous remettra une indemnité compensatoire couvrant vos frais de transport et de stationnement pour cette visite.

Suite à cette évaluation clinique, vous devrez vous lever d'une chaise à plusieurs reprises (entre 15 à 20 fois, avec repos) en respectant certaines consignes que nous vous donnerons. L'activité de vos muscles sera enregistrée avec des électrodes que nous collerons sur les muscles de vos jambes. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez sous les pieds à l'aide de plates-formes de forces. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de trois caméras vidéo afin de nous fournir une image témoin de la manière dont vous exécutez les tâches. Lors de certaines de ces tâches, nous vous demanderons de cocher l'effort et la distribution de poids que vous percevez lorsque vous exécutez les diverses tâches de se lever d'une chaise. Après l'exécution de ces tâches, vous conserverez une certaine portion de l'équipement que vous avez sur vous. Cependant, vous aurez un repos d'au minimum une heure et un dîner vous sera offert.

Lors de la **deuxième séance**, vous serez invité à réaliser différents types d'efforts avec vos jambes. Ces tests serviront à évaluer votre force musculaire avec un appareil appelé dynamomètre. Il s'agit d'un appareil qui permet de mesurer précisément la force maximale lors de poussées avec différentes parties de vos jambes contre l'appareil. Pour cette évaluation de la force, vous serez assis ou couché et des courroies vous stabiliseront et empêcheront les mouvements de certaines parties de votre corps. Au total, vous aurez à réaliser de 35 à 40 contractions avec vos muscles des jambes avec des repos fréquents.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

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

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fera 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, vous devrez aviser un des responsables du projet et devrez consulter un médecin.

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

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il se peut que les efforts demandés lors des évaluations en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, les déplacements occasionnés peuvent constituer un inconvénient pour certaines personnes.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL :

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical pour les parties concernant l'histoire médicale reliée à votre AVC (médication, traitements reçus).

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

Vous acceptez 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 votre égard.

CONFIDENTIALITÉ :

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

Perception d'efforts et performance motrice

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :

On devra répondre, à votre satisfaction, à toutes questions que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toutes informations ou questions, vous pourrez communiquer avec madame Sylvie Nadeau, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet, au numéro de téléphone [REDACTED]

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, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR [REDACTED] ou par courriel à l'adresse : [REDACTED]

RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire; il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'Institut de Réadaptation de Montréal (sujets avec une hémiparésie).

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez 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.

Perception d'efforts et performance motrice

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 chercheuse 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_____.

Perception d'efforts et performance motrice

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

ABRÉGÉS DES PRÉSENTATIONS PUBLIÉS ET ACCEPTÉS

ABRÉGÉ #1

North American Congress on Biomechanics
(NACOB 2008), Ann Arbor, Michigan (#126).

Publié dans le compendium du 4ième congrès Nord-Américain
de biomécanique
Présentation par affiche.

PERCEPTION OF WEIGHT-BEARING DISTRIBUTION DURING SIT-TO-STAND TASKS IN HEMIPARETIC AND HEALTHY INDIVIDUALS

Anabèle Brière, Séléna Lauzière, Denis Gravel and Sylvie Nadeau

Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation de Montréal
Ecole de réadaptation, Université de Montréal, (Québec), H3C 3J7, Canada.

INTRODUCTION

Transferring from sitting to the standing position is important to maintain independence in everyday life. Following a stroke, the ability to rise from a chair is characterised by an asymmetry in the weight-bearing (WB). The hemiparetic individuals prefer to place more weight on their non-paretic foot, even though they have the capacity to perform more symmetrically on demand, with visual feedback (Engardt, 1994) or by altering the foot position (Roy et al., 2006). This asymmetrical performance has been associated with paresis and loss of postural control. It is not well known whether the hemiparetic subjects are aware about this asymmetry of WB and if they perceive it adequately. In sit-to-stand (STS), one study reported that the correlation between the strokes individuals' own estimation of WB distribution on a visual analogue scale and the actual WB distribution while rising was low (Engardt and Olsson (1992)). The main purpose of this study was to compare the error between the perception of WB and the actual WB distribution of hemiparetic and healthy individuals during the STS task.

METHODS AND PROCEDURES

Eleven individuals with a chronic left hemiparesis (57.0 ± 14.1 yrs), as well as 15 healthy elderly individuals (65.1 ± 3.8 yrs) participated in this study. The hemiparetic group presented a moderate level of motor impairment and, except for one that had a hypoesthesia at the foot; others had good tactile and proprioceptive sensation. Their

mean time to complete the Five repetition Sit-to-Stand Test was 16.6 s (± 6.6 s) whereas for the healthy participants it was 10.9 s (± 1.9 s).

The participants were required to rise at natural speed from an instrumented chair equipped with platforms. Forces under each foot were measured by two force plates. Two foot conditions were assessed: spontaneous (SP) and symmetric (S). For the latter, verbal instructions to put equal WB on each foot was given prior to executing the task. After each trial, the participants rated their perceived WB distribution on a visual analogue scale. Two trials were performed for each condition. The WB distribution on the right side (mean of two trials), expressed in percent, was computed using the vertical ground reaction forces (seat and foot), averaged from -0.5 s before the seat-off event to 0.5 s after. For each condition, four errors were computed: 1) raw error (difference between the actual WB distribution and the perception); 2) normalized raw error (raw error/% of actual WB distribution); 3) absolute error (absolute difference between the actual WB distribution and the perception and 4) normalized absolute error (absolute error/% of actual WB distribution). The results of the two groups were compared using descriptive statistics and independent Student t-tests ($p < 0.05$).

RESULTS

The mean (SD) values of WB distribution and errors of perception for each condition are presented in **Table 1**. Results revealed a more asymmetrical WB distribution in the hemiparetic group in comparison to the healthy subjects ($p < 0.001$). The patients

presented significantly greater errors of perception than healthy individuals and overestimated systematically the weight under their left (affected) foot.

DISCUSSION

Since no other study evaluated the errors of perception of WB during the STS task, comparisons with other results are not possible. For upright stance, a study of Bohannon et al. (1989), in which healthy subjects had to attempt to bear 50% of their weight on one of their lower limb, the mean absolute error of WB perception was of 3.3 % (± 3.7 %). This is very close to the mean absolute error of 2.8% we obtained for the healthy individuals. In a second study (Bohannon and Tinti-Wald, 1991), they assessed stroke individuals with the same protocol. They found that, although making significantly greater errors (5.2 ± 4.0 %) in WB than healthy subjects, the stroke individuals did not systematically bore less weight on their paretic limb. In our study, the hemiparetic individuals, as a group, also made greater errors of perception than the healthy individuals but all, except for two, bore less weight on the paretic foot. The different mechanical demands required between standing and performing a STS might explain these results. Actually, we do not have results to explain the greatest errors found in the stroke group. However, it could be hypothesized that they rated their perceived effort distribution rather than their weight distribution (force) as predicted by the

principle of bilateral matching effort proposed by Bertrand et al. (2004) in bilateral matching tasks performed at the upper limbs. Other clinical characteristics, such as the type and localisation of the lesion might also have an influence.

SUMMARY

The results of this study revealed greater WB asymmetry and errors of WB perception in hemiparetic compared to healthy individuals during the STS task. However, before assuming that stroke patients can not perform symmetrically, other factors, such as the sense of effort, have to be studied.

REFERENCES

- Bertrand AM et al. (2004). *J Neurophysiol*, 91: 1579-85.
- Bohannon RW et al. (1989). *Percept Mot Skills*, Dec; 69 (3 Pt 1): 875-80.
- Bohannon, RW and Tinti-Wald, D (1991). *Percept Mot Skills*, Jun; 72(3 Pt 1):935-41.
- Engardt, M. (1994). *Scand J Rehabil Med*, 26: 65-69.
- Engardt, M and Olsson, E (1992). *Scand J Rehabil Med*, 24(2), 67-74.
- Roy G et al. (2006). *Clin Biomech*, 21(6), 585-593.

ACKNOWLEDGEMENTS

This project is financed by the OPPQ-REPAR partnership. A. Brière and S. Nadeau are supported by the Fonds de la recherche en santé du Québec.

Table 1: WB (right side) and errors of perception (%) for the healthy and hemiparetic groups.

Groups	Conditions	Mean (SD) WB (%)	Types of errors			
			Raw	Normalized raw	Absolute	Normalized absolute
Healthy	SP	50.0 (2.7)	-1.1 (3.3)	-2.5 (6.7)	2.7 (2.2)	5.5 (4.4)
	S	49.7 (3.5)	-0.5 (3.7)	-1.5 (7.6)	2.8 (2.4)	5.7 (5.0)
Hemiparetic	SP	60.1 (7.8)	6.0 (6.4)	9.3 (10.5)	7.5 (4.3)	12.2 (6.6)
	S	58.2 (7.3)	7.3 (5.0)	12.2 (8.4)	7.9 (4.0)	13.3 (6.0)

ABRÉGÉ #2

American Congress of Rehabilitation Medicine
(ACRM 2010), Montréal (#74).

Publié dans Archives of Physical Medicine and Rehabilitation

Vol. 91, 2010

Présentation par affiche.

tivity related to motor cortex was impaired compared to normal subjects. **Key Words:** Rehabilitation; Stroke.

Poster 73 (see Article 4)

Are Stroke Patients Being Assessed for Rehabilitation in the Acute Hospital? J. Prvu Bettger (University of Pennsylvania, Philadelphia, PA), J. Stein, Z. Magdon-Ismael.

Disclosure: None declared.

Objectives: To determine the proportion of stroke registry hospitals meeting the clinical guideline and quality of care performance indicator for conducting a standardized assessment for rehabilitation; to explore what standardized measures are used by those hospitals in compliance. **Design:** Clinical practice improvement. **Setting:** Acute care hospitals. **Participants:** All 263 acute hospitals in the Northeast U.S. (Connecticut, Massachusetts, Maine, New Hampshire, New Jersey, New York, Rhode Island, Vermont) participating in the American Heart Association's Get With The Guidelines-Stroke registry and quality improvement program. **Interventions:** Not applicable. **Main Outcome Measures:** Proportion of ischemic and hemorrhagic stroke patients in each hospital documented to have an assessment for rehabilitation (JCAHO primary stroke center performance measure); proportion of hospitals using evidence-based measures recommended for informing this assessment. **Results:** For the 57,693 ischemic and hemorrhagic stroke patients discharged from July 1, 2008 to June 30, 2009, 95% had a rehabilitation assessment documented. This does not significantly differ from the national average of 94.2% for the 1655 participating hospitals nationwide. Although clinical guidelines recommend the use of standardized measures for stroke severity and function as part of the assessment for rehabilitation, only 50.6% of eligible patients had a National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS) score reported. An online survey about measurement revealed 59% of respondents (n=79) completed the NIHSS on admission and 14% at discharge for the majority of their stroke patients. Functional status was only measured by 30% of hospitals that responded. Instruments included the Barthel Index (8%), FIM (21%), Rankin (54%), or a combination (17%). Social support measure usage was not surveyed. **Conclusions:** Although guideline adherence is high, use of standardized measures to inform the decision for referring stroke patients for rehabilitation is low. Both research and focused performance improvement activities are needed to delineate disparities in referral to rehabilitation, the assessment processes currently used, and optimal methods for supporting acute hospitals toward evidence-based care. **Key Words:** Evidence-based practice; Quality indicators, health care; Rehabilitation; Stroke.

Poster 74

Magnitude and Directional Errors of Weight-Bearing Perception During Sit-To-Stand Tasks in Individuals With Poststroke Hemiparesis. Anadele Briere (Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montréal, QC, Canada), Selena Lauziere, Denis Gravel, Sylvie Nadeau.

Disclosure: None declared.

Objective: To analyze the magnitude and direction of errors in weight-bearing (WB) perception during sit-to-stand (STS) tasks performed by adults with chronic hemiparesis. **Design:** Descriptive study. **Setting:** Research laboratory of a university-affiliated inpatient rehabilitation hospital. **Participants:** A convenience sample of 19 stroke subjects (11 left hemiparetic) able to rise from a chair and 15 healthy controls. **Interventions:** Participants rated their perceived WB distri-

bution while performing STS transfers under 4 foot conditions: (1) spontaneous, (2) symmetrical with equal WB on each side, (3) asymmetrical with the unaffected foot placed backward, and (4) asymmetrical with the affected foot placed backward. Vertical forces on both sides were recorded with force platforms. **Main Outcome Measure:** The magnitude of the WB perception errors (difference between vertical forces and visual analog scale scores) and the directional errors of the WB changes with respect to the spontaneous condition. **Results:** Using the healthy controls' magnitude errors as the thresholds (conditions 1 and 2: 3%; 3 and 4: 8%), 11 (58%) of the 19 patients presented a WB perception error in the spontaneous condition. For the conditions 2, 3, and 4, the corresponding values were 74% (14/19), 72% (13/18) and 53% (8/15), respectively. Adjusting for the WB perception offset in the spontaneous condition lowered those proportions to 53% (10/19), 22% (4/18) and 47% (7/15) for conditions 2, 3, and 4, respectively. Few participants made directional errors (less than 27% of patients); the third condition presenting the best result with 11% of the patients presenting directional errors. Overall, individuals with a right cerebral lesion had a better perception of their WB distribution and changes of direction. **Conclusions:** Stroke individuals encounter greater magnitude errors than directional errors of WB perception when rising from a chair. **Key Words:** Perception; Rehabilitation; Stroke.

*Poster 75

Effects of Reciprocal Pedalling Exercise on Motor Function After Stroke: A Systematic Review. Nicola Hancock (University of East Anglia, Norwich, Norfolk, UK), Lee Shepstone, Will Winterbotham, Valerie Pomeroy.

Disclosure: None declared.

Objective: To determine whether there is sufficient research evidence to justify using pedalling to enhance lower-limb motor recovery after stroke. **Data Sources:** Electronic search of MEDLINE, CINAHL, EMBASE, Pedro, PsychINFO, and relevant Cochrane databases. Lead authors were contacted and reference lists of included papers hand-searched. **Study Selections:** The review scoping exercise revealed a lack of randomized studies, hence the search did not restrict by study design. The first author and reviewer independently identified papers meeting predefined inclusion criteria. **Data Extraction:** Data were extracted from outcomes of motor function. Data synthesis was qualitative with reference to potential risk of bias, and outcomes were categorized within the *International Classification of Functioning, Disability and Health* framework. **Data Synthesis:** From 1341 titles, 34 full texts were reviewed and 11 studies selected for inclusion. The included studies were heterogeneous across domains including participant characteristics, outcome measures, equipment used, and dose and timing of intervention—meta analysis was not therefore indicated. The risk of bias was assessed as predominantly low but with frequent lack of clarity in reporting of key elements. Studies were generally exploratory with participant numbers ranging from n=1 to n=100. Outcomes were predominantly of body structure/function and activity. Doses ranged from reporting of a single session, to 30 sessions over 12 weeks. A wide variety of equipment was used to produce pedaling movement, including leg cycle ergometers, semi-recumbent devices, and upright cycles. **Conclusions:** The current evidence is of insufficient quality to justify pedaling as a rehabilitation intervention after stroke. Further controlled trials of standardized pedaling interventions are required before clinical recommendations can be made. **Key Words:** Rehabilitation; Stroke.

ABRÉGÉ #3
(collaboration)

« Blessés médullaires et neurologie centrale »
(JFK 2011) Marseille, 4 et 5 février 2011
Publié dans Kinesither Rev 2011;(109-110):53-54
Présentation orale par Dre Sylvie Nadeau.

Sylvie Nadeau
Marie-Hélène Milot
Anabèle Brière
Séléna Lauzière



Pourquoi les personnes hémiparétiques présentent-elles de l'asymétrie lors de l'exécution de tâches fonctionnelles ?

Why are functional activities asymmetrical in the hemiparetic?

Ces textes sont les résumés des communications portant sur la thématique « Blessés médullaires et neurologie centrale » des JFK 2011 qui se sont déroulées au palais des congrès de Marseille les 4 et 5 février 2011.

Introduction

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) représentent la troisième cause de mortalité après les maladies cardiovasculaires et le cancer [1]. En France, chaque année 130 000 personnes sont victimes d'un AVC [2]. Un quart de la population atteinte d'AVC est âgée de moins de 65 ans et la moitié en gardera de graves séquelles. Au Canada, chaque année, quelques 50 000 Canadiens sont victimes d'un AVC [1]. Les séquelles de cette pathologie subsistent à long terme et plusieurs personnes doivent donc vivre avec des déficits persistants (hémiparésie, problèmes d'équilibre et sensitifs, fatigue, etc.) qui les empêchent d'exécuter efficacement leurs activités quotidiennes et d'être socialement actifs. En général, l'exécution des activités fonctionnelles (AF) est caractérisée par une diminution de la vitesse des mouvements et de l'endurance, par une utilisation de stratégies compensatoires et par une asymétrie dans l'exécution des mouvements. Les chercheurs et

cliniciens ont constaté que les personnes hémiparétiques performant asymétriquement. Cependant, rares sont les chercheurs qui ont tenté d'expliquer l'asymétrie des personnes hémiparétiques autrement qu'en la liant aux déficits posturaux et aux déficiences physiques, et plus particulièrement à la faiblesse musculaire. L'hypothèse avancée est que les personnes hémiparétiques performant asymétriquement lors des AF parce qu'elles désirent produire des niveaux d'effort semblables

des deux côtés. Ces personnes la capacité de performer symétriquement mais comme elles présentent une force musculaire diminuée du côté parétique, elles choisissent de réduire leur mise en charge ou leur temps d'appui sur le membre parétique (ou à l'inverse de prolonger celui du côté non-parétique) afin de produire des efforts similaires des deux côtés du corps aux niveaux des articulations. Afin de vérifier cette hypothèse, nous avons réalisé une série d'études visant à évaluer les efforts réels et la perception des efforts chez les personnes hémiparétiques et en santé lors de diverses AF.

Méthodologie

Les AF ont été évaluées en laboratoire avec un système d'analyse à infrarouge (système Optotrak 3020) qui enregistrait les coordonnées 3D de marqueurs placés sur les participants afin d'obtenir les variables cinématiques (déplacements, vitesses et accélérations angulaires). Des plateformes de forces, enregistrant les forces produites sur l'environnement, ont rendu possible l'estimation des moments de force aux articulations des membres inférieurs grâce à la méthode dynamique inverse. Les programmes estimaient également la puissance articulaire et les paramètres spécifiques au modèle du taux d'utilisation musculaire (TUM = effort lors de la tâche/effort maximal [3]). Les TUM ont permis d'évaluer les niveaux d'effort réels alors qu'une échelle visuelle analogue permettait de caractériser la perception des participants. L'activité des muscles (EMG), obtenue avec un système d'acquisition téléométrique Noraxon a aussi été quantifiée. La force musculaire maximale, évaluée avec un dynamomètre Biodex, a été mesurée en mode statique ou isocinétique à diverses vitesses et pour des amplitudes de mouvement prédéterminées [3]. Les données des personnes hémiparétiques ont été comparées à celles d'individus en santé à l'aide de tests statistiques (t-tests, ANOVA, coefficients de corrélation) choisis en fonction des hypothèses à tester.

École de réadaptation, Université de Montréal et Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Québec, Canada (www.pathokin.ca)

Auteur correspondant :
Sylvie Nadeau

Remerciements: Fonds de la recherche en Santé du Québec (FRSQ), Instituts de recherche en Santé du Canada (IRSC) et partenariat Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) et REPAR.

Résultats

L'étude de la marche chez les personnes hémiparétiques chroniques ($n = 17$; $60,5 \pm 13,4$ ans) a révélé que les niveaux d'effort (TUM) de trois groupes de muscles aux membres inférieurs (fléchisseurs/extenseurs de la hanche, fléchisseurs plantaires) ne différaient pas entre les deux côtés et ce, en dépit d'une faiblesse importante du côté parétique et d'une asymétrie de marche [4]. De plus, les niveaux d'effort étaient comparables à ceux des sujets sains ($n = 14$; $46,2 \pm 13,3$ ans) lorsque les deux groupes marchaient à leur vitesse habituelle, c'est-à-dire à des vitesses différentes [4]. Pour ce qui est de l'AF de se lever d'une chaise, une première étude a montré que les personnes saines jeunes et âgées avaient une bonne capacité à percevoir leur distribution de poids avec des erreurs absolues (différences entre les valeurs réelles et perçues) allant de 2,9 % à 9,4 % (moyenne de 5,6 %) pour différentes conditions de mise en charge [5] alors que les personnes hémiparétiques avaient des erreurs de perception plus importantes (moyenne de 10,6 %) [6]. De même, ces dernières ont montré des difficultés à bien quantifier leurs efforts aux membres inférieurs lorsqu'elles se lèvent d'une chaise. Les données préliminaires ont aussi révélé une tendance à une symétrie des efforts aux genoux lors de cette AF, une absence de corrélation entre la force musculaire normalisée des muscles extenseurs du genou et les efforts au niveau des genoux alors que la force a montré une association avec l'asymétrie de mise en charge.

Conclusion

Les données de marche appuient l'idée que l'intensité des efforts à produire pourrait jouer un rôle dans la détermination du patron de marche chez les sujets hémiparétiques. Il serait donc possible que par une « mémoire » pré-lésionnelle du niveau d'effort (référence interne) lors de la marche, un réajustement de l'effort se produise post-AVC, entraînant ainsi une stabilisation des niveaux d'effort de la personne hémiparétique à des valeurs se rapprochant de celles de l'individu sain. Cette hypothèse est attrayante puisqu'en plus d'expliquer la diminution de la vitesse de marche, elle amène une nouvelle façon d'expliquer l'asymétrie du patron de marche chez les sujets hémiparétiques. Pour l'AF de se lever d'une chaise, les prochaines analyses permettront de conclure si la distribution asymétrique de la mise en charge est associée aux efforts à produire. Les premières analyses ont indiqué que les personnes hémiparétiques sont moins conscientes de l'asymétrie d'exécution puisque contrairement à celles en santé, elles sont incapables de juger correctement leur performance lors du passage assis à debout. Des analyses et études sont poursuivies afin d'expliquer pourquoi les personnes hémiparétiques décident de performer asymétriquement alors qu'elles ont la capacité d'être plus symétriques lors de l'exécution des AF. ■

RÉFÉRENCES

1. Fondation des maladies du coeur: www.fmcoeur.com/site/c.ntJXJ8MMIqE/b.3562179/k.9FCD/Statistiques.htm#acc. Consulté le 6 août 2010.
2. WWW-SANTÉ. AVC en France Statistiques. www.www-sante.com/avc-en-france-statistiques/ Consulté le 20 septembre 2010.
3. Requião LF, Nadeau S, Milot MH, Gravel D, Bourbonnais D, Gagnon D. Quantification of the levels of efforts at the plantar flexors and hip extensor and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J Electromyogr Kinesiol* 2005;15:393-405.
4. Milot, MH, Nadeau, S *et al.* Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke* 2006;37:2070-5.
5. Lauzière S, Brière A, Nadeau S. Perception of weight bearing distribution during sit-to-stand task in healthy young and elderly individuals. *Percept Mot Skills* 2010;111:187-98.
6. Brière A, Lauzière S, Nadeau S. Perception of weight bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke* 2010;41:1704-08.

ABRÉGÉ #4

Canadian Stroke Congress
(CSC 2011) Ottawa, 2-4 octobre 2011
Accepté pour publication. (#P.098)
Présentation par affiche.

Weight-bearing distribution at the lower limbs during the Five-repetition sit-to-stand test in hemiparetic and healthy individuals.

Anabèle Brière, PT, MSc; Séléna Lauzière, PT, MSc; Sylvie Nadeau, PhD.

Background: Following a stroke, the sit-to-stand (STS) transfer is performed with an asymmetrical weight-bearing (WB) distribution with more weight taken by the non-paretic limb. The timed five-repetition sit-to-stand (5R-STs) test is used to evaluate functional performance in this population. The objectives were to: 1) assess the association between time to execute the 5R-STs test and WB distribution; 2) determine whether time and WB distribution differ among the 5R-STs repetitions; 3) examine if WB distribution strategy varies according to the number of repetitions to be performed (1 vs. 5). **Methods:** 18 chronic stroke subjects (10 left hemiparetic), able to rise from a chair five consecutive times, and 12 controls were asked to complete a single STS (1-STs) at natural speed and the 5R-STs with a spontaneous foot position. Vertical ground reaction forces under the thighs and feet, recorded with an instrumented chair and force platforms, allowed the WB distribution and time for each repetition to be computed. Pearson correlation coefficients, one-way-repeated ANOVAs and paired Student t-tests ($p < 0.05$) served to verify the study objectives. **Results:** In both groups, no association was found between the time to complete the 5R-STs test and the WB distribution. The time and WB did not differ between repetitions of the 5R-STs. The WB distribution of the first repetition of the 5R-STs was significantly more asymmetrical than the 1-STs ($p = 0.001$) for the hemiparetic subjects only. **Conclusions:** Since the participants who executed the 5R-STs test did not change their WB distribution, the test might not be demanding enough. Use of more repetitions might be better. However, it seems that the stroke subjects adopt a different WB distribution strategy according to the number of STs they have to complete. Knowing the number of repetitions to be performed might trigger a reorganization of the lower limb effort.

Disclosures: none.

ANNEXE IV

PREUVES DE SOUMISSION DES ARTICLES

**Preuve de soumission Article #2 à Journal of Electromyography and
Kinesiology le 15 août 2011**

Ms. Ref. No.: JEK-D-11-00179

Title: Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in
hemiparetic and healthy individuals

Journal of Electromyography and Kinesiology

Dear Mrs. Anabèle Brière,

Your submission "Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals" will be handled by Editor in Chief Moshe Solomonow, PhD, MD (hon).

You may check the progress of your paper by logging into the Elsevier Editorial System as an author at <http://ees.elsevier.com/jek/>.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Journal of Electromyography and Kinesiology