

2m11.3170.6

Université de Montréal

Asymétrie et faiblesse musculaire lors des tâches de se lever et de s'asseoir
chez l'adulte avec une hémiparésie

par
Guylaine Roy

1/S/0816
V.055

École de réadaptation
Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise ès Sciences (M.Sc.)
en sciences biomédicales
Option réadaptation

Avril 2004

© Guylaine Roy, 2004



W
4
U58
2004
V.055

Direction des bibliothèques

AVIS

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

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

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

NOTICE

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

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

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

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Asymétrie et faiblesse musculaire lors des tâches de se lever et de s'asseoir
chez l'adulte avec une hémiparésie

présenté par :
Guylaine Roy

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Christiane Gauthier

Président rapporteur

Dre Sylvie Nadeau

Directeur de recherche

Dr Denis Gravel

Codirecteur de recherche

Dre Hélène Corriveau

Membre externe

SOMMAIRE

Se lever d'une chaise et s'y asseoir sont deux activités locomotrices simples à réaliser pour la majorité des individus. Cependant, ces tâches peuvent devenir très difficiles, voire impossibles à exécuter pour les personnes ayant des déficiences physiques. L'objectif général de ce projet de recherche était d'analyser, en utilisant une approche biomécanique, le passage de la position assise à debout (PAD) et debout à assise (PDA) chez un groupe de personnes ayant une hémiparésie consécutive à un accident vasculaire cérébral. Les objectifs spécifiques étaient de déterminer l'influence de la hauteur de la chaise et de la position des pieds sur l'asymétrie de la mise en charge (forces verticales; FVs) lors de l'exécution du PAD et du PDA (Article 1), de quantifier l'influence de la position des pieds sur l'asymétrie des moments articulaires nets au niveau des genoux et des hanches (Article 2) et d'établir le lien entre l'asymétrie des moments de force et l'asymétrie de la force musculaire des membres inférieurs (Article 2). Quatre positions des pieds, spontanée, symétrique, asymétrique pied parétique derrière le pied non parétique et asymétrique pied non parétique derrière le pied parétique ont été étudiées, et ce, pour deux hauteurs de chaise, standard et élevée. Les forces et les moments ont été calculés sur toute la durée de la tâche grâce à une chaise munie de quatre capteurs de forces au niveau du siège permettant l'enregistrement des forces de réaction sous les cuisses. Deux plates-formes de forces, une sous chacun des pieds, ont permis l'acquisition des forces exercées sur le sol. Les mouvements ont été estimés à partir de marqueurs actifs placés sur le sujet. Les mouvements (déplacements angulaires) étaient enregistrés par un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement (système Optotrak).

Les résultats du premier article ont indiqué que spontanément, le sujet hémiparétique présentait une asymétrie importante des FVs. Cependant, cette asymétrie pouvait être influencée par la position des pieds. La position initiale des pieds où le pied parétique était placé derrière le pied non parétique diminuait de façon significative l'asymétrie des FVs durant l'exécution du PAD et du PDA, comparativement à l'asymétrie obtenue lorsque le sujet se lève et s'assoit dans les autres conditions ($p < 0.008$). Pour la condition pied parétique derrière, la réduction de l'asymétrie était présente pendant toute la durée des tâches, c'est-à-dire avant et après que le sujet ait quitté le siège au PAD ou qu'il prenne contact avec le siège au PDA. Par ailleurs, la hauteur de la chaise n'a montré aucune influence significative sur les valeurs d'asymétrie.

Les résultats du second article ont révélé que l'asymétrie retrouvée pour les FVs était aussi présente au niveau des moments aux genoux mais non aux hanches. Les moments nets au genou parétique étaient augmentés dans la condition pied parétique derrière le pied non parétique lors du PAD et PDA et l'asymétrie des moments était significativement diminuée par comparaison aux autres conditions. En ce qui a trait au lien entre l'asymétrie des moments et l'asymétrie de la force musculaire, les résultats ont montré une association significative entre l'asymétrie de la force musculaire des extenseurs des genoux et l'asymétrie des moments nets aux genoux lors de l'exécution du PAD (coefficient de Pearson; $r=0.85$) et du PDA ($r=0.83$).

L'ensemble des résultats présentés dans ce mémoire justifie le placement du pied parétique derrière le pied non parétique lors de la rééducation du PAD et du PDA chez le sujet hémiparétique et suggère le renforcement des extenseurs des genoux pour réduire l'asymétrie des moments au cours de ces deux tâches fonctionnelles.

Mots clés: fonction, asymétrie, cinématique, cinétique, hémiplégie, réadaptation

SUMMARY

Rising from a chair and sitting down are common, everyday actions performed by most people. However, for individuals with physical impairments, these simple actions can become difficult and even impossible to execute. The main objective of this research project was to analyze, using a biomechanical approach, the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks with a group of subjects with hemiparesis resulting from a cerebral vascular accident (CVA). The specific objectives were to determine the influence of seat height and foot position on body-weight distribution asymmetry (vertical forces; VFs) during the execution of SitTS and StandTS (Paper 1), to quantify the influence of foot position on the asymmetry of net joint moments on knees and hips (Paper 2) and to establish the link between the asymmetry of net joint moments and the asymmetry of lower limbs muscle strength (Paper 2). Four distinct foot positions were evaluated: spontaneous, symmetric, asymmetric with the unaffected foot placed in front of the affected foot and asymmetric with the unaffected foot placed behind the affected one. These foot positions were studied at two seat heights: standard and elevated. The forces and moments were calculated during the entire tasks with an instrumented chair equipped with a force platform set-up that measured the forces under each thigh. Two force plates, placed side by side and embedded in the floor, were used to measure the force and moment components under each foot. The kinematic was estimated by infrared markers, placed on the subjects, recorded with a three-dimensional analysis system (Optotrak).

The results of the first paper indicated that subjects with hemiparesis presented a spontaneous asymmetry of VFs. However, this asymmetry could be

influenced by the initial foot position. The condition with the affected foot placed behind the unaffected one significantly reduced the asymmetry of VFs during the execution of SitTS and StandTS, compared to the other conditions ($p < 0.008$) and the reduction of asymmetry was presented during the entire tasks. Spontaneously, the subject already adopted an asymmetrical pattern in the first part of the SitTS (before the seat-off) as after the seat-on in StandTS. However, with regards to the seat effect, no significant influence was noted on the asymmetry values.

The results of the second paper showed that asymmetry was also observed for the knee joint moments but not at the hips. The moment on the affected knee was increased when the affected foot was placed behind the unaffected one during the SitTS and StandTS and the asymmetry of moments was significantly reduced, in comparison to other foot conditions. Regarding the association between the asymmetry of joint moments and muscle strength, the results showed a high correlation between the two parameters of asymmetry for the knee extensors, during SitTS (Pearson coefficient correlation; $r = 0.85$) and StandTS ($r = 0.83$).

The results presented in this thesis justify to place the affected foot behind the unaffected foot during the rehabilitation of SitTS and StandTS in subjects with hemiplegia. The results also suggest to strengthen the knee extensors to reduce the asymmetry of moments during the execution of these two functional tasks.

Keywords : fonction, symmetry, kinetic, kinematic, hemiplegia, rehabilitation

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	iii
SUMMARY	v
LISTE DES TABLEAUX	x
LISTE DES FIGURES	xi
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xiii
DÉDICACE	xv
REMERCIEMENTS	xvi

CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE

1.1 Introduction	1-1
1.2 Objectifs de l'étude	1-4
1.3 Hypothèses	1-5
1.4 Pertinence de l'étude	1-6

CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS

2.1 PAD et PDA chez le sujet sain.....	2-1
2.1.1 Paramètres spatio-temporels	2-1
2.1.2 Cinématique	2-2
2.1.3 Cinétique	2-7
2.1.4 Activation musculaire	2-10
2.2 Facteurs extrinsèques.....	2-13
2.2.1 Hauteur de la chaise	2-13
2.2.2 Position initiale des pieds	2-14
2.2.3 Vitesse d'exécution de la tâche	2-16
2.3 Facteurs intrinsèques	2-18
2.3.1 Âge	2-18
2.3.2 Participation des membres supérieurs (MS)	2-19
2.3.3 Autres facteurs	2-20
2.4 L'accident vasculaire cérébral (AVC).....	2-21
2.4.1 Statistiques des AVC.....	2-21
2.4.2 La faiblesse musculaire.....	2-22
2.4.3 PAD et PDA chez le sujet hémiparétique	2-25
2.5 Résumé des études du PAD et du PDA	2-29

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

3.1 The effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiplegia	3-3
Abstract	3-4
Introduction	3-6
Methods	3-9
Participants	3-9
Laboratory assessment of sit-to-stand and stand-to-sit	3-10
Equipment	3-11
Data analysis and dependent measures	3-12
Statistical analysis	3-13
Results	3-14
Duration of the SitTS and StandTS tasks	3-14
Overview of the asymmetry	3-15
Effects of events	3-15
Effects of foot placement	3-16
Effects of seat height	3-17
Discussion	3-17
Duration of the SitTS and StandTS tasks	3-18
Asymmetry in the SitTS and StandTS tasks	3-18
Effects of events	3-19
Effects of foot placement	3-20
Effects of chair height	3-21
Conclusion	3-22
Acknowledgements	3-24
References	3-25
3.2 Side difference in the hip and knee moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks executed with various foot placements in individuals with hemiparesis	3-35
Abstract	3-36
Introduction	3-38
Methods	3-40
Subjects	3-40
Clinical assessment	3-40
SitTS and StandTS task assessments	3-42
Data analysis and dependent measures	3-43
Statistical analyses	3-44
Results	3-45
Muscle strength assessment	3-45

Hip and knee moments and side differences during the SitTS and StandTS.....	3-46
Effects of foot conditions.....	3-47
Association between strength and net joint moments during the tasks	3-48
Discussion.....	3-48
Clinical status of stroke patients	3-48
Knee and hip moments during the SitTS and StandTS tasks	3-49
Side differences	3-50
Effects of conditions.....	3-51
Association between strength and net joint moments.....	3-52
Conclusion	3-53
Acknowledgements	3-53
References.....	3-54

CHAPITRE 4 : DISCUSSION

4.1 Hypothèses reliées à la durée des tâches	4-1
4.2 Asymétrie de la mise en charge au PAD et PDA	4-2
4.3 Effet de la condition de placement des pieds.....	4-7
4.4 Effet de la hauteur du siège	4-9
4.5 Exigence de la tâche et stratégies	4-9
4.6 Implication clinique	4-12
4.7 Limites de l'étude	4-14

CHAPITRE 5 : CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

5-1

CHAPITRE 6 : BIBLIOGRAPHIE.....

6-1

ANNEXE I : CERTIFICAT D'ÉTHIQUE.....

A-1

ANNEXE II : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

A-3

ANNEXE III : ABRÉGÉS

A-8

ANNEXE IV : SOUMISSION D'ARTICLE

A-12

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Division de la tâche « assis à debout » en sous-tâches2-6

Article 1

Table 1 : Duration, in second, of the sit-to-stand (SitTS) and3-28
stand-to-sit (StandTS) tasks for all foot placement and
chair height conditions

Table 2 : Asymmetry in the vertical reactions forces (VRFs), in3-29
percentage, for the four distinct events during the sit-to-
stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) task for all foot
placement and chair height conditions

Article 2

Table 1 Individual clinical scores for subjects with hemiparesis3-58
(n = 12) sorted by increasing order of natural gait speed

Table 2 Correlation coefficients obtained between asymmetry in.....3-59
muscle strength (A/UA) and the asymmetry in net joint
moments (UA-A) obtained at the time of transition (EV-T)
and seat-off or seat-on (EV-SO) for the sit-to-stand
(SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks for the four foot
placement conditions

LISTE DES FIGURES

Figure 1 Les phases du PAD telles que définies par le décollement2-3
des cuisses

Article 1

Figure 1 The instrumented adjustable chair used for the laboratory3-31
assessment to evaluate sit-to-stand and stand-to-sit tasks

Figure 2 Vertical reaction forces (VRFs) under the thigh and feet3-32
and sagittal angles at the knee, hip and ankle from a
individual trial for the spontaneous foot placement
(standard chair height) during the sit-to-stand and stand-
to-sit tasks

Figure 3 Graphs showing the mean values of asymmetry between.....3-33
the ground reactions forces on the affected and unaffected
sides, at the four events defined for the sit-to-stand (SitTS)
and stand-to-sit (StandTS) tasks

Figure 4 Graphs A to D show the mean asymmetry (1SD) between3-34
thighs and foot at the transition point (EV₂-T for SitTS and
EV₇-T for StandTS) for each foot placement and chair
height conditions

Article 2

- Figure 1 Graph showing the mean values of strength for the3-61
affected and unaffected side
- Figure 2 Sagittal net muscular moments at the hip and knee during3-62
the sit-to-stand (SitTS: left part) and stand-to-sit (StandTS:
right part) tasks from a individual trial recorded for the
spontaneous foot placement at standard chair height.
- Figure 3 Graphs presenting the knee and hip mean moment values.....3-63
at EV-T and EV-SO for the affected and unaffected sides
during sit to stand (SitTS: left graphs) and stand to sit
(StandTS: right graphs) for the four foot placement
conditions.
- Figure 4 Scatterplots present the association between the3-64
asymmetry of knee moments during the sit-to-stand
(SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks (symmetrical foot
condition) and the strength asymmetry values in knee
extensors.

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

A	Affected
ANOVA	Analyse de variance
AVC	Accident vasculaire cérébral
CM	Centre de masse
COF	Centre of force
COG	Centre of gravity
COM	Centre of mass
CP	Centre de pression
EMG	Électromyographie
HE	Hip extensors
HF	Hip flexors
IA	Index of asymmetry
IA	Indice d'asymétrie
IA ^{VRFs}	Indice d'asymétrie des forces de réaction verticales
KE	Knee extensors
KF	Knee flexors
m	Mètre
MEC	Mise en charge
MI	Membre inférieur
MID	Membre inférieur droit
MIG	Membre inférieur gauche
N	Newton
PAD	Passage de la position assise à debout
PAF	Point d'application des forces
PDA	Passage de la position debout à assise
SitTS	Sit-to-stand
StandTS	Stand-to-sit
UA	Unaffected
VRF	Vertical reaction force

Abréviations relatives aux conditions d'évaluation

Tasks

SitTS Sit-to-stand

StandTS Stand-to-sit

Foot placement conditions

SP Spontaneous

S Symmetric

AS-A Asymmetric with the affected foot behind the unaffected one

AS-UA Asymmetric with the unaffected foot behind the affected one

Events through the sit-to-stand and stand-to-sit tasks

EV₁-O Onset of the task (sit-to-stand)

EV₂-T Transition phase of the task (sit-to-stand)

EV₃-SO Seat-off (sit-to-stand)

EV₄-E End of task (sit-to-stand)

EV₅-O Onset of the task (stand-to-sit)

EV₆-SO Seat-on (stand-to-sit)

EV₇-T Transition phase of the task (stand-to-sit)

EV₈-E End of task (stand-to-sit)

DÉDICACE

À Sébastien, mon complice et allié,
pour ton appui inconditionnel au cours de cette réalisation
et dans la vie

À ma grand-mère,
pour son courage, une source d'inspiration

REMERCIEMENTS

En déposant ce mémoire, j'ai en tête toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à sa réalisation. Cette aventure extraordinaire n'aurait pu être possible sans l'engagement personnel de certaines d'entre elles, à qui j'exprime aujourd'hui toute ma gratitude.

En premier lieu, je veux remercier d'une façon particulière ma directrice, Dre Sylvie Nadeau, pour la confiance qu'elle m'a si généreusement témoignée tout au long de ce projet. Je tiens à souligner son dévouement, sa disponibilité sans borne, sa compréhension dans les moments les plus difficiles et surtout, le fait de m'avoir insufflé ce goût de me dépasser dans la réalisation d'un aussi beau défi. Je remercie aussi sincèrement mon codirecteur dans ce projet, Dr Denis Gravel, pour son assistance et ses précieux conseils. Sa présence et sa rigueur intellectuelle ont été un atout considérable tout au long de l'analyse et de la rédaction. Je suis privilégiée d'avoir eu l'occasion d'échanger, de discuter et d'apprendre à leurs côtés.

Je suis également reconnaissante à Dre Francine Malouin et Dr Bradford J. McFayden, tous deux collaborateurs intéressés dans le présent projet, pour leurs judicieux conseils et le partage de leur expertise. J'adresse aussi des remerciements particuliers à Dominic Désilets, Alain Demers et Lesley Kelley Régnier qui ont participé à la correction de ce mémoire.

Je souhaite également saluer et remercier mes collègues Anabèle, Marie-Hélène, Nathaly et Alexandra pour votre généreuse participation aux collectes et au traitement des données; ce fut un privilège de vous côtoyer. Merci également à ma collègue France Piotte pour m'avoir soutenue, aidée et surtout pour

m'avoir transmis une expérience acquise quelques mois auparavant. Je m'en voudrais d'oublier messieurs André Dumoulin, Pierre Desjardins et Daniel Marineau pour le soutien technique relié à la chaise instrumentée.

Un merci chaleureux et personnel à ma famille qui, fidèle, m'a encouragée dans cette voie. Un appui sincère et utile, sur lequel je peux compter depuis toujours. Un clin d'œil personnel à mes ami(es), qui sont une source constante d'inspiration. La vie m'a choyée de vous savoir à mes côtés. Merci également à mes collègues du CHUM, pavillon Notre-Dame, notamment madame Pierrette Boisvert, pour votre encouragement et pour votre patience pendant cette absence prolongée. Merci aussi à tous les sujets qui ont accepté de participer à ce projet puisque qu'au fond, vous êtes la raison principale de cette recherche.

L'apport financier du Réseau provincial en adaptation-réadaptation (REPAR) du Fonds de recherche en santé du Québec (FRSQ) a contribué à la réalisation de mon projet de recherche. Les bourses, accordées par le REPAR, l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) et de la Faculté des études supérieures de l'Université de Montréal m'ont permis de me consacrer à temps plein à mes études de maîtrise.

Enfin, à mon plus fidèle « supporter », merci Sébastien de m'appuyer avec confiance dans la réalisation de mes rêves, mais surtout, merci de ta complicité, témoignée par ta présence, dans la réalisation de ceux-ci.

Ces deux années furent pour moi extraordinaires, tant du point de vue académique que personnel. J'en ressors personnellement grandie d'avoir modestement contribué à l'avancement de la qualité des interventions dans ma profession.

À tous, sincèrement merci.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE

1.1 Introduction

La capacité de s'asseoir, de se lever, de se tenir debout, de faire un pas et de recommencer constitue la base de la capacité motrice qui donne à l'être humain la possibilité de découvrir le monde, de l'explorer et d'y faire ce qu'il veut (Mercier, 2001). Dès l'âge de 13 mois, l'enfant possède la capacité fonctionnelle de se lever debout en utilisant un schème moteur semblable à celui de l'adulte (Cahill et al., 1999). Au cours de sa vie, un individu exécutera le passage de la position assise à debout des milliers de fois et cette activité exigeante du point de vue musculaire sera de plus en plus difficile à réaliser avec l'apparition du vieillissement (Wheeler et al., 1985) et des problèmes de santé (Kauffman, 1982).

Le passage de la position assise à debout (PAD) est une activité locomotrice essentielle, voire critique, pour vivre de façon indépendante puisqu'il précède d'autres activités fonctionnelles dont la marche (Carr, 1992; Kotake et al., 1993; Khemlani et al., 1999). À l'instar du PAD, le passage de la position debout à assise (PDA) est d'une grande importance puisqu'il permet le retour à la position assise, laquelle réduit la sollicitation des membres inférieurs (Carr et Sheperd, 1998).

Au cours des dernières années, pour comprendre et quantifier le PAD et le PDA, les auteurs ont étudié la cinématique, la cinétique et l'activité musculaire reliées à ces tâches. L'influence de certains facteurs comme la hauteur de la chaise et la position des pieds a aussi fait l'objet de recherche. Ainsi, un

abaissement de la hauteur d'une chaise a pour effet d'accroître l'exigence de la tâche telle qu'estimée par l'augmentation des moments de force aux hanches et aux genoux (Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989; Hughes et al., 1996). Il a aussi été démontré qu'une position initiale des pieds plus antérieure que la normale entraîne une augmentation de l'amplitude de mouvement au tronc afin de permettre un déplacement horizontal du centre de masse au-dessus de la base de sustentation (Vander Linden et al., 1994; Shepherd et Koh, 1996; Khemlani et al., 1999; Kawagoe et al., 2000). D'autres facteurs, telles la vitesse d'exécution de la tâche et l'utilisation des membres supérieurs modifient aussi les stratégies de mouvement utilisées pour effectuer ces tâches (Burdett et al., 1985; Vander Linden et al., 1994; Gross et al., 1998).

Bien que se lever d'une chaise et s'asseoir apparaissent comme des activités quotidiennes simples à réaliser pour la majorité des individus, ces tâches requièrent un niveau d'effort important. Par exemple, Richards et al. (1989) ont rapporté que l'activation des muscles extenseurs du genou équivalait à près de 80% de l'activation musculaire maximale, lors du PAD, chez le sujet sain. Ainsi, pour les personnes qui présentent des pertes de force musculaire aux membres inférieurs, incluant les individus avec une hémiparésie, il peut s'avérer difficile d'accomplir le PAD et le PDA (Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994a; Dion et al., 1999; 2003; Malouin et al., 2001; 2003). En effet, à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC), il résulte généralement une faiblesse musculaire du côté controlatéral à la lésion cérébrale. En terme de performance motrice, cette faiblesse musculaire marquée d'un hémicorps est susceptible d'entraîner des difficultés lors d'activités fonctionnelles bilatérales (exemples: se lever debout et s'asseoir). Qui plus est, avec l'affaiblissement musculaire, il est probable que la sollicitation musculaire soit encore plus grande, voire maximale, comparativement à l'exigence rencontrée chez le sujet sain. Dans ce cas, le sujet hémiparétique ne pourra effectuer la tâche choisie que s'il change les stratégies motrices pour l'accomplir.

Chez la personne hémiparétique, les modifications dans le PAD et le PDA incluent, entre autres, une réduction de la vitesse d'exécution de la tâche, une distribution inégale (asymétrie) de la mise en charge aux membres inférieurs (Engardt et Olsson, 1992; Engardt, 1994b; Eng et Chu, 2002; Chou et al., 2003) et un changement de la trajectoire du centre de masse (Hesse et al., 1994a). Ces modifications peuvent être associées aux nombreuses déficiences que présente une personne hémiparétique, dont la faiblesse musculaire (Millington et al., 1992; Duncan, 1994; Eng et Chu, 2002; Lord et al., 2002). En effet, il est maintenant reconnu qu'il existe un lien étroit entre la faiblesse musculaire et la performance motrice pour diverses tâches fonctionnelles (Olney et Richards, 1996; Carr et Sherperd, 1998; Nadeau et al., 1999; Teixeira et al., 1999).

À ce jour, peu d'études ont évalué l'influence de la hauteur du siège et de la position des pieds sur l'asymétrie de la mise en charge au cours du PAD chez le sujet hémiparétique, et aucune, à notre connaissance, s'est intéressée au PDA de même qu'à l'asymétrie des moments de force aux membres inférieurs chez cette même clientèle au cours des deux tâches. Une étude récente a mis en évidence l'influence de la position initiale des membres inférieurs sur la répartition de la mise en charge sous les pieds, chez le sujet hémiparétique, à partir du moment où le sujet quitte le siège (Brunt et al., 2002). Il est à noter que les études antérieures ayant porté sur l'asymétrie de la mise en charge ont évalué la cinétique à partir du moment où le sujet n'est plus en contact avec le siège. Dans le cadre du présent projet, l'évaluation du PAD et du PDA sera possible pour toute la durée des tâches puisque la technique d'évaluation élaborée dans notre laboratoire permet de quantifier les forces exercées sous chacune des cuisses. Il sera donc possible de connaître l'influence de la hauteur du siège et de la position des pieds sur la performance du PAD et du PDA durant toute la durée d'exécution.

De plus, nous ignorons si l'asymétrie de la mise en charge chez la personne hémiparétique est reliée à la différence bilatérale de la force mesurée aux membres inférieurs ou plutôt si elle est le résultat d'une stratégie motrice inappropriée. C'est pourquoi, dans un deuxième temps, nous analyserons le lien entre la faiblesse musculaire aux membres inférieurs et les asymétries motrices, lors des activités fonctionnelles PAD et PDA, chez le sujet avec une hémiparésie.

1.2 Objectifs de l'étude

1.2.1 Objectif général

L'objectif général de cette étude est de connaître l'influence de deux hauteurs de siège et de quatre positions de pieds sur les variables temporelles et les paramètres biomécaniques (forces de réaction, moments nets aux membres inférieurs) lors du PAD et du PDA chez les personnes ayant une hémiparésie.

1.2.2 Objectifs spécifiques

- Quantifier les modifications de la durée du PAD et du PDA pour deux hauteurs de siège et pour quatre positions de pieds.
- Quantifier les asymétries motrices des paramètres biomécaniques (forces de réaction sous les pieds et sous les cuisses) et déterminer la différence des moments nets entre les deux membres inférieurs, lors du PAD et du PDA, chez des personnes ayant une hémiparésie.
- Quantifier les asymétries de la force musculaire entre les deux membres inférieurs des personnes ayant une hémiparésie.

- Établir les relations entre les asymétries de la force musculaire et les asymétries des paramètres biomécaniques des tâches PAD et PDA.

1.3 Hypothèses de l'étude

En rapport avec les objectifs de l'étude, les hypothèses que nous avançons sont les suivantes :

1.3.1 Différences entre le PAD et le PDA

H1 : La durée du PDA sera plus longue comparativement à la durée du PAD, peu importe la position des pieds, et ce, pour les deux hauteurs de siège.

1.3.2 Différences entre les temps d'exécution

H2 : Le siège haut diminuera le temps d'exécution des tâches PAD et PDA en comparaison au temps d'exécution de ces mêmes tâches lorsque le siège est positionné à une hauteur standard.

1.3.3 Asymétrie des paramètres cinétiques

H3 : L'asymétrie de la mise en charge sera observée sous les cuisses, avant que le sujet se lève (PAD) et après qu'il se soit assis (PDA), non seulement après qu'il ait quitté le siège (PAD) ou avant qu'il touche le siège (PDA).

H4 : La position asymétrique des pieds AS-A (pied hémiparétique derrière) permettra une meilleure répartition des forces sous les pieds et les cuisses de même qu'une réduction de la différence des moments de forces aux membres inférieurs. De plus, la position symétrique S des pieds permettra probablement de mieux distribuer la mise en charge aux deux membres inférieurs

comparativement aux positions initiales asymétriques AS-UA (pied sain derrière) et possiblement en comparaison à la position spontanée.

H5 : L'élévation du siège diminuera l'asymétrie des forces de réaction sous les cuisses et sous les pieds aux membres inférieurs lors de l'exécution du PAD et du PDA.

1.3.4 Corrélations entre l'asymétrie des moments et l'asymétrie de la force musculaire

H6 : Les sujets hémiparétiques qui présentent d'importantes asymétries de la force des muscles sollicités lors du PAD et du PDA auront une différence de moments de force plus importante lors de l'exécution de ces deux tâches.

1.4 Pertinence de l'étude

Les tâches consistant à se lever d'une chaise et à s'asseoir sont d'une très grande importance au point de vue fonctionnel. Bien que les études antérieures aient permis de décrire le schème de mouvement du PAD chez le sujet sain, peu d'études ont traité du PDA et des stratégies utilisées chez l'adulte avec une hémiparésie pour réaliser ces deux tâches sous différentes conditions de hauteurs de siège et de positions des pieds. De plus, la plupart des études ont limité l'évaluation des paramètres cinétiques à partir du moment où le sujet quitte le siège étant donné l'absence de plate-forme de force sous les cuisses. Grâce à un siège instrumenté, les forces de réaction du siège et les paramètres cinétiques (moments nets) du PAD et le PDA pour toute la durée de ces tâches, incluant la période où le sujet est en contact avec le siège, pourront être estimés dans la présente étude. Ainsi, notre étude contribuera à l'avancement des connaissances du PAD et PDA chez la personne présentant une hémiparésie.

Il est bien connu que les sujets hémiparétiques présentent une inégalité de la mise en charge au cours du PAD et du PDA (Engardt et Olsson, 1992; Engardt, 1994b; Eng et Chu, 2002; Chou et al., 2003). Il est donc essentiel d'explorer les facteurs qui influencent la performance motrice au cours du PAD et du PDA dans le but d'améliorer la réadaptation fonctionnelle chez ces individus. De plus, la connaissance de la répartition de la mise en charge durant toute la durée de la tâche permettra d'approfondir la compréhension de la stratégie utilisée par les sujets hémiparétiques pour se lever et s'asseoir. Les différentes conditions d'évaluation (quatre positions de pieds et deux hauteurs de siège) nous permettront de mieux comprendre la stratégie de mouvement qu'utilisent les sujets hémiparétiques pour se lever et s'asseoir.

Il est aussi connu que les sujets hémiparétiques présentent une faiblesse musculaire à la suite d'un AVC. L'étude actuelle permettra d'établir le lien entre la faiblesse musculaire et les asymétries motrices chez les personnes présentant une hémiparésie. S'il advenait que les résultats suggèrent des asymétries plus marquées au PAD et au PDA chez les sujets les plus faibles, il deviendrait essentiel de renforcer spécifiquement les groupes de muscles impliqués pour améliorer la performance fonctionnelle des personnes présentant une hémiparésie.

La présente étude a aussi pour objectif d'offrir les bases pour le développement ultérieur d'un outil de mesure clinique. En réadaptation, la pratique des activités fonctionnelles, dont le PAD et le PDA, occupe une place de choix parmi les interventions thérapeutiques. Il n'existe, à ce jour, aucun test clinique évaluant en détail le PAD et le PDA. Le développement éventuel d'un tel outil pourrait s'avérer très utile pour les cliniciens voulant objectiver la progression de la performance des patients dans l'entraînement du PAD et du PDA. Chez les individus présentant des déficiences motrices, une meilleure

compréhension de la biomécanique du PAD et du PDA entraîne d'importantes implications au point de vue de la réadaptation, en offrant des pistes d'entraînements efficaces (Khemlani et al., 1999).

CHAPITRE 2

RECENSION DES ÉCRITS

Ce chapitre comprend deux sections. La première section définit les paramètres spatio-temporels, la cinématique, la cinétique et l'activation musculaire du PAD et du PDA chez le sujet sain, ainsi que les facteurs extrinsèques (méthodologiques) et intrinsèques (reliés au sujet) qui influencent la réalisation de ces deux tâches fonctionnelles. La seconde partie de ce chapitre traite des principales caractéristiques de l'accident vasculaire cérébral et de son impact sur la performance au cours du PAD et du PDA.

2.1 PAD et PDA chez le sujet sain

Les études du PAD et du PDA chez le sujet sain sont essentielles à la compréhension des stratégies utilisées pour les réaliser. En plus de fournir une description détaillée de ces stratégies, les données obtenues chez le sujet sain peuvent servir de base dans la comparaison avec celles des clientèles présentant diverses pathologies.

2.1.1 Paramètres spatio-temporels

Chez le sujet sain, la durée totale du PAD varie entre 1.3 et 2.5 secondes lorsque la tâche est exécutée à vitesse naturelle (Nuzik et al., 1986; Schenkman et al., 1990; Millington et al., 1992; Baer et Ashburn, 1995; Kerr et al., 1997; Gross et al., 1998). Par ailleurs, Kerr et al. (1997) ne rapportent aucune différence significative entre la durée du PAD et celle du PDA chez les sujets sains jeunes ou âgés, alors que Krajl et al. (1990) et Mourey et al. (1998) trouvent un temps d'exécution plus élevé au PDA en comparaison au PAD chez

les sujets jeunes (ex : 1.31 ± 0.11 s (PAD); 1.4 ± 0.15 s (PDA)) et âgés (ex : 1.33 ± 0.24 s (PAD); 1.69 ± 0.31 s (PDA)).

Chez la personne âgée en bonne santé, les écrits dénotent une ambiguïté concernant le temps d'exécution de la tâche du PAD et du PDA. Certains auteurs ont rapporté un temps d'exécution plus élevé du PAD (Yoshida et al., 1983; Kerr et al., 1997) et du PDA (Mourey et al., 1998) chez les sujets âgés par rapport aux sujets plus jeunes, alors que d'autres n'indiquent aucune différence significative (Pai et al., 1994; Gross et al., 1998) lorsque la tâche est réalisée à vitesse naturelle.

La divergence des résultats entre les études mesurant le temps d'exécution du PAD et du PDA peut être reliée à des différences méthodologiques du protocole expérimental et à l'instrumentation utilisée. Les conditions méthodologiques telles l'identification du début et de la fin de la tâche, la position des pieds et la hauteur de la chaise sont autant de facteurs pouvant faire varier les résultats obtenus d'une étude à l'autre (Schenkman et al., 1990; Hesse et al., 1994a). Ainsi, avant de comparer les résultats des différentes études, il importe de tenir compte de la méthodologie employée et des facteurs susceptibles de faire varier les résultats. L'influence de ces facteurs sur les paramètres du patron de mouvement du PAD et du PDA sera discutée à la section 2.2.

2.1.2 Cinématique

Phases et sous-phases du PAD et PDA

Généralement, la tâche de se lever implique d'abord une flexion du tronc vers l'avant et ensuite un redressement pour parvenir à la station debout. Certains auteurs ont donc divisé le PAD en 2 phases distinctes, soit une phase de flexion suivie d'une phase d'extension (Nuzik et al., 1986). La transition entre

les deux phases est associée au décolllement des cuisses que les auteurs anglophones nomment « seat off ». Le PAD sera décrit en référant aux événements précédant le décolllement des cuisses (phase de flexion) et à ceux suivant ce même événement (phase d'extension). Comme le décolllement des cuisses est un événement qui se produit progressivement (la partie supérieure des cuisses se décollant avant la partie inférieure), la transition entre les deux phases n'est pas instantanée. Pour les besoins de la présente description, le décolllement des cuisses est davantage associé à la perte de contact de la partie inférieure des cuisses avec le siège.

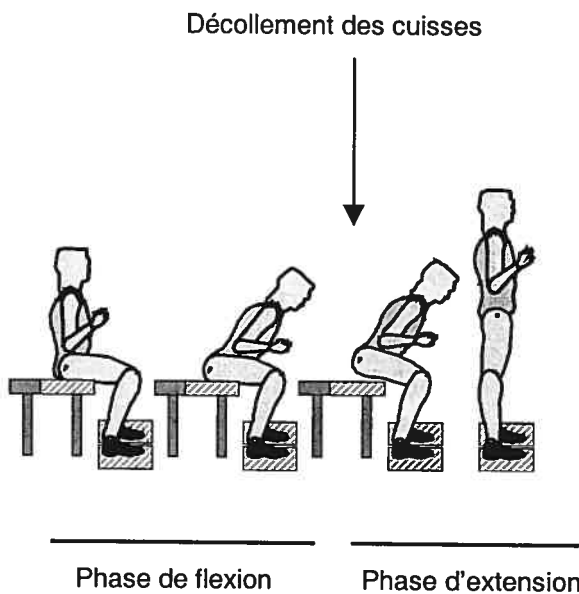


Figure 1. Les phases du PAD telles que définies par le décolllement des cuisses.

La phase de flexion comprend le déplacement antérieur du centre de masse (CM) résultant d'une flexion des hanches et du tronc, ainsi que d'une flexion dorsale aux chevilles à la fin de la phase (Roebroek et al., 1994). Durant cette première phase, le CM atteint une vitesse horizontale maximale alors que la vitesse verticale du CM est de faible amplitude (Roebroek et al., 1994; Hirschfeld et al., 1999; Mourey et al., 2000). Conséquemment, la quantité

de mouvement (produit de la masse par la vitesse) dans la direction horizontale atteint une valeur sommet juste avant le décolllement du siège (Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994; Hirschfeld et al., 1999).

La phase d'extension s'amorce par la suite. Elle est associée au début de la diminution de la quantité de mouvement horizontale et à l'augmentation initiale de la quantité de mouvement verticale avant que le sujet ne quitte complètement le siège (Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994). La phase d'extension active des genoux est alors initiée et le sujet quitte le siège en amorçant le redressement du tronc par une extension des hanches et des genoux combinée à la flexion plantaire (Kelley et al., 1976; Nuzik et al., 1986; Rodosky et al., 1989; Millington et al., 1992; Roebroek et al., 1994). Dans le milieu de la phase d'extension du PAD, la quantité de mouvement vertical du CM atteint une valeur maximale (Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994). À cet effet, ce sont les segments cuisses qui contribuent principalement au momentum vertical (Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994).

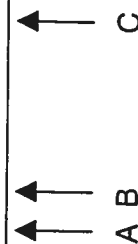
Les phases de flexion et d'extension sont régulièrement subdivisées en sous-tâches dans le but de faciliter l'analyse du mouvement. Kotake et al. (1993) ont identifié six étapes consécutives pour décrire la biomécanique du PAD chez les sujets sains. À partir de la position assise, le sujet fléchit le tronc en antérieur (étape 1). Par la suite, le sujet quitte le siège (étape 2), atteint une flexion maximale aux hanches (étape 3) et ensuite une flexion dorsale maximale aux chevilles (étape 4). Kotake et al. (1993) décrivent ensuite l'étape 5 durant laquelle le sujet parvient à la station debout et stabilise finalement son équilibre dans cette position (étape 6). L'étape 1 de Kotake et al. (1993) correspond à la première phase de « flexion momentum » énoncée par Schenkman et al. (1990) alors que les étapes deux, trois et quatre énumérées constituent la phase du « momentum transfer » décrite par Schenkman et al. (1990). Les deux dernières étapes (5 et 6) de Kotake et al. (1993) correspondent respectivement aux

phases d'extension et de stabilisation de Schenkman et al. (1990). D'autres études ont décomposé le PAD selon des critères différents, tels les variations des forces de réaction (Kralj et al., 1990), les trajectoires verticale et horizontale du centre de masse (Pai et Rogers, 1990; Roebroek et al., 1994), les événements cinématiques de la tâche (Kralj et al., 1990; Park et al., 2003) et l'activité musculaire des membres inférieurs (Millington et al., 1992).

Le tableau suivant (Tableau 1) résume les sous-tâches utilisées par les auteurs pour décrire le PAD. Le nombre de sous-tâches varie de deux à six selon les études. Dans le présent travail, un exercice a été fait afin d'établir les correspondances entre les sous-phases décrites par les auteurs. Le tableau indique clairement que la description du PAD n'est pas standardisée entre les auteurs même si certaines descriptions se rapprochent. Dans le cadre de la présente étude, le PAD et le PDA seront divisés en quatre phases, établies en utilisant quatre points précis lors de l'exécution de chacune des tâches. Ces quatre points, appelés événements, seront déterminés à partir des forces de réaction du siège et du sol en plus de la cinématique angulaire des membres inférieurs. Le premier point (EV-O) correspond à l'événement indiquant le début de la tâche (onset), le second (EV-T), au temps où les forces sur le siège et les pieds sont similaires, le troisième (EV-SO) et le quatrième (EV-E) événements indiquent respectivement le décollement des cuisse (seat-off) et la fin (end) de l'exécution de la tâche du PAD. L'identification des événements est identique pour le PDA à l'exception de l'événement EV-SO (seat-on) qui précède l'événement transition (EV-T). Tel qu'il peut être observé dans le présent tableau, la description du PAD de notre étude se rapproche étroitement de celle qu'a fait Kralj et al. (1990). Les détails relatifs à la description de ces événements pour le PAD et le PDA seront indiqués dans la section méthodologie du premier article.

Tableau 1 : Division de la tâche « assis à debout » en sous-tâches

	Flexion		Extension	
	Initiation	Seat unloading	Ascending	Stabilisation
Nuzik et al. (1986)				
Krajij et al. (1990)				
Krajij et al. (1990)	Forward momentum generation	Vertical acceleration	Vertical deceleration	Tuning of balance
Kotake et al. (1993)	Étape 1	Étape 2	Étapes 3-4	Étape 5
Park et al. (2003)	T0		T1-T2	T3
Schenkman et al. (1990)	Flexion momentum	Momentum transfer	Extension	Stabilization
Roebroek et al. (1994)	Acceleration phase	Transition	Deceleration phase	
Shepherd et al. (1994)	Pre-extension phase		Extension phase	
Kerr et al. (1997)	Forward lean	Vertical displacement / Knee displacement		Recovery
Hirschfeld et al. (1999)	Preparatory phase		Rising phase	Stabilization
Division pour la présente étude	EV-O	EV-T	EV-SO	EV-E



A : Sommet du momentum horizontal
 B : Décollement des cuisses (Seat off)
 C : Sommet du momentum vertical

Déplacements angulaires

Il est aussi possible de qualifier le déplacement angulaire des articulations impliquées dans le PAD et le PDA. Pour la hanche, Johnston et al. (1970) observent une variation angulaire moyenne de 112° dans le plan sagittal pour le PAD et de 104° pour le PDA alors que Laubenthal et al. (1972) rapportent une variation angulaire de 93° pour le genou dans le même plan de mouvement. Nuzik et al. (1986) ont mesuré des angles sommets de 135°, 95° et 106° pour la flexion de la hanche, du genou et de la cheville respectivement, dans une condition d'évaluation non contraignante à partir d'un siège d'une hauteur de 46 centimètres. D'autres études ont rapporté des amplitudes articulaires similaires (Burdett et al., 1985; Crosbie et al., 1997) et d'autres partiellement différentes (Wheeler et al., 1985; Roebroek et al., 1994) au cours du PAD, mais il est difficile de comparer ces résultats entre eux puisque des facteurs méthodologiques diffèrent entre les études, dont la position initiale du tronc et des pieds ainsi que la hauteur de la chaise. Ces différents facteurs influencent les mesures articulaires obtenues. En ce qui a trait à l'analyse du mouvement au tronc durant le PAD, les résultats observés indiquent qu'il y a peu de flexion latérale au tronc ($x=3.56^\circ \pm 1.4$) et peu de rotation axiale ($x=4.83^\circ \pm 2.63$) des épaules (Baer et Ashburn, 1995).

2.1.3 Cinétique

Distribution de la mise en charge

Les études utilisant des plates-formes de forces installées sous les pieds et les fesses ont permis de quantifier la distribution de la mise en charge lors du PAD et du PDA. En position assise, les sujets sains supportent environ 85% du poids du corps sur les cuisses et près de 15% du poids du corps sur les pieds (Hirschfeld et al., 1999). À partir du moment où le sujet quitte la chaise, la mise en charge (MEC) est assurée uniquement par les membres inférieurs, qui

acceptent le poids total du corps. Le PAD nécessite donc un déplacement contrôlé du centre de masse dans les limites de la nouvelle base d'appui (Pai et Rogers, 1990) qui est formée par le contour extérieur des pieds.

Chez le sujet sain, la distribution de la mise en charge entre les membres inférieurs, au cours du lever, est répartie également ou presque (Engard et Olsson, 1992; Hirschfeld et al., 1999; Brunt et al., 2002). Lors du PAD, les résultats de l'étude de Engardt et Olsson, (1992) ont démontré un ratio entre la MEC du membre inférieur droit (MID) et la MEC du membre inférieur gauche (MIG) de 0.99 ($p < 0.001$) chez 16 sujets adultes sans pathologie. Ces mêmes sujets présentaient un ratio de 1.02 ($p < 0.001$) lors du PDA, traduisant une répartition symétrique sur les deux membres inférieurs durant les deux tâches.

Chez le sujet sain, la distribution de la MEC peut être modifiée et acceptée préférentiellement par le membre inférieur non dominant, lorsque celui-ci est placé dans une position avantageuse (i.e. pour supporter le poids du corps) comparativement au membre inférieur dominant (Brunt et al., 2002). Ces résultats démontrent la capacité du sujet sain de modifier la répartition de la MEC sur l'un ou l'autre des membres inférieurs, selon la position initiale des pieds.

Moments musculaires et exigences relatives

Peu d'auteurs ont analysé les moments musculaires durant la phase de flexion. Au niveau de la hanche, Fleckenstein et al. (1988) ont calculé un moment musculaire de flexion s'échelonnant entre 42 et 54 Nm. Ce moment est probablement responsable en partie de la flexion antérieure du tronc associée à celle des hanches qui permet le déplacement initial du centre de masse vers l'avant (Rodosky et al., 1989). À la fin de la phase de flexion, le moment musculaire de flexion est progressivement remplacé par un moment musculaire

impliquant les extenseurs qui dépasse les valeurs lors de la marche et celles au cours de la montée d'un escalier (Andriacchi, 1980, 1982; Rodosky et al., 1989).

Au décolllement des cuisses, les moments musculaires en extension aux genoux et aux hanches atteignent leur valeur maximale (Roebroeck et al., 1994; Gross et al., 1998). À cet instant, dépendamment des études, les résultats indiquent un moment de force plus élevé au genou (Ikeda et al., 1991; Schultz et al., 1992; Roebroeck et al., 1994; Wretenberg et al., 1994) ou à la hanche (Rodosky et al., 1989; Shepherd et al., 1996). Notamment, la position initiale du tronc et la vitesse de déplacement du tronc influencent la distribution des moments de force aux articulations des membres inférieurs puisqu'ils impliquent une modification de la direction et de l'amplitude des forces de réaction du sol (Coghlin et al., 1994; Doorenbosch et al., 1994). Par conséquent, l'intensité des moments de force observés au genou et à la hanche pourra varier selon les facteurs méthodologiques. À la cheville, les moments de force sont faibles comparativement à ceux de la hanche et du genou et demeurent inférieurs au moment de force requis lors de la marche normale (Rodosky et al., 1989).

Certains auteurs ont noté un moment musculaire de dorsiflexion au début de la phase de flexion et à la transition entre les phases de flexion et d'extension, alors qu'un moment musculaire de flexion plantaire apparaît par la suite pour atteindre sa valeur maximale à la fin du PAD (Roebroeck et al., 1994; Gross et al., 1998).

Chez l'adulte en santé (hommes âgés entre 20 et 40 ans), il est rapporté que le moment minimum requis pour se lever d'une chaise représente 27% du torque maximal des extenseurs de la hanche et 30% du torque maximal des extenseurs du genou (Kotake et al., 1993). Qui plus est, chez les sujets âgés présentant une limitation fonctionnelle, ceux-ci utilisent jusqu'à 78% de la force statique maximale des extenseurs du genou pour se lever d'une chaise,

augmentant à 97% de la force disponible pour se lever d'une chaise basse (Hughes et al., 1996).

L'exigence reliée à l'exécution du PAD et du PDA peut être modifiée par des facteurs extrinsèques (méthodologiques) à la tâche et par les caractéristiques intrinsèques de l'individu qui la réalise. Ces facteurs et caractéristiques seront présentés ultérieurement dans le texte.

2.1.4 Activation musculaire

Séquence du recrutement musculaire

Les résultats d'études électromyographiques permettent de dégager un mode d'activation musculaire pour le PAD. Cependant, la sélection des groupes de muscles évalués aux membres inférieurs et au tronc varie parmi les études, ce qui rend parfois ardue la comparaison entre les résultats des recherches. Il existe aussi quelques divergences concernant le moment précis où certains muscles amorcent leur activité au cours du PAD.

Au membre inférieur, le tibial antérieur est le premier muscle activé pour initier le PAD dans une condition où le sujet réalise la tâche sans contrainte (Roebroek et al., 1994; Goulard et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999). À ce moment, le tibial antérieur présente un rôle d'ajustement postural préparatoire (Goulard et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999) et entraîne un déplacement antérieur de la jambe, contribuant au déplacement antérieur du centre de masse (Khemlani et al., 1999). Munton et al. (1984) n'ont pas noté une activité initiale du tibial antérieur mais plutôt une activité simultanée de ce muscle à celle du droit fémoral, du grand fessier et du biceps fémoral. Il est connu que l'activité du tibial antérieur est influencée par la position initiale des pieds (Kawagoe et al., 2000). Avant que le sujet quitte la chaise, d'autres groupes musculaires montrent une activité électromyographique (EMG). Parmi

ces muscles, les abdominaux, les sterno-cléido-mastoïdiens et les trapèzes ont une activité EMG qui traduit leur rôle postural et préparatoire au PAD (Goulard et Valls-Solé, 1999).

Tout juste avant que le sujet quitte le siège, le droit fémoral et le vaste médial s'activent pour permettre l'extension des genoux, suivis immédiatement par l'activation du biceps fémoral et du grand fessier, responsables de l'extension des hanches (Kelley et al., 1976; Millington et al., 1992; Goulard et Valls-Solé, 1999). Qui plus est, les para-spinaux lombaires démontrent une activité EMG qui précède l'activation du quadriceps et des ischios-jambiers, (Millington et al., 1992; Goulard et Valls-Solé, 1999). Le rôle synergique des muscles para-spinaux, accompagnés du quadriceps et des ischios-jambiers permettent d'amener le corps à la station debout (Vander Linden et al., 1994; Goulard et Valls-Solé, 1999).

Finalement, le soléaire et les gastrocnémiens seraient les derniers muscles activés au cours du PAD (Munton et al., 1984; Goulard et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999). Selon ces auteurs, l'activité des fléchisseurs plantaires ne débute qu'après le décollement complet du siège, mais cette observation n'est pas soutenue par les études de Roebroek et al. (1994) et Gross et al. (1998) qui voient un recrutement au début du PAD avant que le sujet quitte le siège. Les fléchisseurs plantaires contribueraient à la stabilité posturale durant le lever de même qu'en station debout (Doorenbosch et al., 1994; Goulard et Valls-Solé, 1999; Khemlani et al., 1999;). L'activation précoce des fléchisseurs plantaires chez les sujets âgés pourrait s'expliquer par une préparation aux perturbations posturales engendrées par le transfert de poids ou par la prévention d'un momentum horizontal trop élevé en station debout, afin d'éviter une chute (Gross et al., 1998).

Les études électromyographiques recensées dans les écrits scientifiques ont été réalisées pour la tâche PAD. À notre connaissance, une seule étude traite de l'activité électromyographique au cours du PDA en indiquant que le mode d'activation est l'inverse de celui enregistré au PAD, sans plus (Munton et al., 1984).

Intensité du recrutement musculaire

Les résultats de l'étude de Richards et al. (1989) indiquent que le PAD et le PDA nécessitent environ 80% et 55% respectivement de l'activation musculaire maximale du vaste interne obtenue lors d'un effort isocinétique. À titre de référence, l'intensité observée lors de la marche et de la montée des escaliers atteignait respectivement 20% et 60%. Une autre étude, menée auprès de 10 sujets sains rapporte, pour le PAD, un niveau d'activité musculaire variant entre 50% et 80% de l'activité musculaire statique maximale des extenseurs du genou mesurée en position assise avec la hanche et le genou à 90° de flexion (Roebroek et al., 1994). Ces résultats électromyographiques indiquent que le recrutement musculaire des extenseurs du genou est très important durant le PAD, beaucoup plus que ne le laissent croire les estimés basés sur les moments de force (voir plus haut). Il est probable que cette incohérence entre les données mécaniques et électromyographiques s'explique par la forte co-contraction des fléchisseurs du genou qui oblige une activation accrue des extenseurs du genou durant le PAD (Roebroek et al., 1994). Cette co-contraction, qui peut paraître inefficace, est associée à l'action opposée des muscles biarticulaires à la hanche et au genou (Fujiwara et Basmajian, 1975; Doorenbosch et al., 1994).

De plus, il a été démontré qu'un changement des moments nets à une articulation n'entraîne pas d'emblée un changement équivalent de l'activité musculaire de l'agoniste primaire lors du PAD. En effet, Doorenbosch et al.

(1994) ont rapporté qu'une diminution significative (22%) du moment extenseur du genou entre deux conditions d'évaluation du PAD (tronc neutre versus tronc en flexion) était caractérisée par une activité EMG constante du vaste médial lors des deux tâches.

2.2 Facteurs extrinsèques

Il est connu que plusieurs facteurs extrinsèques (méthodologiques) influencent les stratégies motrices choisies et les exigences rencontrées lors de la réalisation du PAD et du PDA. Ces facteurs sont notamment la hauteur de la chaise (Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989; Janssen et al., 2002), la position des pieds (Vander Linden et al., 1994; Shepherd et Koh, 1996) et la vitesse d'exécution de la tâche (Vander Linden et al., 1994; Janssen et al., 2002; Lord et al., 2002;). Il est à noter que les études traitant de l'effet de ces différents facteurs ont principalement porté sur le PAD alors que très peu se sont concentrées sur le PDA.

2.2.1 Hauteur de la chaise

Peu importe la stratégie utilisée, il est plus facile de se lever à partir d'une chaise haute que d'une chaise basse (Hughes et al., 1994). Au PAD, lehaussement de la chaise entraîne une diminution significative des amplitudes de mouvement aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville, lors de la phase de flexion (Rodosky et al., 1989; Vander Linden et al., 1994).

En ce qui a trait à la cinétique, il a été démontré que se lever d'une chaise munie d'un siège haut a pour effet de diminuer l'exigence musculaire aux membres inférieurs. À la fin de la phase de flexion, le moment musculaire des extenseurs des hanches et des genoux diminue lorsque le siège est plus élevé (Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989; Hughes et al., 1996). Une diminution

d'environ 50% du moment au genou est observée lorsque la hauteur de la chaise est élevée à 115% de la longueur de la jambe par comparaison à 65% de la longueur de la jambe (Rodosky et al., 1989). Une diminution moindre du moment, mais significative, est également observée à la hanche (Rodosky et al., 1989). À la cheville, la hauteur de la chaise n'a pas d'effet significatif sur le moment des fléchisseurs plantaires (Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989).

À l'opposé, dans une condition où le siège est abaissé, l'exigence biomécanique aux membres inférieurs s'avère supérieure comparativement à une condition avec siège haut. L'augmentation de la vitesse angulaire du tronc dans la phase de flexion est une stratégie utilisée pour répondre à l'exigence accrue qu'impose une condition dans laquelle le siège est bas (Schenkman et al., 1996). L'augmentation de la vitesse est réalisée par une hausse du moment musculaire des fléchisseurs de la hanche (Pai et Rogers, 1991).

2.2.2 Position initiale des pieds

La position initiale des pieds modifie aussi les caractéristiques temporelles, cinématiques et cinétiques du PAD. Lorsque les pieds sont positionnés en antérieur (diminution de la flexion dorsale), la distance que le centre de masse doit parcourir depuis la base d'appui initiale (siège) jusqu'à la nouvelle base d'appui (pieds) est accrue (Shepherd et Koh, 1996). Il a été démontré qu'une position initiale antérieure des pieds oblige le sujet à fléchir la hanche davantage dans la phase de flexion. Il s'ensuit une augmentation de la vitesse de déplacement horizontal du tronc (Vander Linden et al., 1994; Shepherd et Koh, 1996; Khemlani et al., 1999; Kawagoe et al., 2000). Dans la phase d'extension, pour contrebalancer l'augmentation du momentum horizontal produit, la durée de la force de freinage, induite par les membres inférieurs, se voit prolongée (Vander Linder et al., 1994). Une position des pieds plus

antérieure entraîne un prolongement de la durée totale de la tâche et de la phase d'extension (Shepherd et Koh, 1996; Khemlani et al., 1999).

Au décollement des cuisses, dans une condition où les pieds sont antérieurs, la distance entre le centre de gravité et le point d'application des forces de réaction du sol (PAF) est accentuée (Kawagoe et al., 2000). Par surcroît, une position des pieds antérieure extrême peut rendre impossible le passage à la position debout (Shepherd et Koh, 1996).

Lors de la phase d'extension, la position des pieds affecte la séquence des mouvements des différentes articulations. Lorsque les pieds sont placés en position postérieure (cheville en flexion dorsale), l'ordre est le suivant : extension du genou, extension du tronc et extension de la hanche alors qu'une position antérieure des pieds (angle > 90 degrés) entraîne la séquence suivante : extension du tronc, extension de la hanche et extension du genou (Kawagoe et al., 2000). Les résultats de Khemlani et al. (1999) indiquent une extension des hanches précoce au cours de la condition « pieds devant » par rapport à la condition « pieds derrière », mais une séquence d'extension constante des articulations des membres inférieurs entre les deux conditions. Toutefois, la condition « pieds devant » correspond à la position de pieds « neutre » de Kawagoe et al. (2000) ce qui rend difficile la comparaison entre ces deux études.

De plus, dans une condition de départ où la flexion du genou est limitée (une position relative des pieds plus antérieure), le moment extenseur de la hanche au PAD est augmenté en comparaison au moment extenseur correspondant lorsque le genou est positionné initialement en flexion (position relative de flexion dorsale) (Fleckenstein et al., 1992; Shepherd et al., 1996; Kawagoe et al., 2000). Par exemple, pour une hauteur de siège fixée à 40 centimètres, Kawagoe et al. (2000) ont rapporté un moment extenseur

maximum à la hanche de 148.8 (SD=7.5) Nm pour la condition « pieds antérieurs » comparativement à une valeur correspondante de 32.7 (SD=12.1) Nm dans la condition « pieds postérieurs » lors de l'exécution du PAD.

L'asymétrie de la position des pieds a aussi une influence. Lorsque la position initiale est asymétrique (un pied devant et un pied derrière), le tibia antérieur et le quadriceps montrent une augmentation de l'activité EMG du membre inférieur placé en postérieur (Brunt et al., 2002). Dans un tel cas, la mise en charge est asymétrique et le poids du corps est supporté en grande partie par le membre inférieur positionné en postérieur. Bien que la position des pieds puisse faire varier l'exigence musculaire, il semble que la séquence d'activation musculaire aux membres inférieurs ne change pas peu importe que les pieds soient en position neutre (malléole latérale alignée à la face latérale du genou) ou postérieure (10 cm derrière la position neutre) (Khemlani et al., 1999). Par contre, une position antérieure des pieds (10 cm devant la position neutre) altère le patron d'activation musculaire, spécialement celui du tibia antérieur qui atteint une valeur maximale après le décollement du siège et maintient une activité tout au long du lever (Kawagoe et al., 2000).

2.2.3 Vitesse d'exécution

L'influence de la vitesse d'exécution au cours du PAD a aussi fait l'objet de plusieurs d'études. Vander Linden et al. (1994) n'ont rapporté aucune influence de la vitesse d'exécution sur l'excursion aux articulations du membre inférieur au cours du PAD, mais ont constaté que la phase de flexion est raccourcie et que le début de l'activité des extenseurs (phase d'extension) apparaît plus tôt lorsque la tâche est effectuée plus rapidement.

La valeur maximale du momentum vertical du CM est plus élevée (Pai et Rogers, 1990; Gross et al., 1998) et celle-ci est atteinte plus tôt (Pai et Rogers, 1990) lorsque le PAD est réalisé plus rapidement. Contrairement à la composante verticale, la valeur maximale du momentum horizontal du CM n'augmente pas de façon significative entre la condition d'exécution du PAD à vitesse naturelle et celle à vitesse rapide. Il semble qu'un processus neuromusculaire soit mis en marche afin de contrôler l'accélération horizontale du CM et ainsi prévenir une perte d'équilibre lors de l'atteinte de la position debout (Pai et Rogers, 1990).

Le déplacement net du CM diminue de façon significative dans une condition d'exécution rapide (0.44 ± 0.06 m) comparativement à une condition d'exécution lente (0.52 ± 0.05 m) au PAD (Pai et Rogers, 1990). En outre, Gross et al. (1998) indiquent qu'à vitesse rapide, au moment où le sujet quitte le siège, le CM du corps est situé plus en postérieur, comparé à une condition de lever à vitesse naturelle.

Par ailleurs, les forces de réactions du sol sont directement influencées par la vitesse d'exécution au cours du PAD. Plus la vitesse d'exécution est élevée, plus les forces de réaction du sol orientées en postérieures augmentent, afin de maintenir une force de freinage efficace durant le lever (Gross et al., 1998). Cette augmentation des forces de réaction est intimement associée au contrôle du momentum horizontal.

Gross et al. (1998) rapportent une augmentation significative des moments extenseurs de la hanche (sujets jeunes) et du genou (sujets jeunes et âgés) lorsque le sujet exécute la tâche plus rapidement. Les résultats de l'étude de Pai et Rogers (1991) indiquent une augmentation du moment maximal des fléchisseurs de la hanche, des extenseurs du genou et des fléchisseurs dorsaux de la cheville dans une telle condition.

2.3 Facteurs intrinsèques

2.3.1 Âge

Selon Ikeda et al. (1991), les sujets âgés exécutent le PAD avec la même séquence cinématique que les sujets plus jeunes. D'autres études révèlent des différences entre le patron d'exécution du PAD chez les sujets âgés en comparaison à celui décrit chez les sujets plus jeunes. Wheeler et al. (1985) ont rapporté une position initiale des pieds davantage postérieure (-4.6 cm) chez les femmes âgées comparativement à la position adoptée spontanément chez les femmes plus jeunes (-0.4 cm).

À la lecture des résultats de recherches, trois stratégies semblent émerger en ce qui a trait au PAD chez la personne âgée (Hughes et al., 1994). Hughes et al. (1994) ont identifié une première stratégie qu'ils ont nommée « momentum transfer », une seconde qu'ils ont appelée « stabilization » et enfin une stratégie « combined » qui est le résultat d'une combinaison des deux premières. La stratégie « momentum transfer » nécessite un contrôle postural fin puisqu'un déplacement rapide du haut du corps propulse, avec l'aide de la musculature des membres inférieurs, le centre de masse vers la station debout (Hughes et al., 1994).

La stratégie « stabilization » décrite aussi par d'autres auteurs privilégie la stabilité au cours du PAD (Schultz et al., 1992; Mourey et al., 1998) chez la personne âgée. La vitesse horizontale maximale du centre de masse dans la phase de flexion est diminuée lors de l'exécution du PAD à vitesse naturelle (Kerr et al., 1997). La diminution de la vitesse horizontale implique une diminution de la durée de la période de superposition des momentum vertical et horizontal du CM (Kerr et al., 1997). Cette stratégie permet au sujet de positionner le tronc au-dessus de la nouvelle base d'appui avant d'amorcer la

phase d'extension, mais elle nécessite un effort supplémentaire, qui n'est plus assumé par le transfert du momentum horizontal vers le momentum vertical, pour parvenir à la station debout (Hughes et al., 1994).

Enfin, d'autres auteurs semblent décrire la séquence de mouvement chez la personne âgée comme une combinaison des deux premières stratégies décrites par Hughes et al. (1994). Ainsi, il est rapporté que la flexion antérieure du tronc, au début de la tâche, est accentuée (Wheeler, 1985; Kerr et al., 1997; Gross et al., 1998; Papa et Cappozzo, 2000) et réalisée à plus grande vitesse (Papa et Cappozzo, 2000) chez la personne âgée. Au lever, le momentum horizontal est alors augmenté (Gross et al., 1998; Papa et Cappozzo, 2000) et le CM est localisé plus près de la nouvelle base d'appui définie par les pieds (Schultz et al., 1992; Papa et Cappozzo, 2000). Cette stratégie permet au sujet de diminuer l'effort musculaire global à fournir au cours du lever (Papa et Cappozzo, 2000).

Chez certains sujets âgés, au moment du décolllement des cuisses, le CM se trouve en postérieure par rapport à la position du CM chez le sujet plus jeune. Cette modification de la position du CM peut être interprétée comme une solution protectrice afin d'éviter une chute en antérieur (Mourey et al., 2000). En ce qui concerne le patron d'activation musculaire au cours du PAD, celui-ci ne diffère pas entre les sujets jeunes et âgés, à l'exception de l'activation précoce des fléchisseurs plantaires, chez les sujets âgés (Gross et al., 1998).

2.3.2 Participation des membres supérieurs (MS)

La participation des membres supérieurs n'est pas essentielle à la réalisation du PAD, mais ceux-ci peuvent contribuer à générer le momentum du centre de masse (Dion, 2001). L'utilisation des membres supérieurs, pour se lever, réduit significativement le moment de force des extenseurs du genou et

de la hanche comparativement au lever sans l'aide des mains (Burdett et al., 1985; Schultz et al., 1992). Par conséquent, chez certains individus, l'utilisation des membres supérieurs peut s'avérer une stratégie essentielle à la réussite du PAD. Réciproquement, une force insuffisante aux membres supérieurs peut limiter la performance de ces gens dans l'exécution du PAD (Schultz et al., 1992). La restriction du mouvement des bras a comme conséquence une augmentation de l'exigence du PAD dans la phase d'extension (Carr, 1992).

2.3.3 Autres facteurs

Les écrits scientifiques dévoilent d'autres facteurs intrinsèques à l'individu susceptibles d'influencer la réalisation du PAD et du PDA. La force musculaire, la sensibilité (Engardt et Olsson, 1992, Lord et al., 2002), l'équilibre (Bohannon, 1988), le statut psychosocial, la proprioception et l'anxiété sont des exemples de facteurs pouvant contribuer à la prédiction de la performance au PAD (Lord et al., 2002), en particulier chez les personnes âgées.

Parmi tous les facteurs intrinsèques rapportés dans les écrits, la faiblesse musculaire constitue la variable la plus importante à considérer pour analyser la performance du PAD (Lord et al., 2002). La faiblesse musculaire sera un facteur considéré principalement dans le cadre de la seconde étape de la présente étude. Néanmoins, nous traiterons de la faiblesse musculaire dans la prochaine section alors que nous aborderons l'accident vasculaire cérébral, ses conséquences et la performance du sujet hémiparétique lors de la réalisation des tâches fonctionnelles PAD et PDA.

2.4 L'accident vasculaire cérébral (AVC)

2.4.1 Statistiques des AVC

L'accident vasculaire cérébral est défini comme l'apparition soudaine d'un déficit neurologique focal dû à une perturbation du flot sanguin, entraînée par une lésion cérébrale ischémique ou hémorragique (O'Sullivan et Schmitz, 1994). Chaque année, 40 000 à 50 000 nouveaux AVC sont rapportés au Canada (Fondation des maladies du Coeur du Canada, 2002). L'AVC occupe le quatrième rang parmi les causes de décès au sein de la population canadienne (Fondation des maladies du Coeur du Canada, 2002). Or, avec une population vieillissante, le fardeau des AVC mesuré d'après les décès, les incapacités et les coûts des soins de santé demeure un problème important (Petrasovits et Nair, 1994). Par ailleurs, bien que le taux de mortalité décroisse, les nombreuses personnes victimes survivant à un AVC doivent vivre avec les conséquences de cette affection plutôt que d'en mourir (Clarke et al., 2002). Selon Santé Canada (2000), l'AVC est le premier facteur de déficience et d'incapacité chez la population âgée canadienne.

Cliniquement, les déficiences sensorielles, motrices, mentales, perceptuelles et celles reliées à la parole modifient la réalité quotidienne des individus ayant subi un AVC. Les incapacités qui résultent de ces déficiences diminuent la qualité de vie de ces personnes en limitant, entre autres, leur indépendance dans les activités fonctionnelles, dont la capacité de se lever et de s'asseoir. Parmi les déficiences motrices rencontrées chez l'hémiplégique, la faiblesse musculaire est celle qui prédomine et elle est un facteur très important pour la réalisation du PAD puisque ce dernier implique une exigence musculaire considérable des membres inférieurs (Kotake et al., 1993). Il est donc attendu que la faiblesse musculaire modifiera l'exécution du PAD et du PDA de façon importante chez la personne hémiplégique. La section suivante

traite de la manifestation de la faiblesse musculaire chez le sujet ayant subi un AVC.

2.4.2 La faiblesse musculaire

Chez la personne hémiparétique, la faiblesse musculaire du côté controlatéral à la lésion cérébrale est largement documentée (Bohannon, 1987; Bourbonnais et al., 1989; Canning et al., 1999). Certains auteurs ont démontré une diminution de la force musculaire chez des sujets post-AVC en phase aiguë (2-40 jours post-AVC), variant entre 23% et 37% de la force mesurée chez un groupe de sujets sains (Bohannon et Andrews, 1995). D'autres ont documenté la faiblesse chez des sujets hémiparétiques en phase aiguë et subaiguë par rapport à la force du côté ipsilatéral à la lésion. Les valeurs de force au membre supérieur hémiparétique varient entre 2,5% et 99% de la valeur mesurée du côté sain. Au membre inférieur hémiparétique, les résultats varient entre 23% et 94% de la valeur de force obtenue du côté non atteint (Colebatch et Gandevia, 1989; Adams et al., 1990). Chez la personne hémiparétique, la faiblesse musculaire se manifeste par une diminution de la force maximale générée mais aussi par une lenteur à développer la force au cours de la contraction musculaire (Bourbonnais et al., 1989; Canning et al., 1999).

Au cours des dernières années, les connaissances relatives à la distribution de la faiblesse musculaire à la suite d'un AVC ont été remises en question et sont controversées. Historiquement, le consensus basé sur l'observation clinique voulait que la sévérité et l'amélioration des déficits de force du côté hémiparétique suivent une séquence de proximal à distal tant pour le membre supérieur que pour le membre inférieur. De plus, il était rapporté que la récupération de la force musculaire au membre supérieur était plus lente et moins significative qu'au membre inférieur. Enfin, il était accepté que les fléchisseurs au membre supérieur et les extenseurs au membre inférieur

s'avéraient moins atteints que leurs antagonistes respectifs (Andrews et Bohannon, 2000). Cependant, les résultats d'études récentes ne permettent pas de conclure à un modèle unique et rigide d'apparition et de récupération de la faiblesse musculaire. Au contraire, l'état des connaissances actuelles indique plutôt une variation dans l'ordre d'apparition de la faiblesse musculaire chez la personne ayant subi un AVC.

Par ailleurs, bien qu'inférieure au côté controlatéral, une perte de force ipsilatérale à la lésion est aussi documentée dans les écrits scientifiques, variant entre 58,9% à 91,5% de la force musculaire mesurée chez un groupe de sujets témoins (Bohannon et Andrews, 1995; Andrews et Bohannon, 2000). Certaines idées ont été avancées pour expliquer la diminution de la force musculaire du côté ipsilatéral à la lésion cérébrale à la suite d'un AVC. D'une part, les axones cortico-spinaux ne croisent pas tous à la décussation des pyramides et 10% ou moins des axones restent du côté ipsilatéral (Andrews et Bohannon, 2003). Ainsi, une atteinte cérébrale aurait un effet controlatéral mais aussi ipsilatéral d'intensité moindre. D'autres part, les patients victimes d'AVC demeurent souvent inactifs dans les premiers jours suivant l'AVC, ce qui peut entraîner une atrophie musculaire de non-usage (Andrews et Bohannon, 2003). La troisième explication avance la possibilité d'une condition de vie plus sédentaire chez les sujets ayant subi un AVC, et ce, avant l'accident vasculaire, comparativement au groupe de sujets témoins qui seraient plus actifs (Bohannon et Andrews, 1995; Andrews et Bohannon, 2003).

Une atteinte de la force musculaire au tronc peut aussi être observée chez l'adulte hémiparétique (Bohannon, 1992; Bohannon et al., 1995; Tanaka et al., 1998). L'évaluation de la force musculaire du tronc, à l'aide d'un dynamomètre manuel, a démontré une diminution significative de la force des fléchisseurs latéraux, comparativement au côté non atteint chez un groupe de sujets hémiparétiques en phase aiguë (Bohannon, 1992). Selon Bohannon et al.

(1995), la flexion antérieure est la direction pour laquelle la faiblesse au tronc est prédominante à la suite d'un AVC. Tanaka et al. (1997) ont également documenté la faiblesse musculaire du tronc chez des sujets hémiparétiques comparativement à un groupe témoin. Ces auteurs ne rapportent aucune différence significative de la force maximale en rotation du tronc entre le côté atteint et le côté non-atteint, bien que la performance chez le groupe de sujets hémiparétiques soit inférieure à celle mesurée chez le groupe de sujets témoins. De plus, chez le sujet hémiparétique, la force en flexion/extension tend à diminuer lorsque la vitesse angulaire augmente (Tanaka et al., 1998).

D'un point de vue clinique, la faiblesse musculaire est reconnue comme un facteur limitant la récupération des capacités motrices des sujets ayant subi un AVC (Teixeira et al., 1999). Ceci se manifeste, entre autres, par une difficulté dans la réalisation d'activités fonctionnelles comme la marche, la descente d'un escalier et le PAD (Györy et al., 1976; Dettmann et al., 1987; Bohannon, 1989; Power et al., 1996). En effet, la faiblesse musculaire est liée étroitement avec la fonction (Nadeau et al., 2001a, 2001b). Par exemple, la force des extenseurs de la hanche est corrélée positivement avec l'habileté à réaliser le PAD chez un groupe de sujets présentant une diminution de la force musculaire. Il en résulte que les sujets les plus forts tendent à se lever plus rapidement (Gross et al., 1998; Inkster et al., 2003). De même, la force des fléchisseurs latéraux du tronc est reliée à la capacité de maintenir l'équilibre en position assise (Bohannon, 1992; Bohannon et al. 1995).

Il est maintenant connu que les personnes hémiparétiques, qui présentent des pertes de force, doivent utiliser une plus grande proportion de leur force résiduelle pour exécuter les mêmes activités fonctionnelles que les sujets sains (Nadeau et al., 1999a). Par ailleurs, puisque le PAD et le PDA requièrent un recrutement efficace de la musculature des membres inférieurs et du tronc, il est possible que la faiblesse musculaire entraîne des compensations

motrices chez le sujet hémiparétique afin qu'il puisse réaliser l'une ou l'autre des tâches. Par exemple, l'augmentation de la flexion antérieure du tronc et la réduction de la vitesse d'exécution au cours du PAD sont rapportées comme des éléments compensatoires observés chez les patients qui présentent une faiblesse musculaire (Butler et al., 1991). Les sections suivantes décrivent les caractéristiques des mouvements du PAD et du PDA telles qu'observées chez l'adulte hémiparétique.

2.4.3 PAD et PDA chez le sujet hémiparétique

Déplacement du centre de masse (CM)

Les mouvements du PAD et du PDA chez le sujet hémiparétique ont fait l'objet de certaines études au cours des dernières années. Les résultats indiquent des différences entre ces mouvements et ceux observés chez le sujet sain.

Les compensations observées se distinguent, entres autres, par un déplacement modifié du centre de masse par rapport à celui rapporté chez le sujet sain. Au moment où le sujet quitte le siège, la projection du CM chez le sujet hémiparétique se situe dans les limites de la nouvelle base d'appui (deux cm devant les talons), soit une projection plus antérieure comparativement au groupe de sujet sain (Hesse et al., 1994a). Par ailleurs, entre le moment où le sujet quitte le siège et la fin du PAD, le déplacement antérieur total du CM est inférieur chez le sujet hémiparétique (diminution de 33%) comparativement au groupe témoin (Hesse et al., 1994a). Cette stratégie peut être interprétée comme un moyen d'éviter un déplacement trop important du CM vers l'avant qui pourrait provoquer une chute vers l'avant, tel que l'ont rapporté Mourey et al. (2000), chez la personne âgée, dans la phase de flexion.

Dans la direction médio-latérale, Cheng et al. (1998) rapportent une augmentation significative du déplacement du CM au cours des deux tâches, entre les sujets hémiparétiques (12.05 cm PAD et 8.86 cm PDA) et les sujets sains (6.73 cm PAD et 5.84 cm PDA). L'étude de Hesse et al. (1994a) indique que les sujets hémiparétiques montrent une augmentation du déplacement de leur CM en latéral avant de quitter le siège (augmentation de 78%) et après avoir quitté le siège (augmentation de 50%) comparativement au groupe de sujets témoins.

Durée d'exécution de la tâche

De nombreux auteurs ont comparé le temps requis pour se lever d'une chaise et pour s'asseoir chez le sujet hémiparétique en comparaison au temps d'exécution chez le sujet sain en bonne santé. L'ensemble des résultats indiquent clairement un temps d'exécution du PAD (Yoshida et al., 1983; Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994a; Chou et al., 2003) et du PDA (Cheng et al., 1998) plus long chez l'adulte hémiparétique en comparaison au sujet sain. Pour se lever d'une chaise, un sujet hémiparétique requiert un temps d'exécution entre 1.3 et 2.5 fois supérieur au temps requis pour un sujet en bonne santé, apparié selon l'âge.

Asymétrie de la mise en charge

Au cours du PAD et du PDA, le sujet hémiparétique présente une distribution inégale de la mise en charge aux membres inférieurs (Engardt et Olsson, 1992; Engardt, 1994b; Eng et Chu, 2002; Chou et al., 2003) alors qu'elle est presque symétrique chez le sujet sain (Hirschfeld et al., 1999). En général, chez le sujet hémiparétique, le membre inférieur atteint supporte entre 24% et 38% du poids du corps au cours du PAD et du PDA (Engardt et Olsson,

1992; Engardt, 1994b; Cheng et al., 1998). La distribution de la mise en charge chez le sujet hémiparétique a été, entre autres, exprimé en ratio :

$$\frac{\text{poids supporté par le membre inférieur atteint}}{\text{poids supporté par le membre inférieur non atteint}}$$

La valeur de ce ratio varie entre 0.6 (correspondant à 37.5% du poids supporté par le membre inférieur hémiparétique) et 0.68, selon les auteurs (Engardt et Olsson, 1992; Hesse et al., 1994a). Un ratio de « 1 » correspond à une distribution symétrique de la mise en charge aux membres inférieurs.

La mise en charge au cours du PAD a aussi été étudiée chez un groupe de sujets hémiparétiques avec et sans antécédents de chutes. La différence de l'asymétrie de la mise en charge entre le membre inférieur sain et atteint s'est avérée significative entre les deux groupes de sujets hémiparétiques. Les valeurs de 24% et de 29% correspondent à la mise en charge sur le membre inférieur atteint au PAD et les valeurs de 26% et 28% au PDA, pour les sujets hémiparétiques avec et sans antécédents de chutes respectivement (Cheng et al., 1998).

Il a été démontré que cette distribution s'améliore chez le sujet hémiparétique lorsque le PAD et le PDA sont accompagnés de consignes (Engardt et Olsson, 1992), de *feedback* auditifs (Engardt, 1994a) ou encore que le membre inférieur atteint est placé dans un position mécaniquement avantageuse, c'est-à-dire en postérieur par rapport au membre inférieur non atteint (Brunt et al., 2002). Par exemple, la distribution de la mise en charge sur le membre inférieur hémiparétique atteint 44.4% (PAD) et 43.5% (PDA) du poids du corps lorsque les sujets reçoivent la consigne de répartir le poids le plus uniformément possible sur les deux membres inférieurs (Engardt et Olsson,

1992). À la lumière de ces résultats, il semble que le sujet hémiparétique ait la possibilité d'améliorer la symétrie de sa mise en charge lors du PAD et du PDA.

En outre, bien qu'il apparaisse que le sujet hémiparétique évite de répartir également la mise en charge sur les membres inférieurs lors du PAD et du PDA, celui-ci peut transférer plus de 50% du poids du corps sur la jambe hémiparétique durant une activité volontaire de transfert de poids, et ce, dans toutes les directions (Eng et Chu, 2002). L'asymétrie de la mise en charge lors du PAD et du PDA est peut-être reliée à l'aspect dynamique de ces deux tâches et à l'exigence mécanique nécessaire pour les réaliser. Au cours du PAD et PDA, le sujet peut favoriser le membre inférieur sain par sécurité d'une part et pour augmenter la vitesse d'exécution, d'autre part (Engardt, 1994a). De plus, à la suite d'un AVC, l'utilisation du membre inférieur atteint étant régulièrement évitée par le sujet, il peut s'en suivre un phénomène de non-usage (Taub et al., 1993) se traduisant par une diminution de la mise en charge sur le membre inférieur atteint.

Telle que mentionnée, l'exigence mécanique élevée lors de la réalisation du PAD et du PDA est influencée par un ensemble de facteurs d'ordre méthodologique, dont la hauteur de la chaise et la position des pieds. De plus, les caractéristiques intrinsèques à l'individu, tels l'affaiblissement musculaire, les troubles d'équilibre, la diminution de la sensibilité et les déficiences reliées au vieillissement peuvent modifier la performance du PAD et du PDA (Lord et al., 2002; Eriksrud et Bohannon, 2003). Il est fort probable que de telles conditions amènent le sujet à utiliser des stratégies motrices qui divergent du patron de mouvement standard pour réussir à se lever et s'asseoir.

2.5 Résumé des études impliquant le PAD et le PDA chez le sujet sain et le sujet avec une hémiparésie et implications pour la présente étude

Au cours des dernières années, le PAD a fait l'objet de nombreuses études, mais peu d'auteurs ont traité du PDA, qui demeure une activité essentielle pour maintenir l'indépendance fonctionnelle. Notamment, les travaux de recherche traitant de la cinétique, de la cinématique et de l'activité musculaire du PAD ont permis de dresser un modèle d'exécution du mouvement chez le sujet adulte, jeune et âgé. Ces études ont également mis en évidence l'exigence relative de ces deux tâches parmi les activités réalisées quotidiennement. Par ailleurs, l'étude des facteurs intrinsèques à l'individu et des facteurs méthodologiques, tel la hauteur de la chaise, la position des pieds et la vitesse d'exécution de la tâche, ont aidé à mieux comprendre les adaptations et compensations utilisées pour réaliser le PAD. Il est à noter que les études antérieures traitant de la mise en charge et des moments de force au cours du PAD ont été réalisées principalement à partir du moment où le sujet quitte le siège, étant donné l'absence de plates-formes de forces sur celui-ci.

Ainsi, les connaissances du mouvement fonctionnel chez le sujet sain ont servi de cadre de référence pour l'évaluation du mouvement pathologique chez diverses clientèles présentant des déficiences, dont les sujets qui présentent une hémiparésie. À ce jour, plusieurs études se sont intéressées au patron de mouvement du PAD et plus particulièrement à l'asymétrie de la mise en charge chez ce groupe de sujets. Certains auteurs se sont intéressés aux facteurs pouvant améliorer la mise en charge sur le membre inférieur atteint. Brunt et al. (2002) ont pour leur part évalué l'influence de la position des pieds sur l'asymétrie de la mise en charge de cette clientèle.

Jusqu'à maintenant, nous ignorons si l'asymétrie de la mise en charge chez l'adulte hémiparétique apparaît tôt au PAD, avant que le sujet quitte le

siège ou si elle se manifeste seulement à la suite du décollement des cuisses, et inversement au PDA. Par ailleurs, peu d'études ont traité de l'influence de la hauteur du siège et de la position initiale des pieds sur l'asymétrie de la mise en charge au cours du PAD et du PDA, chez cette même clientèle. De plus, aucune étude, à notre connaissance, n'a rapporté l'influence de ces mêmes facteurs sur l'asymétrie des moments de force aux membres inférieurs pour ces deux tâches chez l'adulte hémiparétique. Enfin, les écrits scientifiques n'ont pas démontré si la différence des moments musculaires entre les deux membres inférieurs chez la personne hémiparétique est reliée à la différence bilatérale de la force mesurée aux membres inférieurs.

Ainsi, la présente étude a pour objet de mettre en évidence l'influence de la hauteur du siège et de la position des pieds sur l'asymétrie des paramètres biomécaniques lors du PAD et PDA chez l'adulte hémiparétique et d'explorer le lien entre ces asymétries et l'asymétrie de la faiblesse musculaire. L'asymétrie de la mise en charge entre le membre inférieur atteint et le membre non atteint prendra en considération la différence entre les forces de réaction verticales au niveau des cuisses et des pieds. Cela sera possible puisque nous avons développé une chaise instrumentée munie de capteurs de forces au niveau du siège.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

La méthodologie et les résultats de ce projet de recherche sont présentés dans les deux manuscrits suivants :

- ◆ **The effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiplegia.** Guylaine Roy, Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Francine Malouin, Bradford J. McFadyen, France Piotte

- ◆ **Side difference in the hip and knee moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks executed with various foot placements in individuals with hemiparesis.** Guylaine Roy, Sylvie Nadeau, Denis Gravel, Francine Malouin, Bradford J. McFadyen, France Piotte

L'auteur principal confirme sa participation à la collecte, l'analyse et l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction des articles cités ci-dessus.

Dre Sylvie Nadeau (directrice) et Dr Denis Gravel (co-directeur) ont supervisé l'ensemble des travaux du présent mémoire. Dre Sylvie Nadeau a initialement élaboré le protocole de recherche et encadré l'analyse des données. Tous deux ont activement participé au choix des analyses statistiques, à l'interprétation des résultats et à la rédaction des articles scientifiques.

Dre Francine Malouin et Dr Bradford J. McFadyen, collaborateurs du projet de recherche, ont mis à contribution leur expertise dans l'élaboration du protocole de recherche et l'analyse des résultats. Enfin, Madame France Piote a été impliquée dans l'analyse statistique et l'interprétation des données.

TITLE: The effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiplegia

AUTHORS: Guylaine Roy,^{1,2} Sylvie Nadeau,^{1,2} Denis Gravel,^{1,2} Francine Malouin,^{3,4} Bradford J. McFadyen,^{3,4} France Pottie²

AFFILIATIONS: ¹Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation de Montréal

² École de réadaptation, Université de Montréal

³Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec

⁴Département de réadaptation, Université Laval, Canada.

Author for correspondence:

Dr. Sylvie Nadeau,
Professeure agrégée,
Université de Montréal,
École de réadaptation
C.P. 6128, succursale Centre-ville,
Montréal (Québec), Canada H3C 3J7
Phone: (514) 343-2253
FAX: (514) 343-2105



ABSTRACT:

OBJECTIVE: The asymmetrical disability of persons with hemiparesis can determine changes in the performance of activities that require interactions between the two sides of the body. The purpose of this study was to assess the effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces under the thighs and feet during rising from a chair and sitting down. **SUBJECTS:** Twelve participants with a chronic hemiparesis (mean age: 49.7 ± 9.0 years) able to stand up without using their hands participated in the study. **METHOD AND MATERIALS:** The subjects were required to rise at natural speed from an adjustable instrumented chair that measured the forces under each thigh. Forces under each foot were also recorded by two force plates. Foot conditions included: 1) spontaneous placement, 2) symmetrical placement, 3) asymmetrical placement with the affected foot behind the unaffected one and 4) asymmetrical placement with the unaffected foot behind the affected one. These placement conditions were evaluated with chair heights equal to 100% and 120% of leg length. For both tasks, the asymmetry of the vertical reaction forces (VRFs) was calculated at onset, transition time, seat-off or near seat contact and at the end. The asymmetry could vary from 0%, no asymmetry between sides, to 100%, maximal asymmetry between sides. **RESULTS:** Time to execute the tasks ranged from 2.38 s to 3.76 s with higher values observed for the stand-to-sit task than for the sit-to-stand task. Overall, the asymmetry was greatest in the middle part of the tasks (transition and seat contact times) and was not influenced by the chair height. With spontaneous and symmetrical placement of the foot, the execution of the tasks from a standard chair height showed maximal asymmetry values ranging from 20% to 24% for the sit-to-stand task and from 16% to 21% for the stand-to-sit task. At the transition time, when the subjects were still in contact with the seat, the asymmetry originated from a difference between sides at both the thigh and the foot. The asymmetry of foot placement greatly modified the VRFs under each side in the mid phases of the tasks. **CONCLUSION:** This study indicated that asymmetry is present before seat-off and after seat-on in sit-

to-stand and stand-to-sit tasks and that asymmetrical foot placement changed the distribution of weight-loading on the affected side. These findings should be taken into consideration when clinicians assess or train patients' ability to rise from a chair and to sit down.

KEYWORDS: Stand, Sit, Kinetics, Instrumented chair, Hemiplegia

INTRODUCTION

Rising from a chair and sitting down are common activities and, in some respect, the most mechanically demanding functional tasks undertaken daily (Riley et al., 1991). In the past two decades, researchers have studied the biomechanics of sit-to-stand (SitTS) and, to a lesser extent, the stand-to-sit (StandTS) activities, in young and older healthy subjects (Yoshida et al., 1983; Kralj et al., 1990; Schenkman et al., 1990; Riley et al., 1991). These studies have provided a description of the normal motor pattern and task performance useful for comparisons with individuals having physical impairments. The SitTS task is characterized by a flexion phase that changes smoothly to an extension phase (Riley et al., 1991; Carr, 1992; Reisman et al., 2002). This last phase includes a progressive unloading on the seat with a corresponding loading on the foot until loss of contact with the seat (Nuzik et al., 1986; Kralj et al., 1990). Subsequently, extension at the knee and hip joints continues until the standing position is reached. The StandTS shows phase components that mirror those of the SitTS. During these tasks, the kinematics and the kinetics at the lower limbs in healthy subjects are very similar and weight-bearing asymmetry is minimal, with the difference in loading between the lower limbs reported to range from 10.4% to 17.41% of body weight (Hesse et al., 1994a, Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003).

Results in healthy subjects have also shown that foot placement modifies the SitTS and StandTS kinematics and kinetics. The initial position of the foot relative to the anterior edge of the chair seat affects the forward distance needed to be covered by the center of mass (COM) to take the weight over the foot (Shepherd and Koh, 1996; Kawagoe et al., 2000). Indeed, it has been shown that, in comparison with a standard foot placement, a forward foot placement when rising from a chair increases the duration of the task, the trunk flexion velocity during the flexion phase (Shepherd and Koh, 1996, Khemlani et al., 1999) and, also, the maximal hip extension moment during the extension

phase in healthy subjects (Fleckenstein et al., 1988; Shepherd and Koh, 1996; Kawagoe et al., 2000).

The ground reaction forces also show some variations depending on the foot placement. Stevens et al. (1989) obtained 70% reduction in the magnitude of the initial anterior directed force under the feet in the subject's preferred leg position as compared to a standardized leg position (knees at 90° of flexion). The preferred leg position is associated with a flexed knee angle (>90°) and a dorsiflexion of the ankle. Kawagoe et al. (2000) also reported a significant reduction in the mean maximal value of the vertical component of the ground reaction forces during standing up with the knee at 90° of flexion and the ankle in the neutral position in comparison to an anterior foot placement.

Previous studies have also revealed that the SitTS and StandTS mechanical parameters vary with the chair height. A lower chair position creates an increase in mechanical demand, as demonstrated by higher net extension moments at the knee and hip than those calculated for a higher chair height (Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989; Schenkman et al., 1996). For example, Rodosky et al. (1989) have reported that the knee extension moment was increased by 50% by lowering the chair seat height from 115% of the knee height to 65% of the knee height in healthy subjects. Some healthy older and young subjects use strategies like increased trunk flexion velocity and efficient momentum transfer at seat-off to overcome the mechanical demands imposed by a low chair seat height (Schenkman et al., 1996). In terms of weight-bearing on the lower limbs during standing, the maximum value of the vertical component of the ground reaction force increases with the decrease in chair height (Kawagoe et al., 2000). To our knowledge, the foot placement and chair height effects have never been reported for the StandTS task.

Following a stroke, the ability to perform SitTS and StandTS is reduced. Persons with a hemiparesis have a SitTS characterized by a longer duration

(Yoshida et al., 1983; Engardt and Olsson, 1992; Hesse et al., 1994a), by modifications of both the anterior/posterior and medial/lateral displacement of COM (Yoshida et al., 1983; Hesse et al., 1994a; Lee et al., 1997; Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003) and by an asymmetrical weight-bearing pattern (Engardt and Olsson, 1992; Engardt, 1994a, 1994b; Cheng et al., 1998; Eng and Chu, 2002; Chou et al., 2003). Comparison of the level of asymmetry across studies is difficult because the asymmetry was expressed in different ways, for example by the vertical-force difference between left and right limbs (Hesse et al., 1994a; Cheng et al., 1998; Hesse et al., 1998; Chou et al., 2003), the percentage of body weight under the affected and unaffected leg, (Engardt, 1994a; Engardt and Knutsson, 1994; Brunt et al., 2002) and the weight load ratio between the affected and unaffected leg (Engardt and Olsson, 1992; Hesse et al., 1994a). Meanwhile, all studies have shown that the difference in body weight distribution between the affected and unaffected limbs varies from 24% to 53% of total body weight (Hesse et al., 1994a; Cheng et al., 1998; Hesse et al., 1998; Chou et al., 2003), whereas the difference when sitting down was found to be between 44% and 47% of the total body weight (Cheng et al., 1998). According to Brunt et al. (2002), the asymmetrical weight-bearing pattern in individuals with hemiparesis can be improved by altering the initial foot placement of the affected limb during SitTS. When the affected foot is placed behind the unaffected one, there is no longer any significant difference between the peak vertical reaction forces of the two limbs during SitTS, for the patients with hemiparesis.

No study had quantified the level of asymmetry of vertical force on seat when both the thighs and the feet support the body weight in healthy subjects or individuals with physical impairments. Hirschfeld et al. (1999) have seen a significant difference in applied forces between the left and right buttocks during initial sitting in healthy subjects but did not present the pattern of asymmetry during the task. The chair height effect on the force asymmetry value has never been investigated and the study of foot placement needs to be broadened to

quantify the asymmetry for the StandTS task. The purpose of this study, therefore, was to analyze the effects of varying foot placement and chair height on the asymmetry of the vertical reaction forces (VRFs) under the foot and thighs in the SitTS and StandTS tasks performed by individuals with hemiparesis. The asymmetry was calculated for four distinct events, namely onset, the transition point that corresponds to equal VRFs under the foot and thighs, near-seat contact (just after seat off in the SitST task or just before seat-on in the StandST task) and the end of the task. Three hypotheses were verified: 1) The asymmetry of the VRFs will vary during the four events, with the highest values to be observed at the transition and near-seat contact times; 2) The asymmetry will be modified by the foot placement with the lowest and highest levels of asymmetry occurring with the affected foot placed behind and ahead of the unaffected foot respectively and that the spontaneous foot condition will show a high level of asymmetry; and, 3) The level of asymmetry of the VRFs will be less for the elevated seat height than for the standard seat height.

METHODS

Participants:

A sample of convenience of 12 adults (3 females, 9 males) with chronic hemiparesis due to a cerebrovascular accident was studied. Nine of them presented a left-sided hemiparesis. Their mean age was 49.7 (\pm 9.0) years, ranging from 27 to 62 years old and their post-stroke time was between 6 months and 6 years. Their mean (\pm 1 SD) stature and body mass were of 172.4 (\pm 5.9) cm and 77.0 (\pm 15.7) Kg, respectively. They had different levels of walking ability with a natural speed ranging from 0.27 to 1.20 m/s and all had a residual motor impairment of the lower limb (score of 6 or less in the Chedoke McMaster Stroke Assessment). All participants could stand up and sit down independently from a standard chair without using their hands and were able to tolerate two

hours of activities with appropriate rest periods. The subjects did not present other relevant health problems. Persons with either cognitive impairments or cerebellar involvement were excluded from this study. The subjects took part in a clinical exam session lasting 1.5 h (not reported in this paper) and a 2-h laboratory session assessment of the SitTS and StandTS tasks. The two sessions were separated by a rest period to avoid fatigue. An informed consent was obtained from each subject before the experimentation and the project was approved by the Ethics Committee of the research centre. This study was carried out at the pathokinesiology laboratory located at the Research Centre of the Montreal Rehabilitation Institute from January to December 2003.

Laboratory assessment of the sit-to-stand and stand-to-sit tasks:

Tasks:

The participants had to stand up and sit down, both arms crossed on the chest, at natural speed from an instrumented height-adjustable chair (Figure 1) using four foot positions: 1) spontaneous (SP): no instructions given on the initial placement of the feet;. 2) symmetrical (S): both feet placed in 15° of dorsiflexion, which implies an additional 15° of knee flexion relative to the 90° standard knee angle; 3) asymmetrical with the affected foot (AS-A) dorsiflexed at 15° and placed behind the unaffected foot, the latter being in front of the affected foot by a distance corresponding to 50% of the subject's foot length, and 4) asymmetrical with the unaffected foot (AS-UA) dorsiflexed at 15° and placed behind the affected foot. These conditions were repeated at two chair heights (standard and elevated). The standard chair level corresponded to the chair seat set at each individual leg length determined as the distance from lateral femoral condyle to the ground. The elevated chair level was adjusted to 120% of the individual leg length. The participants were instructed to look straight ahead at a target placed 4 m in front of them, to stand up, to keep the standing position approximately 5 s and then to sit down. This was done without moving their feet while they executed the tasks. Marks on the thighs and on the ground were used to ensure that the subjects had the same position on the seat and the same foot

placement on the ground from one trial to another at a given condition. For successive subjects, the chair height was alternated. The spontaneous condition (SP) was always performed first whereas the other three foot positions were randomized. Three trials were performed at each condition of foot placement and chair level and the second and third trials were retained for the analyses.

Equipment:*Kinetic measurements:*

An instrumented chair with a sitting surface of 25.5 cm x 51.0 cm for each thigh and equipped with a force platform set-up measured the forces under each thigh. The platform comprises four AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA) strain gauge transducers (MC3A-3-250) two for each thigh. The chair height (seat level) varies from 39 to 77 cm and can easily be changed by adjusting the scissors-jack. The chair was bolted to the concrete floor, which raises the natural frequency and dissipates any vibrations. The details of the chair set-up and its characteristics are reported in a paper by Desjardins et al. (submitted). Two AMTI (OR6-7-1000) force plates embedded in the floor, were used to measure the force under each foot. This platform organization allowed the orthogonal forces and moments under the thighs and feet to be recorded for the whole duration of the tasks. The seat and the ground reaction forces were collected at 600 Hz. The data was later filtered with a 4th-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and resampled at 60 Hz to match the kinematic data. The results related to the VRFs and the duration of the tasks are reported in this paper.

Kinematic measurements:

An Optotrak 3020 system (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) was used to record the 3D kinematic data sampled at 60 Hz. Position and orientation of the feet, legs, thighs, pelvis, trunk and head were calculated from three non collinear infrared markers placed on each segment. In addition, specific anatomical areas on the feet, the shanks, thighs and pelvis were digitized with

an Optotrak 6-Marker probe. Kinematic data were filtered with a 4th order Butterworth, zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz. Using the analysis package from Mishac Inc. (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada), the relative angles in the sagittal plane were calculated at the hip, knee and ankle joints. These angles were used to determine the end of the SitTS task and the onset of the StandTS task (see data analysis section).

Data analysis and dependent measures:

Eight-distinct events, four for both the SitTS and the StandTS tasks were identified (Figure 2). For the SitTS; onset of the task (EV₁-O), the transition point phase that corresponded to almost similar forces under foot and thigh (EV₂-T), seat-off (EV₃-SO) and end of task (EV₄-E). Events for the StandTS task were EV₅-O; EV₆-SO; EV₇-T; EV₈-E with a change in the sequence for EV₆-SO (seat-on) and EV₇-T in comparison to the SitTS task because the seat-on event preceded the transition point in the StandTS task. Seat-off and seat-on events are the points where the subject is just leaving the seat and is near to establishing contact with the seat, respectively. The events were numbered in order of occurrence. The beginning of the SitTS task was defined as the first perceptible change of the vertical force (feet or thigh) whereas the ending corresponded to the beginning of a stable extension of the hip in the standing position. These events for the StandTS task were determined respectively by the first observable change in the hip extension towards flexion and the last perceptible changes in the vertical force (foot or thighs). The time of occurrence of the eight events was determined by observing the vertical force and angular displacement profiles for each condition on the unaffected side. These time values were used in a subsequent program to determine the corresponding VRFs on the affected and unaffected sides. Thus, the VRF values for the affected and unaffected sides are observed at the same time of occurrence for a given event, foot placement and chair height condition.

The mean of two trials for each condition was used to calculate the main dependent variable, an index of asymmetry of the VRFs between sides. This index, expressed in percent, was defined as follows:

Index of asymmetry of VRF

II

$$\frac{\text{VRF (foot and thigh combined) on the unaffected side} - \text{VRF of perfect symmetry}}{\text{VRF of perfect symmetry}}$$

where perfect symmetry corresponded to equal VRF on the right and left sides (total of VRF/2). This index of asymmetry therefore indicates to what extent the affected (or unaffected) side moves away from perfect weight-bearing symmetry. It can vary from 0%, no asymmetry between sides, to 100%, maximal asymmetry between sides with a positive value indicating greater loading on the unaffected side.

In the transition phase of the SitTS (EV₂-T) and StandTS (EV₇-T), the index of asymmetry was also calculated separately for the forces at the thigh and at the feet level. The index of asymmetry data of individuals with hemiparesis was examined and compared to determine the influence of events, foot placements and chair heights.

Statistical analyses:

Descriptive statistics (mean and one standard deviation) were calculated for the time to execute the tasks and the index of asymmetry for the total VRFs for all conditions and at each event. In addition, at the transition point (SitTS: EV₂-T and StandTS: EV₇-T), the asymmetry is also reported for the foot and thigh separately. The difference between the SitTS and StandTS duration times was tested by a two-way repeated ANOVA including foot placement conditions as the second repeated factor. To verify the three hypotheses, two-way repeated measures ANOVAs were used to assess the effects of event, foot

placement and chair height on the index of asymmetry. For the effect of events, the repeated factor was the event and the between factor, the seat height. For the foot placement effect, the foot placement replaced the events as the repeated factor. These analyses were performed separately for the SitTS and StandTS tasks. When the ANOVA revealed significant differences ($p < 0.05$) and no interaction, planned contrasts were applied to locate the sites of differences in the repeated factor. When testing differences across events or foot placements, the level of significance was adjusted for multiple comparisons with an appropriate Bonferroni correction. In these cases, the level of significance was 0.008 ($0.05/6 = 0.008$). If interaction was present, the same approach was used but a one-way ANOVA model was applied to the event and foot-placement conditions for each chair height and to the chair height for each event and foot-placement condition. At the transition point (SitTS: EV₂-T and StandTS: EV₇-T), these analyses were applied to the asymmetry of the VRFs at the thigh and foot levels. Statistical analysis was performed using SPSS® software Windows (Version 10).

RESULTS

Duration of the SitTS and StandTS tasks

The duration of the task was always longer for the StandTS than for the SitTS task (Table 1, $p < 0.01$) regardless of the foot placement and chair height level. The means varied from 2.38 s to 2.89 s and from 3.18 s to 3.76 s for SitTS and StandTS, respectively. For the SitTS task, mean values for the elevated chair height show a trend towards shorter values than the standard chair height, except for the AS-UA condition. The contrary was observed for the StandTS task.

Overview of the asymmetry

The mean values of asymmetry for each condition are presented in Table 2. For the SitTS task, the lowest and highest mean values of VRF asymmetry were -1.7% and 27.8% , respectively. Corresponding values for the StandTS task were similar, with 2.1% and 30.0% . In general, the pattern of asymmetry across events and foot placement conditions was similar for the SitTS and the StandTS tasks (Figure 3). At the beginning of the task (EV-O), the mean asymmetry of VRFs was no more than 10% and sometime negative ($\leq 7\%$). The asymmetry was considerable at EV-T or EV-SO when spontaneous and AS-UA foot placements were evaluated. During the same events, the AS-A foot placement conditions determine asymmetry around 11% and 5% for the SitTS and StandST tasks, respectively.

Effects of events

For the SitTS, the two-way repeated measures ANOVA performed on each foot condition showed only a significant effect of the event factor without interaction (seat height and event factor). The planned contrasts applied to locate the differences between the events revealed significantly higher values of asymmetry for EV₂-T than EV₁-O ($p < 0.001$) in all conditions, except AS-A. For the latter condition, no significant difference was obtained between events except a trend between EV₁-O and EV₄-E ($p = 0.035$). For all foot placement conditions, no significant difference was found between the asymmetry at EV₂-T and at EV₃-SO. A significant higher asymmetry of the VRFs was confirmed at EV₃-SO compared to EV₄-E, for the symmetrical condition (S) and the condition with the affected foot ahead of the unaffected foot (AS-UA).

For the StandTS, the asymmetry of the VRFs reached a peak value in the second event (EV₆-SO) corresponding to seat-on and decreased progressively (EV₇-T and EV₈-E) to attain a value close to the one observed at onset. The statistical analysis revealed no significant effect of the event factor for the AS-A foot condition ($p > 0.05$) whereas there was an effect in the other three foot

conditions (SP, S and AS-UA) with no interaction and no seat height effects. For all conditions except AS-A, the asymmetry at EV₆-SO was greater than that at EV₅-O and at EV₈-E ($p < 0.008$). A significant difference was also obtained between the asymmetry at EV₆-SO and EV₇-T for the SP and S foot conditions whereas for the AS-UA, a difference between these two events was only observed at the elevated chair height.

Effects of foot placement

During SitTS, at EV₁-O, there is no significant difference in asymmetry between the four foot conditions evaluated (Figure 3). However, at EV₂-T and EV₃-SO, when subjects rose from the chair, the two-way repeated measures ANOVA revealed an effect of the foot condition factor, no effect of seat height and no significant interaction. The planned contrasts indicated that the asymmetry was significantly reduced in the AS-A condition compared to the other three foot placement conditions ($p < 0.008$). In fact, the mean asymmetry at EV₂-T was around 10% in the AS-A condition as compared to 24% in the SP condition, 21% in the S condition and 28% in the AS-UA condition (Table 2).

Overall, the asymmetry of the VRFs at the feet and thighs demonstrated a pattern of asymmetry similar to the one described previously for both segments combined (thighs and feet). At EV₂-T, the statistical analysis indicated that the reduction of total asymmetry in the AS-A foot condition originated from a lower asymmetry of VRFs under both the feet and the thighs. The AS-A condition was significantly different from the other three foot conditions (Figure 4A and 4C).

For the StandTS task, at EV₅-O and EV₈-E, the asymmetry of VRFs was less than 10% and no significant difference was obtained between all conditions for each of those two events (ANOVAs; $p > 0.05$; Figure 3). At EV₆-SO, for both seat heights, the AS-A condition showed a lower asymmetry compared to the three other conditions, as for the SitTS task. Moreover, for the same event, the

contrasts also revealed a difference between the S and AS-UA foot conditions ($p < 0.008$) at both chair heights.

At EV₇-T, for the natural chair height, the ANOVA reached also the level of significance and the contrast revealed that the asymmetry was reduced in the AS-A condition compared to the S and AS-UA conditions ($p < 0.008$). This reduction was also present for the asymmetry related to forces under the thighs for the same conditions (Figure 4B and 4D). For the VRFs under the feet, the asymmetry was significantly reduced in the AS-A condition compared to the S condition ($p < 0.008$) and almost significant compared to the AS-UA condition ($p = 0.017$). At EV₇-T, for the elevated chair height, no significant difference was obtained between the four foot conditions.

Effects of seat height

For the SitTS, the statistical analyses performed between the standard and elevated chair heights did not reveal any significant difference between the symmetry of the VRFs for a given event, regardless of the foot placement. Almost identical results were obtained for the StandTS tasks.

DISCUSSION

This is the first paper to examine the effects of chair height and foot placement on the asymmetry of the VRFs during both the SitTS and StandTS tasks in a group of subjects with hemiparesis. In this study, asymmetry was observed mainly in the mid-phase of both SitTS and StandTS tasks for all foot placements, except when the affected foot was placed behind the unaffected one. With this last foot position, the asymmetry is considerably reduced, reaching values similar to those reported in healthy subjects (Hesse et al., 1994a, Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003).

Duration of the SitTS and StandTS tasks

It takes a shorter time to rise from a chair than to sit down. A longer duration of the StandTS task in comparison to the SitTS task has also been found in previous studies (Krajl et al., 1990; Mourey et al., 1998). For the symmetrical foot placement condition, at the standard chair height, the time to accomplish the SitTS task (2.71 s) was almost identical to the value (2.73 s) reported by Cheng et al. (1998) for a group of hemiparetic subjects. The time to accomplish the StandTS was also in the range (2.8 to 3.9 s) of values reported previously (Engardt, 1994a; Cheng et al., 1998). However, the time required to execute both tasks was longer than those observed in healthy subjects (Krajl et al., 1990; Schenkman et al., 1990; Millington et al., 1992).

Overall, the duration of the SitTS showed a trend towards a shorter duration when the subjects rose from an elevated chair. This might be simply explained by the fact that the elevated chair height reduced the total displacement needed to reach the standing position (Rodosky et al., 1989). Astonishingly, the contrary was found for the StandTS task. So far, we have no explanation for that finding. The difference in duration between standing up and sitting down as well as between chair height conditions might be related to the uncertainties associated with the lack of visual guidance, the difference in the proprioceptive inputs or the time available for movement corrections during the tasks.

Asymmetry in the SitTS and StandTS tasks

The present study showed a pronounced asymmetrical pattern of VRFs when subjects rose or sat down spontaneously with values up to 59% at seat-off and to 64% at seat-on. Previous studies also have reported that body weight is distributed unevenly, at seat-off, for patients with stroke, during the sit-to-stand task executed spontaneously (Engardt and Olsson, 1992; Eng and Chu, 2002; Chou et al., 2003). These results support the clinical observation that subjects with hemiparesis appear to put more weight on the less affected side.

Effects of events

Individuals with hemiparesis already adopted an asymmetrical pattern in the first part of the SitTS task, before seat-off when the thighs are still in contact with the seat. It should be emphasized that the asymmetry observed during this period (EV₂-T) originated from unequal VRFs at both the thighs and the feet. This finding corroborates the results of previous studies showing significantly larger medial/lateral displacements of COM or COP toward the unaffected side, in subjects with hemiparesis compared to healthy subjects (Hesse et al., 1994b, 1998). The asymmetry at EV₂-T and EV₃-SO corresponded to the period when the subject controls the initial horizontal momentum to keep the body COM within the base of support and generates the vertical momentum to reach the standing position (Pai and Rogers, 1990). During this period, the hip and knee extension muscular moments almost attained maximal values (Roebroek et al., 1994). So the high asymmetry in VRF values obtained in these critical events reflects the subject's preference to assure more body weight-bearing on the unaffected limb and suggests that muscle weakness is a determinant of the asymmetry.

Our study also showed that the StandTS presents an asymmetrical pattern like the SitTS task. However, except for the AS-A foot condition, the asymmetry was less in the transition phase (EV₇-T) than at seat-on (EV₆-SO) particularly for the elevated chair height. This specific finding might be associated with the difference in the type of efforts required when executing the StandST compared to the SitST. In the StandST task, muscles contract eccentrically (Carr and Shepherd, 1998) and the corresponding increase in the maximal strength associated with this type of contraction might be sufficient to reduce the effort at the hip and knee on the affected side, reducing the asymmetry between the limbs. An alternative explanation is the possibility that the subject is giving way at EV₇-T because he is now in contact with the seat with no necessity to control the lowering of the body. Additional analyses of the

net joint moments will allow a better understanding of the difference in the asymmetry between EV₇-T and EV₆-SO in the StandTS task.

Effects of foot placement

For the group of subjects assessed, placing the affected foot behind the unaffected foot greatly reduced the asymmetry of VRFs, with mean values below 11% for SitTS and below 8.5% for the StandTS tasks. This difference was close to the one (8%) reported by Brunt et al. (2002) for the peak vertical force using a similar foot placement in a group of persons with hemiparesis. This was observed throughout the SitTS and StandTS tasks, not only at seat-off or seat-on. In healthy subjects rising from a chair using their preferred foot placement, the mean asymmetry in loading between the lower limbs was reported to be in the range of 10.4% to 17.41% (Hesse et al., 1994a; Cheng et al., 1998, Chou et al., 2003). Thus, with the affected foot placed behind the unaffected one, no asymmetry is demonstrated in patients with hemiparesis and this can be a strategy to force weight-bearing of the affected side during rehabilitation.

The reduction of asymmetry in the AS-A condition compared to the spontaneous condition indicates that the subject with hemiparesis, when given a choice, will not bear the weight that they are capable of bearing on the affected limb (Eng et Chu, 2002). It is not well understood why they spontaneously adopt this asymmetrical pattern but one can propose that it represents the best compromise in terms of decreasing the level of muscle effort, ensuring safety and dynamic stability and being effective in performing the SitTS and StandTS tasks. Additional analyses of the effects of foot placements on other variables such as the horizontal forces, the net joint moments and the dynamic stability will certainly be beneficial to our understanding of the reasons for the patients' choice. For patients with severe motor impairments, it could be difficult, even impossible, to execute the task using the AS-A condition. Faced with this situation, a more symmetrical foot placement might be a compromise used by

clinicians to help their patients relearn symmetrical weight-bearing during rising from a chair or sitting down.

From another point of view, the results of the present study revealed a need to control the foot position when assessing a subject's abilities to execute the SitTS and StandTS tasks. Since some foot positions might help the patient to perform better than others, clinicians must control this confounding variable before concluding on any changes in their patients' abilities.

Effects of chair height

The level of symmetry of the VRFs was not changed by the seat height position. Previous studies have revealed that an elevated seat height reduces the angular displacements (Rodosky et al., 1989), angular velocities (Schenkman et al., 1996) at the lower limbs, as well as the ground reaction forces (Kawagoe et al., 2000), the net joint moments (Burdett et al., 1985, Rodosky et al., 1989) and the muscular activity (Kawagoe et al., 2000) in healthy subjects during standing. However, the effects of different seat heights on the asymmetry of the tasks has not been reported. It was hypothesized that an elevated chair height would reduce the asymmetry of VRFs because an easier task would be accomplished using a more symmetrical pattern than a more difficult task. This hypothesis is based on the premise that asymmetry in muscle strength as observed in subjects with hemiparesis affects the asymmetry in SitST and StandST mainly when tasks require large muscular efforts. This premise appears to be true when comparing asymmetry across events (see discussion above) but is not supported by a comparison of chair height. However, asymmetry in VRFs cannot be equated with asymmetry of muscle activation as estimated by the joint moment. For instance, joint moments are also dependent on horizontal forces and the position of the center of pressure. As suggested before, kinetic and electromyographic analyses should be done to conclude definitively about muscle involvement.

On an individual basis, we know that the seat height level affected the abilities of a subject to rise from a chair and sit down without falling onto the chair. This is particularly relevant in the case of subjects having more severe motor impairments. In fact, two subjects had to be removed from the current study because they did not succeed in executing all conditions. These subjects were more severely impaired. For instance, they presented a Chedoke McMaster Stroke Assessment score of the affected leg and foot of three and two, respectively. Both were able to stand up and sit down spontaneously from the elevated chair height whereas they were unable to execute the tasks from the standard chair height. We conclude that the variability in the level of impairments among a small group of subjects may have minimized the effect of chair height on the asymmetry of VRFs. Consequently we will also recommend that the chair height be standardized when assessing the subjects' ability to rise from a chair and sit down, particularly if their motor impairments are severe.

CONCLUSION

This study concurs with previous studies that revealed a shift in weight-bearing from the affected to the unaffected side when subjects with hemiparesis rise from a chair or sit down. It shows that individuals with hemiplegia rise from a chair and sit down spontaneously using an asymmetrical pattern of VRFs. The AS-A condition considerably reduced the asymmetry of the VRFs between the lower limbs, reflecting more symmetrical weight-bearing under the thighs and feet during the SitTS and, also, the StandTS tasks. Contrary to AS-A, the AS-UA foot placement resulted in significant asymmetry and must be avoided if the training aim is to develop symmetry in the SitTS and StandTS tasks or avoid the non-use syndrome often adopted by subjects with hemiparesis (Andrews and Bohannon, 2003). In addition, the symmetrical (S) condition can be seen as an alternative for subjects unable to rise or sit down with the affected foot behind the unaffected foot because it also helps to improve the symmetry of the VRFs.

Finally, we recommend control of the foot position and seat height when assessing the abilities of performing the SitTS and StandTS tasks.

ACKNOWLEDGMENTS

Guylaine Roy was supported by a M.Sc. scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ/REPAR) and Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec. Sylvie Nadeau holds a new investigator salary support from Canadian Institute of Health Research (CHIR). The project was financed by REPAR/FRSQ and the CHIR. We thank all the subjects who participated in this project as well as Pierre Desjardins and Daniel Marineau for their technical support.

REFERENCES

- Andrews, A., & Bohannon, R. (2003). Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 125-130.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M., & Schechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit-to-stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 924-929.
- Burdett, R., Habasevich, R., Pisciotta, J., & Simon, S. (1985). Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Physical Therapy*, 65(8), 1177-1183.
- Carr, J. (1992). Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8, 159-164.
- Carr, J., & Shepherd, R. (1998). *Neurological Rehabilitation: optimizing motor Performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Cheng, P., Liaw, M., Wong, M., Tang, F., Lee, M., & Lin, P. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1043-1046.
- Chou, S., Wong, M., Leong, C., Hong, W., Tang, F., & Lin, T. (2003). Postural Control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 42-47.
- Eng, J., & Chu, K. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1138-1144.
- Engardt, M. (1994a). Long term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26, 65-69.
- Engardt, M. (1994b). *Rising and sitting down in stroke patients.*, Karolinska Institute, Stockholm.
- Engardt, M., & Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 24, 67-74.

Engardt, M., & 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.

Fleckenstein, S., Kirby, R., & MacLeod, D. (1988). Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *Journal of Biomechanics*, 21(11), 915-918.

Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M., & Mauritz, K. (1994a). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26, 161-166.

Hesse, S., Jahnke, M., Bertelt, C., Schreiner, C., Lucke, D., & Mauritz, K. (1994b). Gait outcome in ambulatory hemiparetic patient after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors. *Stroke*, 25, 1999-2004.

Hesse, S., Schauer, M., Petersen, M., & Jahnke, M. (1998). Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 30, 81-86.

Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M., & Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *Journal of Neurophysiology*, 82, 3021-3029.

Kawagoe, S., Tajima, N., & Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopedic Science*, 5, 124-133.

Khemlani, M., Carr, J., & Crosbie, W. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics*, 14, 236-246.

Kralj, A., Jeager, R., & Munih, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation. *Journal of Biomechanics*, 23(11), 1123-1138.

Lee, M., Wong, M., Tang, F., Cheng, P., & Lin, P. (1997). Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5), 401-410.

Millington, P., Myklebust, B., & Shambes, G. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 609-617.

- Mourey, F., Pozzo, T., Rouhier-Marcer, I., & Didier, J. (1998). A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age and Ageing*, 27, 137-146.
- Nuzik, S., Lamb, R., Vansant, A., & Hirt, S. (1986). Sit-to-stand movement pattern. *Physical Therapy*, 66(11), 1708-1713.
- Pai, Y., & Rogers, M. (1990). Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 378-384.
- Reisman, D., Scholz, J., & Schöner, G. (2002). Coordination underlying the control of whole body momentum during sit-to-stand. *Gait and Posture*, 15, 45-55.
- Riley, P., Schenkman, M., Mann, R., & Hodge, W. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 77-85.
- Rodosky, M., Andriacchi, T., & Andersson, G. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanism during rising. *Journal of Orthopedic Research*, 7(2), 266-271.
- Roebroeck, M., Doorenbosch, C., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, 9, 235-244.
- Schenkman, M., Berger, R., Riley, P., Mann, R., & Hodge, W. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy*, 70(10), 638-648.
- Schenkman, M., Riley, P., & Pieper, C. (1996). Sit-to-stand from progressively lower seat heights-alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*, 11(3), 153-158.
- Shepherd, R., & Koh, H. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28, 79-88.
- Stevens, C., Bojsen-Moller, F., & Soames, R. (1989). The influence of initial posture on the sit-to-stand movement. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58, 687-692.
- Yoshida, K., Iwakura, H., & Inoue, F. (1983). Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 15, 133-140.

Table 1: Duration, in second, of the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks for all foot placement and chair height conditions.

TASKS	FOOT PLACEMENT*	DURATION	DURATION
		Standard Chair	Elevated Chair
SitTS	SP	2.71 (0.84)	2.38 (0.52)
	S	2.71 (0.59)	2.53 (0.56)
	AS-A	2.89 (0.72)	2.74 (0.60)
	AS-UA	2.40 (0.47)	2.40 (0.47)
StandTS	SP	3.27 (0.64)	3.48 (0.74)
	S	3.18 (0.66)	3.31 (0.63)
	AS-A	3.39 (0.52)	3.76 (0.69)
	AS-UA	3.36 (0.56)	3.36 (0.53)

* SP: spontaneous; S: symmetrical foot placement; AS-A: affected foot backwards; AS-UA: unaffected foot backwards (for details, see text).

Table 2 : Asymmetry in the vertical reaction forces (VRFs), in percentage, for the four distinct events during the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) task for all foot placement and chair height conditions.

STANDARD CHAIR	FOOT PLACEMENT*	EVENTS			
		EV ₁ -O	EV ₂ -T	EV ₃ -SO	EV ₄ -E
SitTS	SP	-1.7 (16.9)	24.3 (22.1)	21.1 (16.7)	8.73 (22.2)
	S	2.0 (19.4)	21.4 (21.1)	20.0 (16.3)	9.20 (22.5)
	AS-A	2.4 (20.0)	10.1 (24.9)	11.1 (20.2)	10.7 (23.7)
	AS-UA	-2.8 (13.0)	27.8 (18.2)	25.6 (12.7)	11.4 (23.9)
		EV ₅ -O	EV ₆ -SO	EV ₇ -T	EV ₈ -E
StandTS	SP	9.7 (22.3)	20.8 (19.4)	16.0 (22.5)	8.0 (18.5)
	S	7.5 (23.5)	20.8 (20.4)	17.0 (22.8)	8.8 (22.4)
	AS-A	8.5 (24.0)	6.0 (22.7)	5.0 (21.1)	5.9 (14.7)
	AS-UA	8.8 (20.8)	30.0 (18.3)	24.0 (22.9)	8.2 (19.0)
ELEVATED CHAIR	FOOT PLACEMENT	EV ₁ -O	EV ₂ -T	EV ₃ -SO	EV ₄ -E
SitTS	SP	-2.5 (12.8)	20.7 (19.5)	22.3 (18.8)	13.6 (25.6)
	S	-3.6 (18.0)	17.4 (21.7)	17.2 (22.1)	7.8 (20.7)
	AS-A	-4.8 (17.0)	10.4 (20.7)	9.4 (22.1)	6.1 (22.7)
	AS-UA	-6.9 (13.8)	25.5 (21.2)	26.2 (22.3)	10.2 (23.2)
		EV ₅ -O	EV ₆ -SO	EV ₇ -T	EV ₈ -E
StandTS	SP	8.3 (24.1)	24.8 (23.9)	12.8 (19.5)	3.8 (15.6)
	S	5.4 (20.0)	18.8 (25.2)	11.0 (18.9)	2.6 (19.0)
	AS-A	3.4 (19.5)	4.5 (20.9)	6.2 (16.9)	6.0 (15.0)
	AS-UA	8.8 (19.8)	27.3 (19.4)	11.6 (17.7)	2.1 (16.2)

* SP: spontaneous; S: symmetrical foot placement; AS-A: affected foot backwards; AS-UA: unaffected foot backwards (for details, see text).

FIGURES LEGEND

Figure 1: The instrumented adjustable chair used for the laboratory assessment to evaluate sit-to-stand and stand-to-sit tasks.

Figure 2: Vertical reaction forces (VRFs) under the thigh and foot, and sagittal angles at the knee, hip and ankle from a individual trial recorded for the spontaneous foot placement at standard chair height. Starting from the left, the subject initiates the sit-to-stand (SitTS) task, holds the standing posture and then completes the stand-to-sit (StandTS) task. The events for the SitTS, EV₁-O, EV₂-T, EV₃-SO, EV₄-E correspond to onset of the task, transition point, seat-off and end of task, respectively. Events for the StandTS task were identified using the same method (EV₅-O to EV₈-E) with a change in the sequence for EV₆-SO (seat-on) and EV₇-T in comparison to the SitTS (see text for details).

Figure 3: Graphs showing the mean values of asymmetry between the vertical reaction forces on the affected and unaffected sides for the four events. Left graphs are sit-to-stand (SitTS) tasks while right graphs are stand-to-sit (StandTS) tasks. Mean values are presented for each foot placement condition for the standard chair seat level (Upper figures A) and for the elevated seat level (lower figures B).

Figure 4: Graphs A to D show the mean asymmetry (1SD) between thighs and foot at the transition point (EV₂-T for SitTS and EV₇-T for StandTS) for each foot placement and chair height condition.

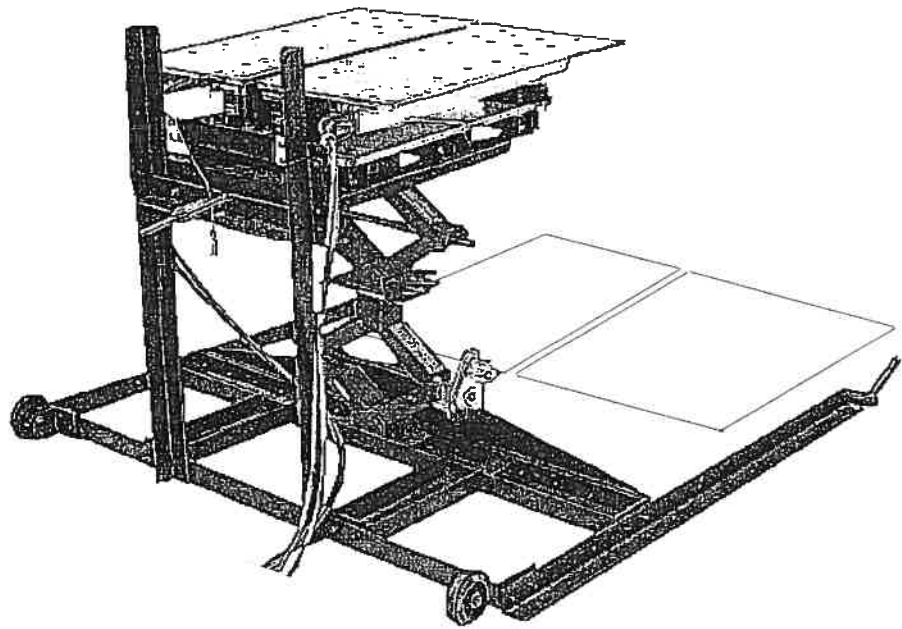


Figure 1

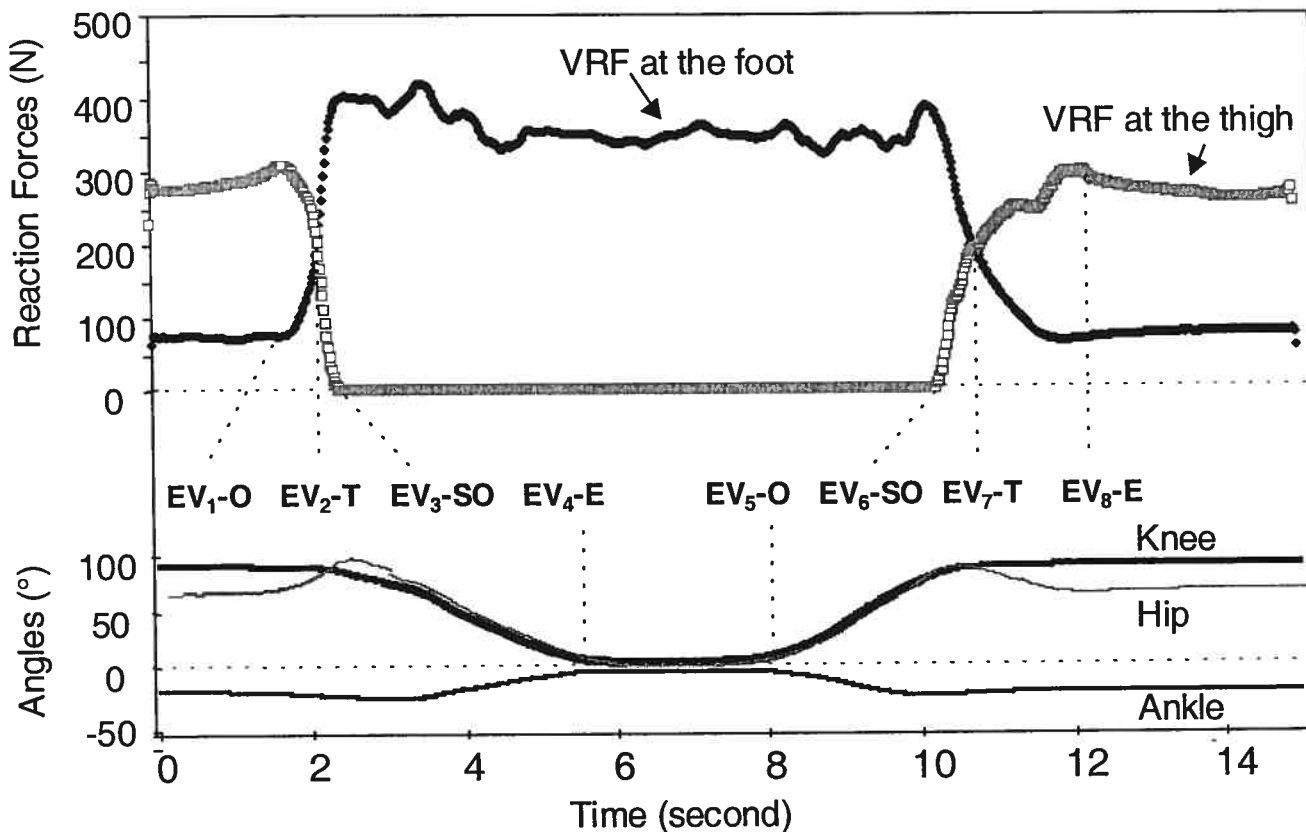


Figure 2

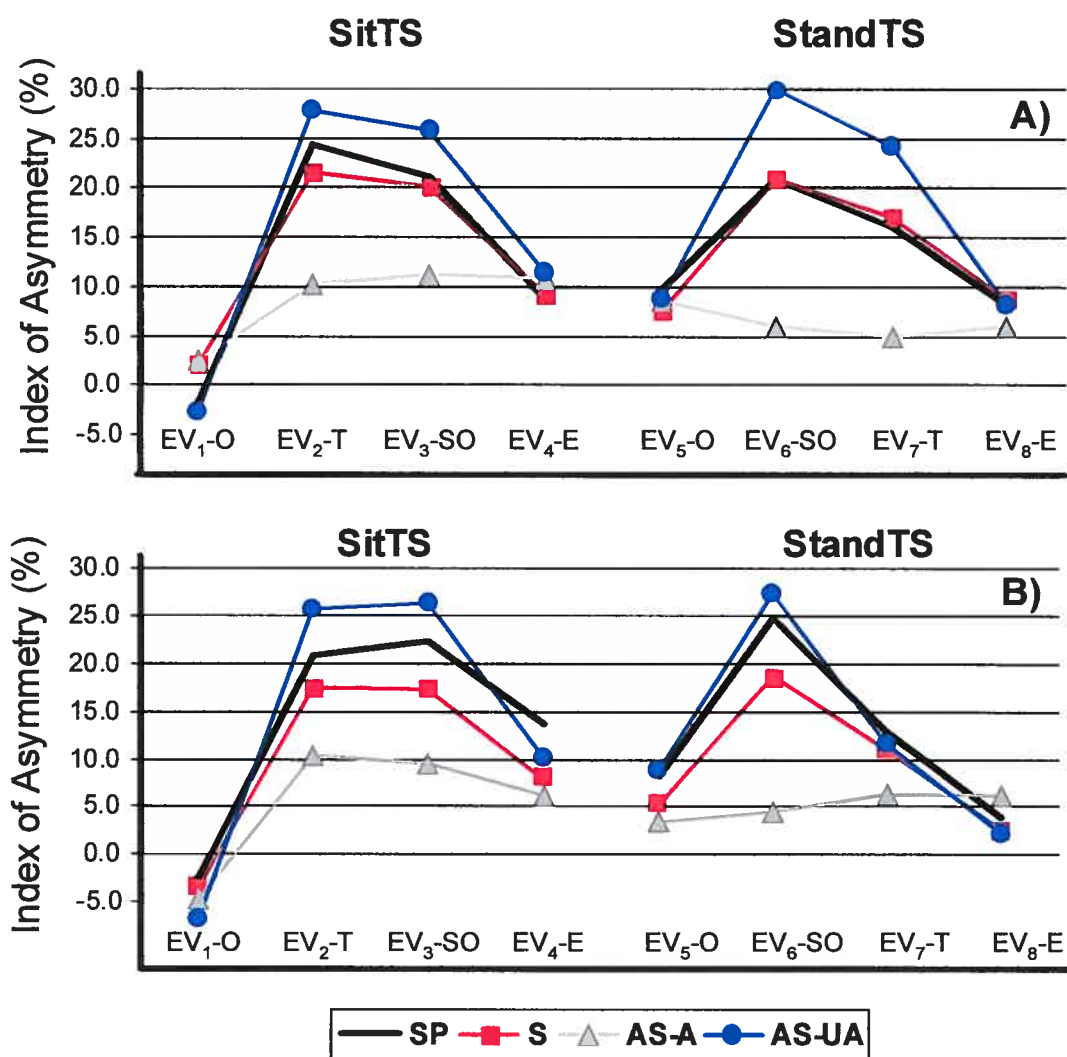


Figure 3

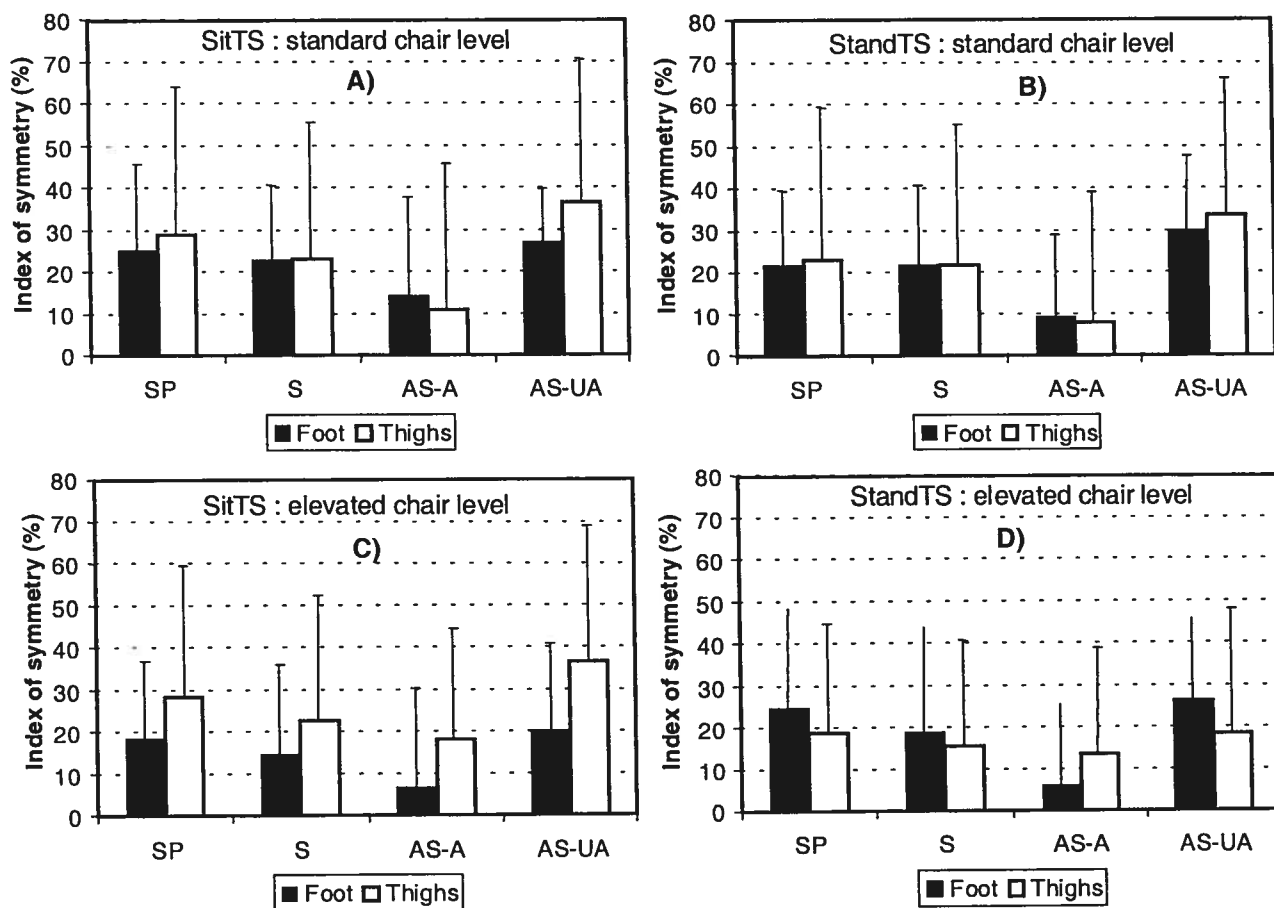


Figure 4

TITLE: Side difference in the hip and knee moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks executed with various foot placements in individuals with hemiparesis

AUTHORS: Guylaine Roy^{1,2}, Sylvie Nadeau^{1,2}, Denis Gravel^{1,2}, Francine Malouin,^{3,4} Bradford J. McFadyen^{3,4}, France Piotte²

AFFILIATIONS : ¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation de Montréal

² École de réadaptation, Université de Montréal

³ Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIIS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec

⁴ Département de réadaptation, Université Laval, Canada.

Author for correspondence :

Dr. Sylvie Nadeau,
Professeure agrégée,
Université de Montréal,
École de réadaptation
C.P. 6128, succursale Centre-ville,
Montreal (Quebec) H3C 3J7, Canada
Phone: (514) 343-2253
FAX: (514) 343-2105



ABSTRACT

Purpose: The purpose of this study was to assess the hip and knee joint moments during the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks and to quantify the level of association between muscle weakness and asymmetry in the net joint moments between sides.

Relevance: Analysis of the hip and knee joint moments during the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks could provide relevant information about how individuals with hemiparesis deal with their asymmetrical muscle impairments in bilateral tasks.

Design: Descriptive study.

Setting: Secondary care rehabilitation centre

Subjects: A convenient sample of twelve individuals with chronic hemiparesis due to stroke.

Main outcome measures: The net joint moments in the sagittal plane at the hip and knee on the affected and unaffected side at two events (transition and seat-off or seat-on) during the SitTS and StandTS tasks and the maximal voluntary muscle strength at these joints in flexion and extension. The joint moments were estimated with an inverse dynamic approach applied to four foot conditions: spontaneous, symmetrical, asymmetrical with the affected foot placed behind the unaffected foot and asymmetrical with the unaffected foot placed behind the affected foot. The muscular strength was assessed with a Biodex system using the concentric isokinetic mode of testing. Statistical analyses (ANOVA and paired *t*-tests) were used to assess the effects of the side and foot placement factors whereas Pearson correlation coefficients (*r*) allowed to determine the level of association between muscle weakness (affected/unaffected) and the asymmetry (affected side – unaffected side) in the net joint moments.

Results: The results showed that the difference between the affected and unaffected knee moments are important and influenced by the foot placement with mean differences ranging from 18.7 Nm to 57 Nm. These differences between sides can be related to the muscle strength at the knee joint since high correlations ($0.70 < r < 0.89$) were found between differences in the knee joint

moments near seat contact and weakness of the knee extensors. The asymmetrical foot condition (affected backwards) improved greatly the symmetry in the knee joint moments at both events and the difference between sides was not significant. The hip joint moments were not significantly different between sides and were not modified by the initial foot positions.

Conclusions: Results indicated that there was a major asymmetry at the knee during the SitTS and StandTS tasks. Future studies have to be performed to determine whether this asymmetry might be improved by strengthening the knee muscles on the affected side.

KEYWORDS: Stand, Sit, Kinetics, Joint Moments, Instrumented Chair, Hemiplegia, Weakness.

INTRODUCTION

Rising from a chair and sitting down are tasks frequently performed in everyday life and are important to maintain independence (Carr et al., 1998; Eriksrud et al., 2003). These common activities might be difficult to accomplish for individuals having muscle weakness at the lower limbs, such as people with hemiparesis (Engardt et al., 1992; Kotake et al., 1993; Hesse et al., 1994; Dion et al., 1999; 2003; Malouin et al., 2001; 2003).

The high mechanical demand during the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks require important levels of effort on the hip and knee. During the rising movement, concentric work by the hip and knee extensor muscles are very important (Wretenberg et al., 1994). Using an electromyography approach, Richards et al. (1989) showed that the knee extensors muscles (vastus medialis and lateralis) were recruited to almost 70% of their maximal activation during SitTS in healthy subjects. This high EMG level of vastii muscles was also observed by Doorenbosch et al. (1994). Kotake et al. (1993) reported that the minimum moment required to stand from a chair was, in healthy men, equivalent to 30% and 27% of the maximal knee and hip extension strength, respectively. This discrepancy between EMG and moment value estimates of effort might be related to co-contraction of the bi-articular hamstring muscles that decrease the net knee extensor moment and constrain a high level of knee extensor activation (Doorenbosch et al., 1994).

Considering the high mechanical demand of the SitTS task, it is not surprising that previous studies have demonstrated an association between rising up ability and muscle strength of lower limbs. In a geriatric population, Kauffman (1982) showed that patients with stronger hip extensors need less assistance to stand up. Indeed, relatively high levels of hip strength are needed to maintain a youthful profile of chair-rise performance (Gross et al., 1998). Moreover, some authors have concluded to a linear association between

independence and knee extensor force measured by manual muscle testing and hand-held dynamometer (Eriksrud and Bohannon, 2003) as well as between timed performance of SitTS and peak knee extension strength under isokinetic conditions (Salem et al., 2000) and static condition (Lord et al., 2002).

For individuals with hemiparesis, who present muscle weakness, it might be very difficult and even impossible to perform high demanding tasks such as the SitTS and StandTS tasks. To overcome the difficulty generated by those tasks, they probably increase the level of voluntary effort and change their movement strategies. In fact, individuals with hemiparesis have a SitTS and a StandTS characterized, in part, by a longer duration (Yoshida et al., 1983; Engardt and Olsson, 1992; Hesse et al., 1994) and by an asymmetrical weight bearing pattern through the lower limbs (Engardt et Olsson, 1992; Engardt, 1994; Cheng and al., 1998; Eng et Chu, 2002; Chou et al., 2003).

The asymmetry of weight bearing may have consequences on muscular involvement, but no study has reported differences between sides in the net muscular moment of lower limbs of subjects with hemiparesis during SitTS and StandTS tasks. Moreover, because foot placement is known to influence the vertical reaction force (Brunt et al., 2002) and the net joint moments (Fleckenstein et al., 1988; Shepherd et al., 1996; Kawagoe et al., 2000), this factor should be taken into consideration when studying subjects with hemiparesis.

The asymmetry of lower joints moments and how the muscular weakness in lower limbs is related to the asymmetry of lower limbs moments are not known in subjects with hemiparesis. This knowledge would be useful information in designing interventions after a stroke. The purposes of this study were therefore: 1) to demonstrate the difference between sides of the knee and hip net moments during SitTS and StandTS, 2) to quantify the effect of foot placement on the affected and the unaffected knee and hip moments and 3) to

establish the level of association between the asymmetry of knee or hip moments in the sagittal plane and the asymmetry in muscle strength of the knee or hip flexors and extensors.

METHODS

Subjects:

Subjects eligible for participation in this study were individuals diagnosed with cerebral vascular accident (CVA), confirmed by a clinical medical evaluation, and able to stand-up and sit down independently from a standard chair with their arms crossed over their chest. People who did present other relevant health problems and people with cognitive impairments or cerebellar involvement were excluded. The subjects were volunteers recruited by means of public notices. The subjects took part in a clinical exam session lasting one hour and a half and a laboratory session assessment of the SitTS and StandTS tasks of two hours. The two sessions were spaced out to avoid fatigue. The project was approved by the Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal. Written consent was obtained from each subject before the experimentation.

Clinical assessment:

Physical examination: The clinical assessment was performed by a physical therapist (GR) who has five years of clinical experience in neurology. Physical impairments of the subjects were evaluated with valid and reliable clinical evaluation tools: The Chedoke-McMaster Stroke Assessment (lower limb part) for the global impairment (Growland et al., 1993), the Levin & Hui-Chan Spasticity Index for the muscular tone (Levin and Hui-Chan, 1992) and the Berg balance scale (Berg et al., 1992) for balance. The locomotor capacities were evaluated by the following tests: walking speed over 5 m (Salbach et al., 2001) and the Timed Up and Go Test (Podsiadlo and Richardson, 1991).

Muscle strength assessment : A Biodex dynamometer was used to quantify the maximal concentric strength of the hip and knee flexors and extensors of the unaffected and affected side. The tests were performed using the isokinetic mode of testing with the velocity set at 30°/s for the hip and at 60°/s for the knee muscle groups. Static pre-loading (Gravel et al., 1988; Nadeau et al., 1996) was used in all tests and the mean of two trials, spaced by one-minute break, provide moment values of each muscle group. The calibration of the dynamometer was verified using a known weight prior to each session in accordance with the Biodex manual protocol.

For the knee's assessment, the subject was seated with the hip positioned at 80° of flexion. Straps were used to stabilize the pelvis, the trunk and the thigh in the tested side. The knee joint axis in flexion/extension aligned with the axis of the dynamometer and the resistance pad was set at the distal end of the leg. The strength was evaluated for a movement ranging from 90° of flexion to maximal active extension. For the hip flexors and extensors, the backrest of the testing chair was completely inclined to allow a full supine position. Straps were used to stabilize the pelvis and trunk. The contralateral lower limb was supported in semi flexion (~60°) whereas the knee of the tested side was maintained at 30° of flexion by an in-house device designed to allow control of the knee position during the tests. The dynamometer axis rotation was aligned with the flexion/extension hip joint axis, and the resistance pad was fixed at the distal end of the thigh. Joint moment was measured from the subject's maximal hip extension range of motion to 45° of hip flexion. The moment-angle curve, gravity-corrected at each angle throughout the motion range, was established for all movement directions and the moment at an angle relevant to the angular position observed during the SitTS and StandTS and reached by all subjects was used to characterize the strength of each subject on the paretic and non-paretic side. These angles were 40° of flexion at the hip and 60° of flexion at the knee for the flexion/extension. The strength values on both sides as well as the asymmetry in strength, expressed by the ratio of the

affected side over the unaffected side (A/UA) were retained for the further analyses.

SitTS and StandTS task assessments:

Tasks:

The participants had to stand up and sit down, both arms crossed on their chest, at natural speed from an instrumented height adjustable chair, using four foot positions: 1) Spontaneous (SP): no instructions were given on the initial placement of the feet; 2) Symmetric (S): both feet were placed in 15° of dorsiflexion; 3) Asymmetric with the affected foot (AS-A) dorsiflexed at 15° and placed behind the unaffected foot. This last being in front of the affected foot by a distance corresponding to 50% of the subject's foot length and 4) Asymmetric with unaffected foot (AS-UA) dorsiflexed at 15° and placed behind the affected foot. The chair seat was set at each individual leg length determined as the distance from lateral femoral condyle to the ground. The participants were instructed to look straight ahead at a target placed four meters in front of them, to stand up, to keep the standing position approximately five seconds and then to sit down. This without moving their feet while they executed the tasks. Marks on the thighs and on the ground were used to ensure that the subjects had the same position on the seat and the same foot placement on the ground from one trial to another at a given condition. For successive subjects, the spontaneous condition (SP) was always performed first whereas the three other foot positions were randomized. Three trials were performed at each condition of foot placement and the second and third trials were retained for the analyses.

Equipment

Kinetic measurements: An instrumented chair offering a sitting surface of 25.5 cm x 51.0 cm for each thigh. The seat of the chair was equipped with a force platform set-up that measured the forces under each thigh. The platform

comprises four AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA) strain gauge transducers (MC3A-3-250) two for each thigh. The details of the chair set-up is reported in a paper by Desjardins et al. (submitted; Annexe IV). Two AMTI (OR6-7-1000) force plates, placed side by side and embedded in the floor, were used to measure the force and moment components under each foot. This platform organisation allowed to record the orthogonal forces and moments under the thighs and feet for the whole duration of the tasks. The seat and the ground reaction forces were collected at 600 Hz. The data was later filtered with a 4th-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and resample at 60 Hz to match the kinematic data.

Kinematic measurements and calculation of net joint moments: An Optotrak 3020 system (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) was used to record the 3D kinematic data sampled at 60 Hz. Thirty three-dimensional co-ordinates of three non collinear infrared markers, placed on the feet, legs, thighs, pelvis, trunk and head, were acquired during each task condition. In addition, specific anatomical areas on the feet, the shanks, thighs and pelvis were digitized with an Optotrak 6-Marker probe. Kinematic data were filtered with a 4th order Butterworth, zero lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz. Using the analysis package from Mishac Inc. (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada), the relative angles in the sagittal plane were calculated at the hip, knee and ankle joints. These angles were used to determine the end of the STS task and the onset of the StandTS task and are not reported in this paper. The net joint moments at the ankle, knee and hip were estimated using an inverse dynamic approach (Winter, 1991) performed with Kingait3 software (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada). Data from the affected and unaffected lower limbs in the sagittal plane at the knee and hip are reported in the present study.

Data analysis and dependent measures:

Four distinct events, two for both the SitTS and StandTS tasks were used to determine the side differences in the knee and hip joint moments and to

assess the effect of foot placement conditions on these variables. These events corresponded to the transition phase, when the subjects were in contact with the chair and bore almost similar weight on the foot and thigh (EV-T) and seat-off or seat-on (EV-SO). These later correspond to the time where the subject quit the seat for the SitTS and the time just before the subject made the contact with the seat for the StandTS task. The time of occurrence of the events EV-T and EV-SO were determined by observation of the vertical forces on the unaffected side. These time values were used in a subsequent program to determine the corresponding net joint moments at the knee and hip on the affected and unaffected sides. The mean of two trials for each condition and each subject on the affected and unaffected sides were used as dependant variables to assess differences between sides and the effect of foot placements on the knee and hip joint moments. The absolute difference between sides at EV-T and EV-SO for the SitTS and StandTS tasks where used to assess the level of association between the asymmetry in strength and asymmetry in the net joint moment at the hip and knee during these tasks.

Statistical analyses:

Descriptive statistics (mean and one standard deviation) were reported for the clinical variables, the net moments at EV-T and EV-SO, muscle strength and the respective asymmetry calculated. Paired *t*-tests were used to determine whether the strength of the affected side was significantly lower than the one on the unaffected side. To verify the effects of the side and foot placement factors on the net joint moments, two-way repeated measures ANOVA were used in each event. This ANOVA was repeated for the hip and knee joints and for the SitTS and StandTS tasks. When the ANOVA revealed significant differences ($p < 0.05$) and no interaction, planned contrasts were applied to locate the sites of differences in each factor. When testing differences across foot placements, the level of significance was corrected for multiple comparisons with an appropriate Bonferroni correction. In these cases, the level of significance was 0.008 ($0.05/6 = 0.008$). If interaction was present, the same approach was used

but a one-way ANOVA model was applied to the moments obtained in the four foot conditions on the affected side and then on the unaffected side. Side difference was evaluated at each foot position by paired t-tests.

To verify the third hypothesis that the asymmetry in joint moments will be significant associated to the level of asymmetry of strength, Pearson correlation coefficients were computed. Statistical analysis was performed using SPSS® software Windows (Version 10).

RESULTS

A sample of twelve subjects (3 females and 9 males) with hemiparesis due to a CVA was studied. Nine presented a left-sided hemiparesis. Their mean age was 49.7 (\pm 9.0) years, ranging from 27 to 62 years, and their post stroke time was between 6 months and 6 years. All subjects had a residual motor impairment at the lower limb with score at the Chedoke McMaster Stroke Assessment scale ranging between 2 to 6 for leg and 3 to 6 for foot (Table 1). The balance capacities ranged from moderate to perfect according to the score obtained on the Berg Scale and the majority of the participants had functional gait speed and good locomotor capacities as revealed by their gait speed and their scores on the Timed Up and Go (TUG) test. However, one of them (subject #1; Table 1) was more severely impaired. He had an important decrease of his gait speed and he had the worst scores in all items on the clinical assessment. Overall, the group of participants can be categorised as having a moderate to good level of recovery.

Muscle strength assessment

The torque values obtained during the dynamometric assessment indicated that the participants had higher strength on the unaffected limb compared to the affected one (Figure 1). This was seen for all muscle groups, except for hip flexors, where both sides produced similar torque values (paired *t*-

test; $p > 0.05$). Highest absolute strength values were observed in extension at the hip on both sides and lowest strength was recorded in the knee flexors. The mean (SD; range) strength ratio (A/UA) were 0.47 (0.21; 0 to 0.76), 0.60 (0.27; 0.08 to 0.99), 0.99 (0.33; 0.49 to 1.49) and 0.80 (0.24; 0.26 to 1.16) for the knee flexors, knee extensors, hip flexors and hip extensors, respectively.

Hip and knee moments and side differences during the SitTS and StandTS

The hip and knee moment profiles during the SitTS and StandTS are presented for a typical subject executing the task with the spontaneous foot placement in Figure 2. Knee and hip moments increased progressively for both sides but reached the highest values on the unaffected side. The peak values were observed almost at the same time on both sides during the SitTS task whereas more differences were observed for the StandTS. The moment values were higher for EV-SO (seat-off and seat-on) than those observed at both EV-T. This was observed for the mean values of the group at all conditions (Figure 3). The curve profiles also clearly revealed differences in the moments, in amplitude and direction, between the affected and unaffected sides at the initial part of the task (before EV-T in SitTS), when the subject is in a sitting position, and at the last part of the StandTS task (after EV-T). These last differences will not be discussed in the present paper.

For the knee, during both tasks, the two-way repeated measures ANOVA performed on each event revealed a significant effect of side and foot placement factors and an interaction. Thus, side difference was evaluated at each foot placement. At both events, the mean joint moments, all in extension (positive values) at the knee were higher on the unaffected than the affected side, regardless of the foot conditions (Figure 3), except for AS-A condition where no significant difference was observed in the knee moment between sides at both events. Mean differences between sides of the joint moments increased from EV-T to EV-SO. The mean maximal difference in the knee joint moments was observed for the AS-UA condition, at seat-off (56.4Nm) during SitTS and at

seat-on (57.0 Nm) during StandTS. The minimal difference in the knee moment between sides was obtained in the AS-A foot condition at EV-T with a value of 6.6 Nm during the StandTS task.

At the hip, the mean net moments were more similar between sides than at the knee, regardless of the foot placements and events (Figure 3). The ANOVA did not reveal an effect on the side factor on the hip moment values ($p>0.05$). Mean differences between sides ranged from -1.5 Nm to 14.8 Nm. They showed also a trend to be higher at EV-SO than at EV-T, except for the StandTS task in the SP foot condition.

Effects of foot conditions

Since an interaction between side and foot placement was found at the knee joint, a one way ANOVA was performed on each side followed by planned contrasts to locate the differences related to foot placements. At all events, the AS-A condition presented the lower knee moment on the unaffected side during both tasks (Figure 3; $p<0.008$) whereas the affected side in AS-A condition showed a high tendency of greatest moment during both tasks (Figure 3). For all events, when the subjects were rising up or sitting down in the AS-UA condition, their knee moments on the affected side were significantly lower compared to other foot conditions.

At the hip, the foot conditions modified the joint moments to a lesser extent than at the knee. Regardless of foot conditions, the ANOVAs did not show an interaction between side and foot condition factors. The values of the hip moment at EV-T during the SitTS was not influenced by foot placements. However, at EV-SO, hip moment on both sides were significantly higher in AS-A condition compared to the hip moment obtained during SP and S conditions, when the subjects were rising up. During StandTS, the moments obtained were less influenced by foot conditions and no significant difference was observed between the conditions.

Association between strength and net joint moments during the tasks

The Pearson correlation coefficients between the asymmetry (UA-A) of the knee and hip joint moments during the two tasks and the asymmetry in strength (A/UA) correlated significantly at the knee level (Table 2). Correlation analyses also revealed higher coefficients for the knee extensors than the knee flexors. Figure 4 showed the associations between the knee extensor strength asymmetry and the net joint moment asymmetry at EV-SO for the SitTS and StandTS tasks for the symmetrical foot condition. This foot condition is interesting because the asymmetry in the knee net joint moment is less influenced by the foot position which was symmetrical. This allows to link more directly the difference in the net joint moment to the unequal strength in the knee extensors. The correlations for this condition were very high with value of 0.85 and 0.83 for the SitTS and StandTS tasks, respectively. No significant associations were found between the asymmetry in the hip joint moments and the asymmetry of the hip muscles (sagittal plane; Table 2).

DISCUSSION

This paper investigated the difference in knee and hip joint moments between sides and the effect of foot placement on these moments when rising from a chair and sitting down, in a group of subjects with hemiparesis. The correlations between differences of joint moments and the asymmetry of lower limb strength were also calculated. The result showed that the difference between affected and unaffected knee moments are important and influenced by the foot placement. This difference between sides can be related to difference in muscle strength at the knee joint.

Clinical status of stroke patients

The twelve subjects with hemiparesis of the present study could walk independently on short distance and, in some cases, walk longer distances. Their mean natural speed was 0.87 m/s, which was slightly higher than the

range of mean values (0.23 to 0.73 m/s) reported in the literature for chronic stroke patients walking on the ground (Olney & Richards, 1996). The results of the clinical assessments classified the group as being mildly affected, with subjects presenting moderate motor impairment and normal tonus or mild spasticity at the ankle. One subject had a greater impairment and presented lower scores on the clinical assessment compared to others.

The presence of muscular weakness in the opposite side of cerebral lesion is a well known finding in subjects after a stroke (Bohannon and Smith 1987; Bourbonnais et Vanden Noven, 1989; Canning et al., 1999). In the present study, we quantified weakness by comparing the strength values of the affected side to the unaffected side. This approach underestimated the weakness because it is reported that subjects with hemiparesis also have decreased strength on the unaffected side. (Bohannon and Andrews, 1995).

Knee and hip moments during the SitTS and StandTS tasks

The knee and hip joint moments observed at EV-SO on the unaffected limb during SitTS were similar to the absolute peak joint moments obtained in previous studies performed on healthy elderly subjects. Gross et al. (1998) reported mean (\pm SD) peak joint moment values of 63 Nm (\pm 21.5) and 88 Nm (\pm 23.7) for hip and knee respectively, for a condition similar to our spontaneous (SP) foot placement condition. Fleckenstein et al. (1988) obtained higher peak values for hip (142 \pm 37 Nm) and knee (287 \pm 59 Nm) on healthy subjects than those seen in the actual study for a foot placement like the symmetric (S) condition that we imposed. The method used by these authors to calculate the moments, which did not include data from a force-plate, probably influenced the moment values which seem excessive. This, even if we considered that subjects were younger and executed the tasks more rapidly than our subjects.

Side differences

Although the subjects with hemiparesis had weakness on the affected side, they were all able to generate a sufficient effort to perform the SitTS and StandTS in every foot conditions imposed. However, their strength deficits may have contributed to determine the asymmetrical pattern of the tasks. Results of our first paper and those of previous studies already showed that subjects with hemiparesis presented a pronounced asymmetrical pattern of vertical reaction forces through SitTS and StandTS (Engardt et Olsson, 1992; Engardt, 1994; Eng et Chu, 2002; Chou et al., 2003). The present study revealed that an asymmetrical joint moment pattern is also present at the knee but not at the hip.

The knee and hip moments increased progressively from EV-T to EV-SO during the SitTS task with lowest values of knee and hip joint moment observed at EV-T in comparison to EV-SO. Since the feet gradually assumed the support of the body weight with the knee and hip in flexion position, this results in greatest joint moments at the hip and knee. Fortunately, the SitTS and StandTS are bilateral tasks and thus the unaffected side can compensate for the weakness on the affected side, allowing individuals to execute the tasks successfully. The asymmetry observed at the knee joint is probably a good indicator of the extent of this type of compensation. In the symmetrical foot condition, although both feet of the subjects were initially placed parallel to each other (15° dorsiflexion), a significant difference was still observed between the knee joint moments on the affected and unaffected sides. This asymmetry can be related to the muscular weakness of the affected limb present after stroke but also to the need of maintaining balance and stability through the task. Thereby, to increase stability, subjects with hemiparesis, during rising may project their centre of mass within the unaffected feet area to reduce the effort at the knee joint and ensure stability. The picture may be more complex since asymmetry was not observed at the hip. Actually, we do not have clear interpretation for this last finding but future analyses of our data will help understanding this point.

Effects of conditions

In the AS-A condition, the subjects presented no significant difference between both knee joints during the SitTS and StandTS tasks. However, the mean values on the affected did not reach those on the unaffected side. This condition, where the affected foot is placed behind the unaffected, forced the support of weight bearing on the affected limb and has major consequences on the joint moments. It results in a more symmetrical pattern between knee joints.

The decreased asymmetry between joints moments in the AS-A condition is in accordance with the results obtained in the first paper where this condition was characterized by a more symmetrical pattern of vertical reaction forces through the whole tasks with values of weight distribution similar to those reported on healthy subjects (Hesse et al., 1994; Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003; Roy et al., 2004; abstract accepted). Those results also reinforce the fact that, when given choice, the subjects with hemiparesis do not bear the weight that they are capable of bearing on the affected limb (Eng et Chu, 2002).

An influence of foot placement on hip moments were reported by Fleckenstein et al. (1988) who indicated that limiting the initial knee-flexion at 75° of flexion compared to 105°, significantly increased the peak extension moment while standing from a chair. A very significant differences in the magnitude of the maximum values for the hip extension moment between anterior foot placement (148.8 Nm) and posterior foot placement (32.7 Nm) were also reported in healthy subjects, by Kawagoe et al. (2000). At the hip, we did not find such an influence of the foot positions on the hip joint moments. However, in addition to assessing a group of patients, our foot conditions were asymmetrical compared to symmetrical in the above-mentioned studies. These are probably key factors to explain differences between our results and those previously reported.

When they executed the SitTS and StandTS using a symmetrical foot placement (S condition), the participants had a net knee joint moment pattern similar to the one produced during the spontaneous foot placement (SP condition). This indicates that symmetrical foot placement in subjects with hemiparesis during these tasks do not preclude that the knee effort are not asymmetrical, particularly if the subjects presented strength differences between sides.

Association between strength and net joint moments

The results indicated that subjects with less knee weakness, ratio close to 1, presented more symmetrical knee moments during rising and sitting down. With the actual data, it is difficult to infer about the cause of this relationship but one possibility should be the "constant effort" hypothesis where subjects try to use the same proportion of maximal strength on each side of the body during the sitting tasks. Gauthier et al. (1992) demonstrated that in a constant effort bilateral paradigm involving the hip abductor muscles, subjects with hemiparesis match the effort relative to the maximal strength of each side. Because maximal strength is different between sides, the absolute force generated on each side is different. A similar strategy is perhaps used when simultaneous bilateral effort are needed in functional activities such as the tasks investigated in the present study. An alternative should be the "maximal strength limit" hypothesis where the subject create an asymmetry as soon as the mechanical demand on the affected side reaches a value near the maximal strength on this side. These two hypotheses are challenged by the results found at hip joints where no correlation was demonstrated between asymmetry in strength and moments during the tasks. We are currently investigating these hypotheses more thoroughly with consideration to other factors. One important element should be the modulation of knee moments during the tasks by the co-contraction of knee flexors. Considering the correlations that were found between knee flexor strength ratio and knee extensors moments during task, knee flexor involvement should be taken into consideration.

The results of the present study did not show a significant correlation between the asymmetry of net joint moment at the hip and the asymmetry of hip muscles' strength. However, it is surely important to keep a great level of strength at this joint to maintain SitTS and StandTS performance, as hip muscles strength was associated with SitTS performance in previous studies (Kauffman, 1982; Gross et al., 1998).

CONCLUSION

The present study indicated reduced knee extensor moments on the affected side in comparison to the unaffected side during SitTS and StandTS tasks. The magnitude of these moments was influenced by the initial foot placement. There are two major clinical implications from the present study. First, the AS-A condition should be used by physical therapists during rehabilitation with patients who have sustained a stroke, because it decreases the asymmetry of knee moments during SitTS and during StandTS. Secondly, it is important to reinforce the knee extensors to favour a more symmetrical pattern of movement during SitTS and StandTS and, in the same time, to avoid compensation by the unaffected limb.

ACKNOWLEDGEMENTS

Guyline Roy was supported by a M.Sc. scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ/REPAR) and l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec. Sylvie Nadeau holds a junior scientist salary from FRSQ. The project was financed by REPAR/FRSQ and the CHIR. We thank Mr. Desjardins and Marineau and Ms. Duranceau for their technical support and all the subjects who participated in this project.

REFERENCES:

- Berg, K., Williams, J., Wood-Dauphinee, S., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health*, 83, 7-11.
- Bohannon, R., & Andrews, A. (1995). Limb muscle strength is impaired bilaterally after stroke. *Journal of Physical Therapy and Sciences*, 7, 1-7.
- Bohannon, R., & Smith, M. (1987). Assessment of strength deficits in eight paretic upper extremity muscle groups of stroke patients with hemiplegia. *Physical Therapy*, 67(4), 522-525.
- Bourbonnais, D., & Vanden Noven, S. (1989). Weakness in patients with hemiparesis. *The American Journal of Occupational Therapy*, 43(5), 313-319.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M., & Schechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit-to-stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 924-929.
- Canning, C., Ada, L., & O'Dwyer, N. (1999). Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 66-70.
- Carr, J., & Shepherd, R. (1998). *Neurological Rehabilitation: optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Cheng, P., Liaw, M., Wong, M., Tang, F., Lee, M., & Lin, P. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1043-1046.
- Chou, S., Wong, M., Leong, C., Hong, W., Tang, F., & Lin, T. (2003). Postural Control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 42-47.
- Dion, L., Malouin, F., McFadyen, B., & Richards, C. (1999). Modification of the sit-to-walk task after stroke. *Society for Neuroscience*, Miami, Florida, 23-28 October 1999. Vol.25, Abstract: 365.2.
- Dion, L., Malouin, F., McFadyen, B., & Richards, C. (2003). Assessing mobility and locomotor coordination after stroke with the rise-to-walk task. *Neurorehabilitation Neural Repair*, 17(2), 83-92.

Doorenbosch, C., Harlaar, J., Roebroek, M., & Lankhorst, G. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27(11), 1299-1307.

Eng, J., & Chu, K. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1138-1144.

Engardt, M. (1994). Long term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26, 65-69.

Engardt, M., & Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 24, 67-74.

Eriksrud, O., & Bohannon, R. (2003). Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Physical Therapy*, 83(6), 544-551.

Fleckenstein, S., Kirby, R., & MacLeod, D. (1988). Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *Journal of Biomechanics*, 21(11), 915-918.

Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D., & Arsenault, A. (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., Moreland, J., Torresin, W., & Van Hullenaar, S. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.

Gravel, D., Richards, C., & Fillion, M. (1988). Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *Journal of Biomechanics*, 21, 89-96.

Gross, M., Stevenson, P., Charette, S., Pyka, G., & 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 and Posture*, 8, 175-185.

Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M., & Mauritz, K. (1994). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26, 161-166.

Kauffman, T. (1982). Association between hip extension strength and stand-up ability in geriatric patients. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 1(3), 39-45.

Kawagoe, S., Tajima, N., & Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopedic Science*, 5, 124-133.

Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., & Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 1095-1099.

Levin, M., & Hui-Chan, C. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 85(2), 131-142.

Lord, S., Murray, S., Capman, K., Munro, B., & Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *Journal of Gerontology*, 57A(8), M539-M543.

Malouin, F., Dion, L., McFadyen, B., Richards, C., & St-Vincent, G. (2001). Changes in the fluidity of the rise-to-walk motor strategy after stroke. In : Duysens J., Smits-Engelsman BCM, & Kingma H., eds.. *Control of posture and gait. Symposium of the International Society for Posture and Gait Research (ISPG)*, Maastrich, Netherlands, pp. 671-674.

Malouin, F., McFadyen, B., Dion, L., & Richards, C. (2003). A fluidity scale for evaluating the motor strategy of the rise-to-walk task after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 17(6), 674-684.

Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A., & Goyette, M. (1996). Preloading and range of motion effect on plantarflexor muscle performance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 1000-1004.

Olney, S., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part 1: Characteristics. *Gait and Posture*, 4, 136-148.

Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "up and go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39, 142-148.

Richards, C., Malouin, F., Durand, A., & Moffet, H. (1989). Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor task. *Seminars in Orthopaedics*, 4(2), 120-129.

- Salbach, N., Mayo, N., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L., & Richards, C. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1204-1212.
- Salem, G., Wang, M.-Y., Young, J., Marion, M., & Greendale, G. (2000). Knee strength and lower and higher intensity functional performance in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(10), 1679-1684.
- Shepherd, R., & Koh, H. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28, 79-88.
- Winter, D. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological* (2nd ed.). Waterloo: UW Press.
- Wretenberg, P., & Arborelius, U. (1994). Power and work produced in different leg muscle groups when rising from a chair. *European Journal of Applied Physiology*, 68, 413-417.
- Yoshida, K., Iwakura, H., & Inoue, F. (1983). Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 15, 133-140.

Table 1. Individual clinical scores for subjects with hemiparesis (n = 12) sorted by increasing order of natural gait speed.

	Chedoke McMaster (/7)		Ankle Tone (/16)	Berg Score (/56)	TUG (s) ‡	Gait speed (m/s)	
	Leg	Foot				Natural	Maximal
1 L	3	2	3	37	39.5	0.27	0.31
2 L	5	4	3	49	16.0	0.63	0.78
3 L	6	6	4	56	11.1	0.76	1.42
4 L	5	3	7	43	19.2	0.76	0.92
5 L	4	3	6	53	10.1	0.77	1.15
6 R	5	5	3	56	10.0	0.88	1.28
7 R	5	5	10	56	7.3	0.90	1.66
8 L	5	4	4	52	10.1	0.90	1.27
9 R	5	3	11	56	12.5	1.03	1.38
10 L	5	5	10	56	8.2	1.10	1.65
11 L	6	6	4	51	7.6	1.18	1.69
12 L	6	4	4	56	10.9	1.28	1.86
Mean	5	4.2	5.75	51.8	13.5	0.87	1.28
SD	0.85	1.26	3.02	6.12	8.9	0.26	0.44
Range	2-6	3-6	3-11	37-56	7.3-39.5	0.27-1.28	0.31-1.85

‡ TUG: Timed Up and Go.

R: Right cerebral lesion; L: Left cerebral lesion.

Table 2. Correlation coefficients obtained between asymmetry in muscle strength (A/UA) and asymmetry in net joint moments (UA-A) obtained at the time of transition (EV-T) and seat-off or seat-on (EV-SO) for the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks for the four foot placement conditions

ASYMMETRY (UA-A) NET JOINT (Nm) TASKS		ASYMMETRY (A/UA) STRENGTH							
		KNEE				HIP			
		SitTS		StandTS		SitTS		StandTS	
		FLEX	EXT	FLEX	EXT	FLEX	EXT	FLEX	EXT
EV-T	SP	-0.60*	-0.72	-0.57	-0.71	-0.08	-0.07	-0.02	-0.14
	S	-0.52	-0.63	-0.74	-0.85	-0.16	-0.07	0.13	-0.20
	AS-A	-0.62	-0.72	-0.56	-0.74	-0.10	-0.21	0.01	-0.01
	AS-UA	-0.47	-0.39	-0.63	-0.83	-0.15	-0.13	-0.07	-0.04
EV-SO	SP	-0.66	-0.79	-0.73	-0.83	-0.23	-0.23	-0.04	-0.20
	S	-0.71	-0.86	-0.72	-0.83	-0.06	-0.29	-0.03	-0.24
	AS-A	-0.75	-0.88	-0.74	-0.88	-0.07	-0.24	-0.03	-0.33
	AS-UA	-0.60	-0.75	-0.75	-0.78	-0.35	-0.01	-0.19	-0.25

* $p < 0.01$

UA: Unaffected; A: Affected; FLEX: Flexion and EXT: extension.

SP: Spontaneous; S: Symmetrical foot placement; AS-A: Affected foot backwards; AS-UA: Unaffected foot backwards (for details, see text).

R Values in bold are significant. Those between 0.55 and 0.65 are significant at the 0.05 level and those higher than 0.65 are significant at the 0.01 level of significance.

FIGURE LEGENDS

Figure 1 : Graph showing the mean values of strength for the affected and unaffected side. Mean values are presented for the knee flexors (KF) and extensors (KE) and for the hip flexors (HF) and extensors (HE).

Figure 2: Sagittal net muscular moments at the hip and knee during the sit-to-stand (SitTS: left part) and stand-to-sit (StandTS: right part) tasks from an individual trial recorded for the spontaneous foot placement at standard chair height. Starting from the left, the vertical dotted lines indicate the onset (O), the transition (T), the seat-off (S-O) and the end (E) times of the SitTS task. For the StandTS task, the same events are identified with a change in the sequence for the transition (T) and the seat-on (S-O) times (see text for details).

Figure 3 : Graphs presenting the knee and hip mean moment values at EV-T and EV-SO for the affected and unaffected sides during sit-to-stand (SitTS: left graphs) and stand-to-sit (StandTS: right graphs) for the four foot placement conditions.

Figure 4 : Scatterplots present the association between the asymmetry of knee extension moments during the sit-to-stand (SitTS) and stand-to-sit (StandTS) tasks (symmetrical foot condition) and the strength asymmetry values in knee extensors. Each dot represents one of the twelve subjects involved in the study.

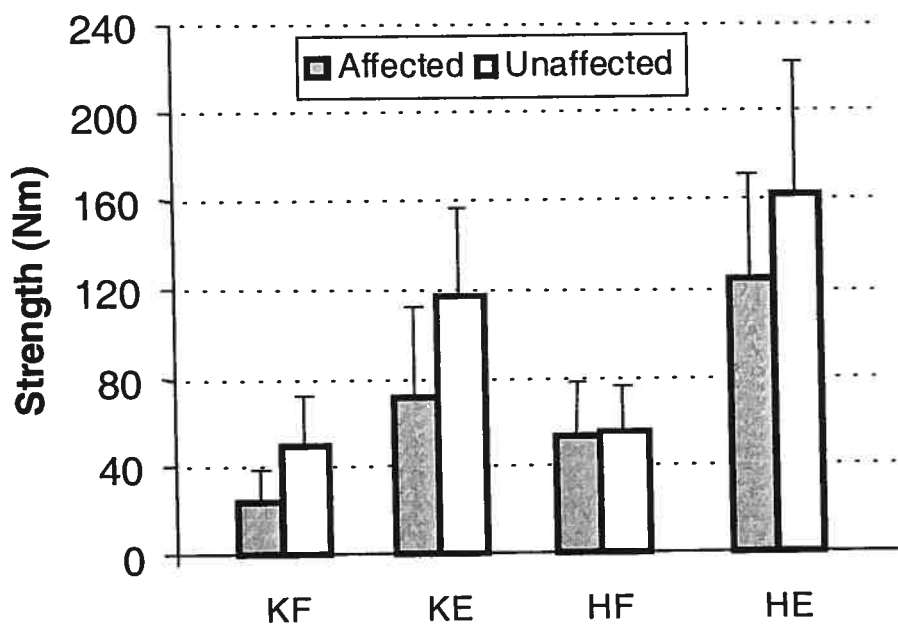


Figure 1

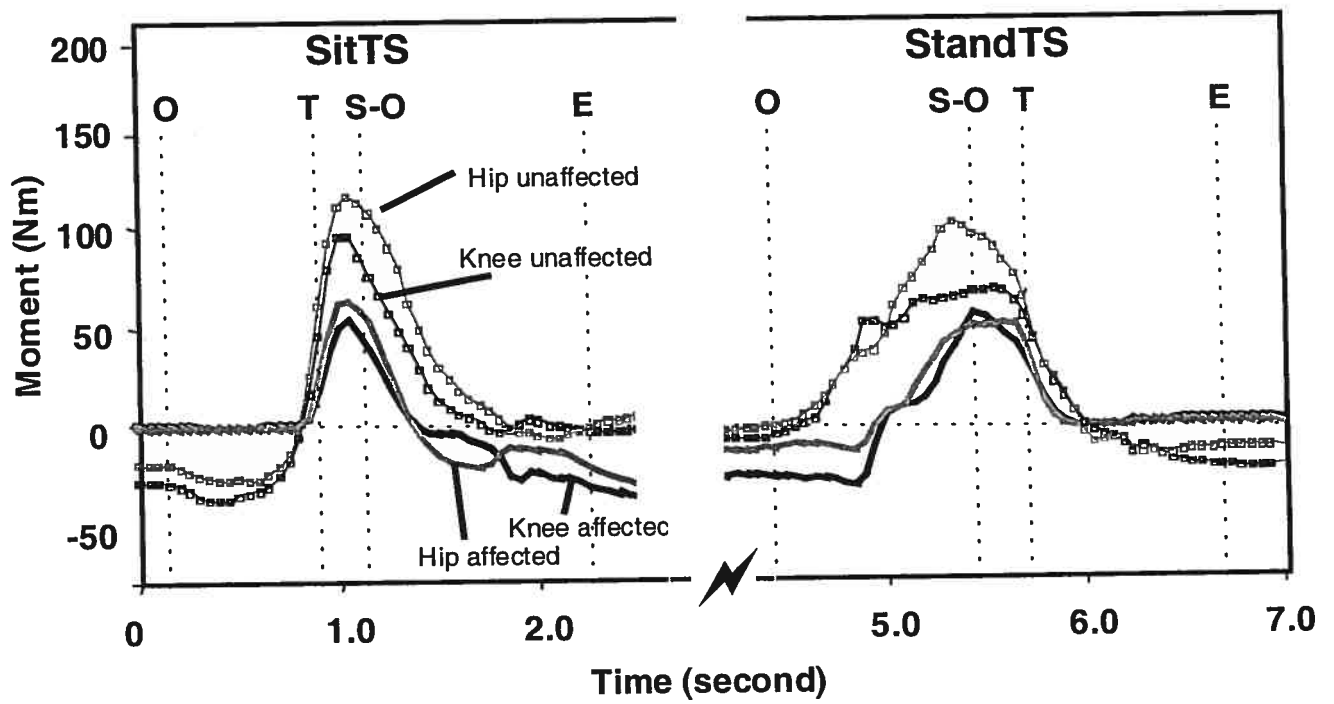
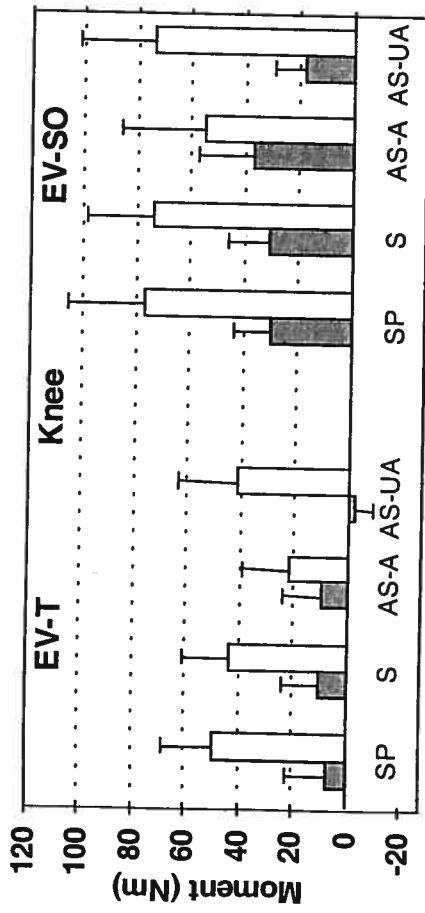


Figure 2

SitTS



StandTS

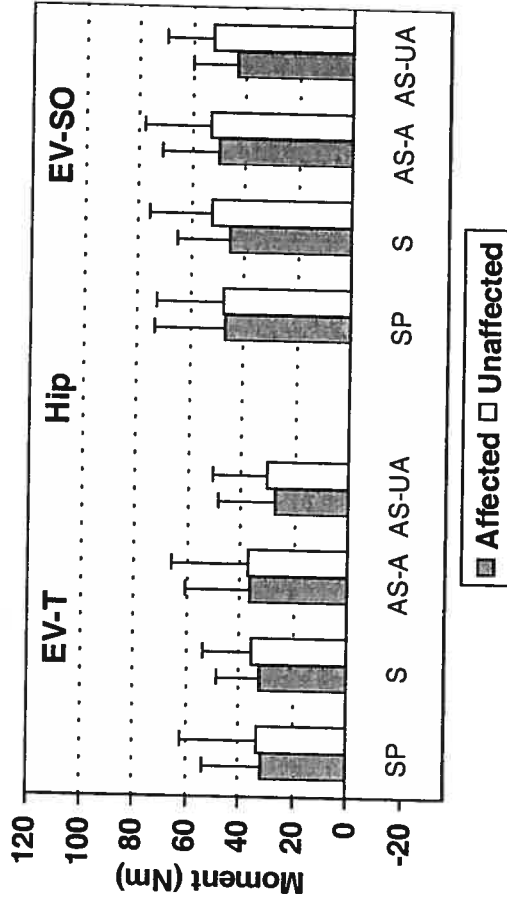
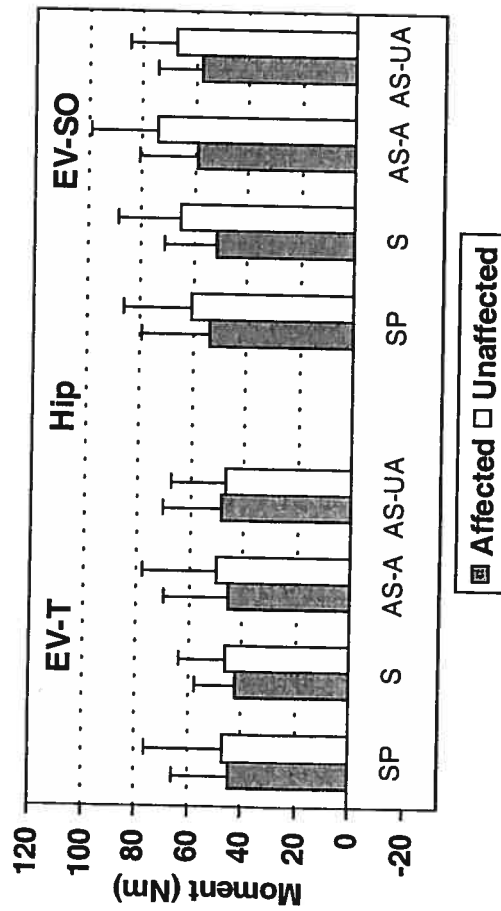
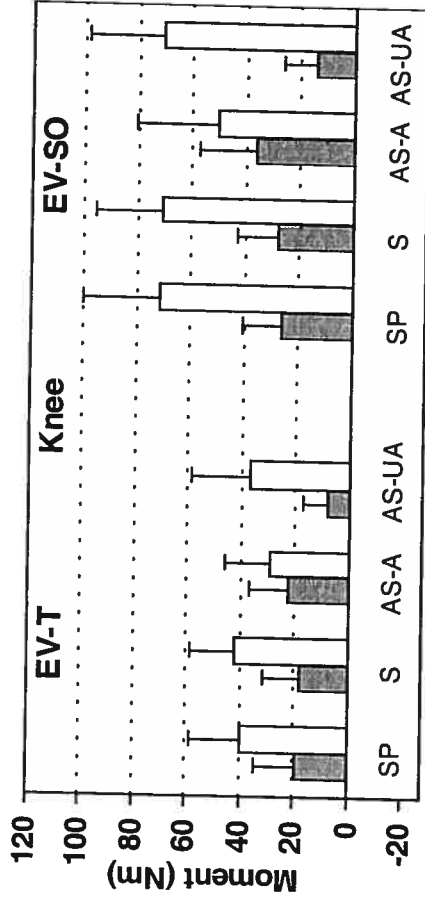


Figure 3

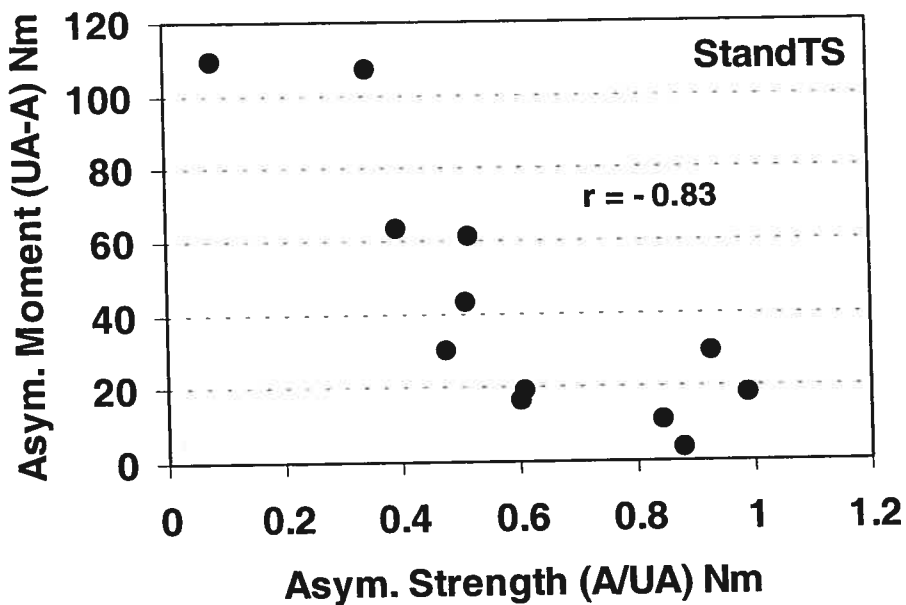
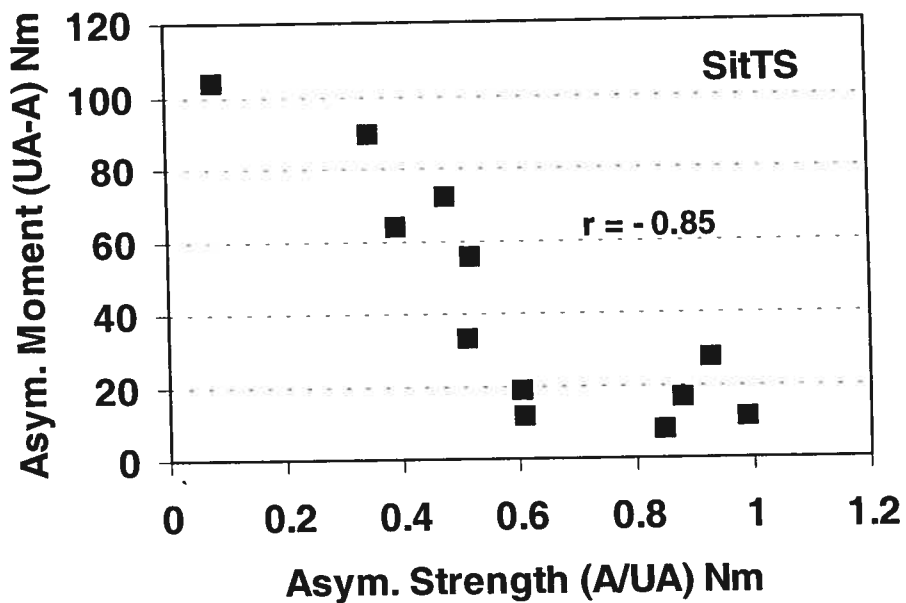


Figure 4

CHAPITRE 4

DISCUSSION

Les résultats obtenus dans le cadre de ce projet de maîtrise ont été présentés dans les deux articles inclus dans ce mémoire et dans les abrégés soumis à des congrès (Annexe III). Les articles seront proposés sous peu à des revues scientifiques traitant du domaine de la réadaptation et de la biomécanique. Dans le présent chapitre, certains éléments de discussion déjà présentés dans les deux articles sont repris afin d'exposer une vue d'ensemble de l'influence de l'événement, de la position des pieds et de la hauteur du siège sur les variables temporelles et biomécaniques des tâches du passage de la position assise à debout (PAD) et debout à assise (PDA). Les résultats obtenus sont aussi discutés pour démontrer l'importance de contrôler les facteurs reliés à ces deux tâches et de les prendre en considération dans l'entraînement des tâches PAD et PDA chez l'adulte hémiparétique. Les hypothèses initiales sont abordées à nouveau et mises en lien avec les résultats obtenus. Enfin, les limites de l'étude ainsi que les recommandations pour les études futures concluent ce chapitre.

4.1 Hypothèses reliées à la durée des tâches

La première hypothèse stipulant que la durée du PAD soit plus longue comparativement à la durée du PDA, peu importe la hauteur du siège et la position des pieds, a été confirmée par les résultats. De plus, nos résultats confirment ceux des études antérieures à savoir que les durées du PAD et PDA chez les sujets présentant une hémiparésie sont plus élevées que celles rencontrées chez les sujets sains (Yoshida et al., 1983; Cheng et al., 1998; Chou et al., 2003).

La deuxième hypothèse, prévoyant une diminution du temps d'exécution de la tâche dans le cas où le siège est élevé, s'est avérée statistiquement non significative, et ce, tant pour le PAD que pour le PDA. Cependant, le temps d'exécution du PAD lorsque le sujet se lève à partir d'un siège élevé avait tendance à être moins long que celui du siège bas. Cela pourrait être simplement relié au fait qu'un siège élevé réduit le déplacement total du corps pour atteindre la position debout (Rodosky et al., 1989). Toutefois, une tendance inverse est notée pour le PDA où la durée est plus longue pour le siège élevé que pour le siège bas. Ces différences de durées entre le PAD et le PDA de même que la tendance observée entre les différentes hauteurs de siège sont probablement reliées à la réduction de *feedback* visuels et proprioceptifs au cours du PDA. Les consignes données au sujet de regarder une cible placée devant lui de même que l'interdiction d'utiliser les membres supérieurs durant l'exécution des tâches ne permettaient pas au sujet de connaître aussi facilement sa position par rapport au siège, ce qui pourrait expliquer qu'il prenne plus de temps pour s'asseoir que pour se lever. D'autres études qui examinaient, par exemple, la durée de la marche à reculons par rapport à une marche vers l'avant, ont aussi montré une augmentation de la durée du cycle de marche lorsque la personne marchait vers l'arrière par comparaison à la marche normale vers l'avant (Nadeau et al., 2003). Les analyses conduites à ce jour, dans le cadre du projet, ne permettent pas de conclure de façon plus précise sur la durée des tâches. L'étude d'autres paramètres tels que l'évaluation du déplacement du centre de pression, des accélérations des segments et l'analyse des durées des différentes phases du PAD et du PDA permettra de mieux situer les différences temporelles et aidera à expliquer les raisons de ces dernières.

4.2 Asymétrie de la mise en charge au PAD et PDA

En accord avec les écrits, les résultats obtenus dans la première étude confirment que les sujets avec une hémiparésie favorisent spontanément la

mise en charge sur le membre inférieur non parétique lorsqu'ils se lèvent et lorsqu'ils s'assoient (Engardt et Olsson, 1992 ; Hesse et al., 1994 ; Cheng et al., 1998; Eng et Chu, 2002). La tendance à privilégier le membre inférieur non atteint, particulièrement au milieu de ces deux tâches, est possiblement reliée d'une part à l'exigence que ces tâches impliquent et d'autre part, à la faiblesse musculaire rencontrée chez le sujet avec une hémiparésie.

À cet effet, nous avons rapporté dans l'exposé de la problématique les résultats de l'étude de Richards et al. (1989) indiquant que le PAD et le PDA nécessitent environ 80% et 55% respectivement de l'activation musculaire maximale du vaste interne obtenue lors d'un effort isocinétique. Une autre étude, menée auprès de 10 sujets sains rapporte, pour le PAD, un niveau d'activité musculaire variant entre 50% et 80% de l'activité musculaire statique maximale des extenseurs du genou (Roebroek et al., 1994). Ces résultats électromyographiques indiquent que le recrutement musculaire des extenseurs du genou est très important durant le PAD et le PDA, témoignant de l'exigence physique élevée de ces deux tâches.

Chez le sujet avec une hémiparésie, la faiblesse musculaire des membres parétiques est largement documentée dans les écrits (Bohannon, 1987; Bourbonnais et al., 1989; Canning et al., 1999). Puisque le PAD est considéré comme une tâche dynamique nécessitant un déplacement abrupt du centre de masse (Eng et Chu, 2002), il oblige une génération rapide de la force musculaire. Pour les individus avec une hémiparésie, le PAD peut représenter un véritable défi, car la faiblesse musculaire rencontrée chez ceux-ci s'accompagne d'une lenteur à développer la force au cours de la contraction musculaire (Bourbonnais et al., 1989; Nadeau et al., 1997; Canning et al., 1999). Ainsi, l'exigence de la tâche couplée à la faiblesse musculaire peuvent expliquer, du moins en partie, l'asymétrie de la mise en charge au cours de ces deux tâches.

Tel que prévu par la troisième hypothèse, le sujet hémiparétique ne présente pas uniquement une asymétrie de la mise en charge lorsqu'il quitte le siège. L'asymétrie est aussi observée plus tôt dans la tâche du PAD (EV₂-T) lorsque le poids du corps est réparti tant sur le siège que sur le sol. Ce dernier résultat diffère de celui de Hesse et al. (1994) qui n'ont rapporté aucune différence significative entre les forces verticales mesurées sous les pieds avant le « seat off » chez un groupe de sujet avec une hémiparésie. Cependant, dans cette étude, le moment exact où a été mesurée la différence des forces verticales entre les membres inférieurs avant que le sujet ne quitte le siège n'a pas été clairement identifié. Néanmoins, ces mêmes auteurs ont rapporté un déplacement médio-latéral du centre de masse significativement augmenté avant le « seat off » par rapport aux sujets sains, suggérant la présence d'asymétrie avant que le sujet quitte le siège.

Les événements EV₂-T et EV₃-SO lors du PAD sont inclus dans la phase où le sujet doit contrôler le déplacement horizontal du centre de masse dans les limites d'une nouvelle base d'appui formée par les pieds, en plus de générer le momentum vertical pour arriver à la station debout (Pai et Rogers, 1990). Durant cette phase, les moments extenseurs de la hanche et du genou atteignent leurs valeurs maximales (Roebroek et al., 1994). Ainsi, les valeurs accrues d'asymétrie des forces verticales de réaction à ces instants du PAD peuvent être associées à la préférence du sujet à assumer la mise en charge sur le membre inférieur non parétique.

Lorsque le sujet s'assoit, l'asymétrie s'est avérée maximale juste avant que le sujet ne touche le siège (EV₆-SO), celle-ci étant légèrement réduite lorsqu'il est en appui sur les cuisses et les pieds (EV₇-T). Cette réduction de l'asymétrie à l'événement transition peut s'expliquer par un recrutement moins élevé de la musculature des extenseurs du genou pour s'asseoir, comparativement à la tâche de se lever (Richards et al., 1989). De plus, la

contraction excentrique de la musculature dans la tâche PDA, qui est associée à une augmentation de la force maximale comparativement à une contraction concentrique (Lieber et Bodine-Fowler, 1993), pourrait être suffisante pour réduire l'effort à fournir au genou et à la hanche parétiques, réduisant l'asymétrie de la mise charge entre les membres inférieurs. Une autre explication de la diminution de l'asymétrie à EV₇-T réside dans la possibilité que le sujet se soit laissé tomber au moment où il a pris contact avec le siège, alors qu'il n'avait plus à contrôler la descente.

Les résultats rapportés dans le deuxième article sont complémentaires aux données présentées dans la première étude. Notamment, alors qu'au PAD, aucune différence significative n'est observée entre les événements EV₂-T et EV₃-SO en ce qui a trait à l'asymétrie de la mise en charge, il est rapporté que l'asymétrie des moments au genou est généralement supérieure lorsque le sujet quitte le siège (EV₃-SO) par comparaison au point où les cuisses et les pieds supportent le poids du corps (EV₂-T). Cependant, même si le sujet est en contact avec le siège (EV₂-T) et que l'exigence musculaire (moment net) n'est pas maximale, le sujet adopte déjà une stratégie visant à réduire la mise en charge et les efforts musculaires du côté parétique. Il est aussi possible que le sujet hémiparétique privilégie la mise en charge sur le membre inférieur non parétique dans le but de se trouver en situation de stabilité alors qu'il s'apprête à modifier sa base d'appui initiale stable vers une base d'appui plus étroite définie par les pieds uniquement. À l'événement EV₂-T lors du PAD, la position du sujet se situe à peu près au milieu de la phase de flexion, phase durant laquelle le momentum horizontal augmente et atteint sa valeur maximale avant le décollement du siège (Pai et al., 1989; Roebroek et al., 1994; Hirschfeld et al., 1999). Ainsi, une position plus stable du sujet, assurée par la mise en charge sur le membre inférieur non parétique (cuisse et pied) peut possiblement permettre au sujet de déplacer plus rapidement son tronc vers l'avant, avec sécurité. De plus, alors que le sujet est toujours en contact avec le siège (avant

le seat-off), Hirschfeld et al. (1999) rapportent que les forces exercées sous les pieds contribuent au « damping control », assurant ainsi une force de freinage adéquate pour contrôler l'équilibre en station debout. La mise en charge sur le membre inférieur non parétique peut alors assurer un contrôle plus efficace à ce niveau. Des analyses supplémentaires des forces de réactions antéro-postérieur et médio-latéral permettront de mieux comprendre les aspects reliés à la stabilité du sujet lors du PAD.

Au PDA, les moments musculaires au genou et à la hanche sont moindres à l'événement transition (EV₇-T) que ceux observés juste avant que le sujet prenne contact avec le siège (EV₆-SO). La réduction des moments de force est accompagnée, dans ce cas, par une réduction significative de l'asymétrie de la mise en charge dans la plupart des conditions. Ainsi, contrairement au moment où il se prépare à quitter le siège dans le PAD, lorsque le sujet prend contact avec le siège, il est possible qu'il n'ait plus à se soucier du contrôle de son équilibre ou du risque de chute potentiel. Parallèlement à cette hypothèse, Cheng et al. (1998) ont démontré une augmentation significative de l'asymétrie de la mise en charge chez les sujets hémiparétique « chuteurs » en comparaison aux sujets hémiparétiques « non chuteurs ». Les analyses ultérieures sur la stabilité du sujet avec une hémiparésie lors de l'exécution du PDA permettront de confirmer ou d'infirmer cette idée, proposant que le sujet soit moins préoccupé par le contrôle de son équilibre une fois qu'il ait pris contact avec le siège.

Parmi les quatre conditions de placement des pieds, une seule ne montre pas d'influence de l'événement sur l'asymétrie de la mise en charge au cours de la réalisation du PAD et du PDA. En effet, la condition où le sujet se lève et s'assoit en plaçant le pied hémiparétique derrière le pied non parétique (AS-A) a non seulement montré une asymétrie réduite par rapport aux autres conditions, mais elle a également révélé une asymétrie constante, tout au long du PAD et

du PAD. L'effet de cette condition sur l'asymétrie est discuté dans le paragraphe suivant.

4.3 Effet de la condition de placement des pieds

L'hypothèse # 4 référait à l'effet de la condition du placement des pieds sur l'asymétrie de la mise en charge. Il était prévu, entre autres, que la position du pied parétique derrière le pied non parétique (condition AS-A) entraîne une diminution de l'asymétrie de la mise en charge et des moments de force. Les résultats de cette étude montrent que l'asymétrie spontanée de mise en charge utilisée par les sujets avec hémiparésie pour se lever et s'asseoir peut être modifiée par un changement de la position initiale des pieds. Les résultats du premier article ont révélé que la position asymétrique AS-A, avec le pied hémiparétique derrière le pied non parétique, favorise une symétrie de la mise en charge au cours de l'exécution des tâches PAD et PDA. Dans cette condition, les forces de réaction verticales (VRF) sous le pied et la cuisse du membre inférieur parétique augmentent et l'asymétrie de la mise en charge entre les deux membres inférieurs se voit donc réduite. Les valeurs d'asymétrie obtenues au PAD (11%) et au PDA (8.5%) dans la position AS-A se rapprochent de la différence des forces verticales maximales (8%) rapportée par Brunt et al. (2002) lors du PAD chez un groupe de sujets hémiparétiques. Ces auteurs ont conclu à une différence non significative de la MEC entre les deux membres inférieurs.

Par ailleurs, les valeurs d'asymétrie dans la condition AS-A se rapprochent étroitement des résultats rapportés chez le sujet sain lorsque ce dernier se lève et s'assoit spontanément (Hesse et al., 1994 ; Cheng et al., 1998 ; Chou et al., 2003). Les résultats obtenus (non rapportés dans ce mémoire) lors de l'évaluation de huit sujets témoins en utilisant le même protocole ont montré une asymétrie spontanée maximale de 5%. Il faut

cependant préciser que les indices d'asymétrie de 11% (PAD) et de 8.5% (PDA) relevés dans la condition AS-A représentent la valeur moyenne pour les 12 sujets évalués. Ainsi, parmi ceux-ci, certains ont présenté un indice d'asymétrie inférieur à ces valeurs, se rapprochant davantage des valeurs obtenues chez les sujets sains, alors que d'autres ont maintenu un indice supérieur aux valeurs moyenne de 8.5% et de 11%.

Les résultats de la deuxième étude ont démontré que la condition AS-A favorise la symétrie entre les moments obtenus aux deux membres inférieurs. Alors que le membre non parétique montre un moment extenseur au genou supérieur à celui du membre parétique dans les conditions SP, S et AS-UA, il n'existe plus de différence significative entre les moments extenseurs aux genoux dans la condition AS-A. Cela a été observé aux deux événements évalués. Lors de l'exécution du PAD et du PDA pour la condition AS-A, favorisant la prise d'appui sur le membre parétique et diminuant l'utilisation du membre inférieur non parétique, les moments musculaires nets avaient tendance à être plus élevés à la hanche et au genou parétiques en comparaison aux autres conditions de placement des pieds. Ce placement des pieds (AS-A) est très intéressant pour la rééducation du PAD et PDA auprès des sujets avec une hémiparésie. En effet, à la suite d'un AVC, plusieurs sujets ayant une hémiparésie favorisent le non-usage du membre parétique et cela est susceptible de favoriser l'apparition et le maintien du processus de faiblesse musculaire (Hachisuka et al., 1997; Ada et al., 2000). En ce sens, la sollicitation du membre inférieur parétique dans la condition AS-A est à encourager dans l'entraînement du PAD et du PDA chez le sujet présentant une hémiparésie post-AVC afin de favoriser une symétrie des efforts musculaires au genou.

4.4 Effet de la hauteur du siège

L'influence de la hauteur du siège a été évaluée dans le premier article et aucune différence significative n'a été rapportée quant à l'asymétrie de la mise en charge entre le siège élevé et le siège à une hauteur standard. L'hypothèse #5, prévoyant que l'élévation du siège diminuerait l'asymétrie des forces de réaction sous les cuisses et sous les pieds lors de l'exécution du PAD et du PDA, n'a pas été confirmée pour la population étudiée. Les prochaines analyses permettront de vérifier si cette observation peut être généralisée à d'autres variables biomécaniques telles que sur les différences de moments articulaires nets. Dans le deuxième article, en raison de la quantité d'informations à présenter, nous avons décidé de ne pas rapporter les moments pour la condition siège haut. Compte tenu que les moments articulaires nets sont influencés par d'autres variables telles que les forces de réaction horizontales, il n'est pas certain que l'effet de la hauteur du siège sera le même pour les moments que celui observé pour les forces verticales.

D'autre part, il faut préciser que deux sujets ont dû être retirés du projet de recherche puisqu'ils étaient incapables de réaliser les tâches à partir du siège standard. À cet effet, il est connu que la hauteur du siège a une influence significative sur l'exigence musculaire aux membres inférieurs (Burdett et al., 1985; Rodosky et al., 1989 ; Hughes et al., 1996). Il est donc possible qu'un effet de la hauteur de la chaise sur les moments soit présent lors du PDA et du PAD chez notre groupe de sujets.

4.5 Exigence de la tâche et stratégies de réalisation des tâches

L'asymétrie de la mise en charge chez la personne hémiparétique peut être reliée à la différence bilatérale de la force des membres inférieurs ou peut résulter d'une stratégie motrice inappropriée. Cependant, il n'existe aucune

évidence scientifique à cet effet. Les résultats reliés à l'hypothèse #6 offrent des éléments de réponse. Cette hypothèse portait sur le lien entre les différences de moments lors de l'exécution du PAD et du PDA et la force des muscles sollicités.

Les corrélations de Pearson obtenues ($0.70 < r < 0.89$) à EV-SO entre la différence de force des extenseurs des genoux et l'asymétrie des moments aux genoux au cours du PAD et du PDA ont indiqué qu'un lien est présent entre ces deux facteurs. En ce sens, plus la différence de force musculaire entre les extenseurs du genou, exprimé par le ratio de la force des extenseurs du côté atteint sur celle du côté non atteint, était importante plus l'asymétrie des moments extenseurs dans les tâches PAD et PDA était élevée. La variabilité entre les sujets dans les scores d'asymétrie de moments extenseurs aux genoux (côté non parétique - côté parétique) obtenue lors de la condition pieds symétriques est expliquée à près de 70% par la différence de force musculaire entre le côté parétique et non parétique. Une augmentation de la symétrie de la force musculaire au niveau des membres inférieurs est donc un facteur important à considérer pour améliorer la symétrie des efforts aux membres inférieurs lors du PAD et PDA. Cependant, il y a d'autres facteurs à considérer, puisque 30% de la variance demeure inexpliquée.

Dans les écrits scientifiques, certains auteurs ont montré des corrélations entre la force musculaire et la capacité de se lever. Parmi ceux-ci, Inkster et al. (2003) ont rapporté une corrélation négative ($r = -0.80$) entre le temps d'exécution du PAD et la force isocinétique maximale produite par les extenseurs de la hanche chez un groupe de sujets parkinsonniens. Ces mêmes auteurs soutiennent qu'une corrélation modérée et négative ($r = -0.67$) est présente entre le temps d'exécution du PAD et la force isocinétique maximale produite par les extenseurs des genoux, chez le groupe témoin. De plus, Lord et al. (2002) indiquent que la performance du PAD est en partie expliquée par des

facteurs sensori-moteurs, psychologiques et reliés à l'équilibre. Kauffman (1982), pour sa part, a montré une association entre l'indépendance à se lever d'une chaise et la force musculaire des extenseurs aux membres inférieurs. Des corrélations positives ont également été observées par Bonhannon (1988) entre différents groupes musculaires des membres inférieurs et la capacité de réaliser un transfert d'une chaise à un lit (ex : extenseurs de la hanche : $r = 0.561$ et extenseurs des genoux : $r = 0.636$). Toutes ces études montrent que la force musculaire joue un rôle significatif dans la réalisation du PAD.

Dans la présente étude, l'absence de lien entre la différence de moment articulaire aux hanches et la différence de force musculaire des muscles extenseurs des hanches est assez surprenante. Plusieurs raisons ont probablement contribué à ce résultat. Premièrement, la faiblesse était plus importante au niveau des extenseurs du genou qu'au niveau des extenseurs de la hanche (ratio de 0.60 pour les extenseurs du genou et de 0.80 pour les extenseurs de la hanche) chez le groupe de sujets évalués. Deuxièmement, les moments extenseurs à la hanche au PAD et PDA n'étaient pas significativement différents quelque soit le côté, et ce, pour toutes les conditions. Ces résultats indiquent que malgré une faiblesse des extenseurs de la hanche hémiparétique, le sujet ne recrute pas de façon préférentielle la musculature des extenseurs de la hanche pour se lever et s'asseoir. La symétrie observée entre les moments extenseurs des hanches est probablement liée au fait que, par comparaison au genou, les sujets ont utilisé un niveau de force musculaire inférieur au maximum de leur capacité. Il est assez surprenant de ne pas avoir à la hanche le même niveau d'asymétrie que celui observé au genou lors du PAD et PDA. Des analyses ultérieures sont en cours pour tenter de préciser les raisons de ces différences entre le genou et la hanche.

L'association obtenue entre la différence de moment aux genoux et le ratio de force entre les extenseurs du côté sain et atteint n'exclut pas que les

sujets préconisent une stratégie sur d'autres critères que celui seul de la force musculaire. Il est possible que le sujet hémiparétique, bien qu'il ait la force suffisante pour assumer une distribution égale de la mise en charge, adopte une stratégie asymétrique qui lui procure un sentiment de contrôle sur le mouvement. Il est à noter que les sujets faisant partie de la présente étude étaient des sujets dont l'état clinique était stable. Ces personnes, autonomes à la marche, vivaient à la maison avec ou sans aide et ne recevaient plus de traitement de physiothérapie. Il est probable que ceux-ci aient adopté, à la suite de l'arrêt de leur réadaptation, un patron de mouvement asymétrique sécurisant et facilitant pour eux.

Bien que la variabilité dans les scores d'asymétrie des moments extenseurs au genou soit expliquée en partie par la différence d'asymétrie de la force musculaire chez le groupe de sujet évalué, d'autres facteurs peuvent contribuer à l'asymétrie des paramètres biomécaniques chez le sujet avec une hémiparésie. Dans une étude future, il serait intéressant de développer un modèle statistique de régression multivariée qui inclurait, entre autres, le contrôle de l'équilibre, la vitesse de recrutement de la force musculaire, l'amplitude articulaire, la sensibilité, la spasticité, l'hémisphère atteint, en plus de la force musculaire, afin de connaître la contribution de chacune de ces variables dans l'asymétrie des paramètres biomécaniques du PAD et du PDA chez le sujet présentant une hémiparésie.

4.6 Implication clinique

En réadaptation, les cliniciens encouragent les sujets qui présentent une hémiparésie à se lever avec le pied parétique placé en postérieur par rapport au pied non parétique. Cette pratique est fortement supportée par les résultats de la présente étude puisque cette condition (AS-A) contribue à une meilleure symétrie de la mise en charge sous les pieds et les cuisses de même qu'à

l'amélioration de la symétrie entre les moments extenseurs des genoux au cours des deux tâches. En plus de la position initiale à adopter, l'utilisation de *feedback* auditifs (Engardt, 1994 ; Engardt et Knutsson, 1994) et de consignes verbales (Engardt et Olsson, 1992) pourraient renforcer la symétrie de la mise en charge et devraient être pris en considération dans le protocole de réadaptation.

De plus, de par les résultats de la corrélation positive entre la différence de force des extenseurs des genoux et l'asymétrie des moments extenseurs de cette même articulation, nous recommandons aux cliniciens de favoriser le renforcement des extenseurs des genoux des sujets présentant une hémiparésie. Le renforcement au sein d'une tâche fonctionnelle s'applique très bien au PAD et PDA, puisqu'il est possible de les dissocier en phases et de renforcer les groupes musculaires en exécutant une partie de la tâche (Carr et Sherperd, 1998). Pour les sujets sévèrement atteints, il est probablement difficile de réaliser le PAD et le PDA avec le membre inférieur hémiparétique placé derrière le membre inférieur non parétique. Dans ce cas, les résultats de ce mémoire suggèrent qu'une position symétrique des pieds pourrait être un compromis acceptable dans la progression de mise en charge sur le membre inférieur parétique pour effectuer les tâches de se lever et de s'asseoir.

À l'inverse, la condition AS-UA favorise la non-utilisation du membre inférieur atteint au cours du PAD et du PDA et par le fait même encourage le phénomène de non-usage souvent adopté par les individus à la suite d'un AVC (Taub et al., 1993). Puisque les tâches de se lever et de s'asseoir sont réalisées fréquemment au cours d'une journée, il importe de s'assurer que le sujet exécute celles-ci le plus efficacement possible afin de prévenir ou réduire les compensations.

Malgré sa capacité d'utiliser le membre inférieur atteint, le sujet hémiparétique utilise préférentiellement le côté non parétique (Eng et Chu,

2002). Comme il a été mentionné précédemment, il se peut que l'usage du membre inférieur non parétique soit nécessaire pour accomplir avec sécurité le PAD et le PDA. Dans ce contexte, le membre non parétique compense le membre parétique en assurant une partie de la fonction que ce dernier ne peut faire. Le thérapeute se trouve ainsi confronté au dilemme suivant : c'est-à-dire de ne pas encourager la compensation tout en sachant qu'elle peut être essentielle à l'accomplissement des tâches fonctionnelles. Pour aider les thérapeutes à solutionner de telles problématiques, les recherches futures devront tenter d'identifier précisément les déterminants de l'asymétrie de la mise en charge et des moments de force.

4.7 Limites de l'étude

La complexité du protocole expérimental et le temps d'analyse nécessaire à la réalisation d'une étude biomécanique expliquent le nombre restreint de sujets évalués dans la présente étude. Cependant, la comparaison des données cliniques avec celles d'autres études montre que nous avons une bonne représentation de la clientèle de personnes hémiparétiques suivies en physiothérapie dans les centres de réadaptation en ce qui a trait à l'âge des sujets et au niveau de récupération motrice chez celles-ci. En effet, l'étude a été réalisée auprès d'une clientèle hémiparétique dont l'âge moyen était de 49.7 ± 9 ans, présentant une atteinte motrice modérée au membre inférieur. Si nous excluons le sujet le plus jeune (27 ans) qui réduit légèrement la moyenne d'âge du groupe évalué, l'âge moyen serait de 52 ans. Cette moyenne se rapproche de celles de Eng et Chu (2002) et de Chou et al. (2003), qui se sont également intéressés à l'asymétrie de la mise en charge lors du PAD chez des sujets ayant un âge moyen de 58 ans (± 11.8) et 60 ans (± 10.4), respectivement. Cependant, l'âge moyen du groupe de sujets hémiparétiques évalués par Brunt et al. (2002) était supérieur (65 ans) à celui de notre étude. Par ailleurs, l'absence d'un groupe témoin dans l'étude actuelle ne permet pas de comparer les résultats

obtenus avec ceux d'un groupe de sujets sains appariés. Néanmoins, une autre étude utilisant le même protocole expérimental auprès d'un groupe de sujets sains est actuellement en cours dans notre laboratoire et celle-ci permettra ultérieurement la comparaison entre les résultats de ces deux groupes de sujets.

Utilisation des membres supérieurs

L'utilisation des membres supérieurs n'était pas permise pour la réalisation du PAD et du PDA au cours de notre étude, même si ceux-ci sont souvent utilisés pour exécuter ces tâches (Burdett et al., 1985, Carr, 1992). Le montage expérimental de l'étude ne permettait pas de quantifier l'utilisation des membres supérieurs dans l'exécution de ces tâches. Dans le cadre d'une étude ultérieure, il serait approprié de quantifier l'impact de l'utilisation des membres supérieurs sur l'asymétrie des forces de réaction et des moments. Ce genre d'étude nécessitera de quantifier, en plus des forces sous les cuisses et les pieds, les forces sous les mains à l'aide d'appui-bras instrumentés.

Activité électromyographique (EMG)

Le montage expérimental de notre étude incluait la collecte de l'activité électromyographique des membres inférieurs et du tronc durant les tâches PAD et PDA. Cependant, l'analyse de ces données n'a pas été réalisée dans le cadre du présent projet de maîtrise. Il est clair que l'analyse ultérieure de ces données s'avérera très pertinente pour une meilleure compréhension des stratégies de mouvements lors de l'exécution du PAD et du PDA chez le sujet hémiparétique.

Consignes aux sujets

Au cours de l'expérimentation, aucune consigne n'a été émise aux sujets quant à la répartition de la mise en charge durant l'exécution du PAD et du PDA. Le choix de ne pas encourager les sujets à distribuer le plus également possible la mise en charge au cours des tâches s'inscrit dans l'optique que ceux-ci devaient exécuter la tâche le plus naturellement possible, comme ils le faisaient quotidiennement. Par ailleurs, dans le cadre d'un entraînement à la suite d'un AVC, l'encouragement de mettre plus de MEC sur le membre inférieur atteint est susceptible de diminuer l'asymétrie au cours des tâches PAD et PDA (Engardt et Olsson, 1992).

CHAPITRE 5

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La distribution inégale de la mise en charge lors du passage de la position assise à debout (PAD) et debout à assise (PDA) chez l'adulte ayant subi un accident vasculaire cérébral (AVC) est une compensation largement documentée par les écrits scientifiques. Qui plus est, la faiblesse musculaire est une déficience majeure à laquelle sont confrontées les personnes avec une hémiparésie. La faiblesse musculaire est susceptible de contribuer à l'asymétrie des paramètres biomécaniques du PAD et du PDA.

Dans la première étude de ce mémoire, il a été mis en évidence que le sujet avec une hémiparésie présente spontanément une asymétrie de la mise en charge non seulement après qu'il ait quitté le siège (seat-off) mais également dans la période précédant cet événement. Cette asymétrie de la mise en charge a également été objectivée au PDA, après que le sujet ait pris contact avec le siège. La mise en évidence de l'asymétrie à ces événements n'avait, à notre connaissance, jamais été documentée auparavant. Par ailleurs, les résultats ont révélé que l'asymétrie de la mise en charge peut être réduite significativement en modifiant le placement initial des pieds. En effet, la condition d'évaluation dans laquelle les sujets se lèvent et s'assoient avec le pied parétique derrière le pied non parétique (AS-A) montre une réduction importante de l'asymétrie durant toute la durée des tâches PAD et PDA.

Dans la deuxième étude, les résultats indiquent que spontanément, le sujet hémiparétique présente un moment net au genou plus élevé du côté non atteint alors qu'aucune différence significative n'a été révélée entre les moments nets des hanches. De plus, le placement initial des pieds a montré un effet sur

la valeur des moments aux genoux et aux hanches. De ce fait, la condition AS-A dévoile une forte tendance à augmenter le moment net du genou hémiparétique tout au long du PAD et du PDA. En ce qui a trait à la hanche, la condition AS-A induit un accroissement des moments nets bilatéralement lorsque le sujet hémiparétique quitte le siège dans la tâche PAD. Ainsi, la condition AS-A réduit non seulement l'asymétrie de la mise en charge au cours du PAD et du PDA mais favorise également plus d'effort à la hanche. La deuxième étude de ce mémoire est, nous le croyons, la première à documenter l'effet du placement des pieds sur la différence de moments de force lors du PAD et du PDA, chez la clientèle hémiparétique. Par ailleurs, les résultats inclus dans le deuxième article ont permis d'établir une relation linéaire entre la différence de force des extenseurs des genoux et l'asymétrie des moments de force aux genoux lors du PAD et PDA.

Des analyses ultérieures des données recueillies au cours de cette étude permettront de préciser les stratégies qu'utilisent les personnes avec une hémiparésie pour se lever et s'asseoir. Notamment, l'étude (en cours) d'un groupe de sujets sains, évalués selon le protocole établi dans ce mémoire, nous permettra sous peu de comparer les valeurs obtenues auprès des sujets avec une hémiparésie et celles d'un groupe témoin.

En conclusion, la réduction de l'asymétrie de la mise en charge et de la différence des moments aux genoux dans la condition AS-A confirme la pertinence de favoriser cette façon de rééduquer le PAD et le PDA, chez le sujet avec une hémiparésie. De plus, le renforcement des extenseurs des genoux s'avère un aspect à considérer dans la rééducation post-AVC afin de réduire l'asymétrie des moments de force au cours du PAD et du PDA chez la personne avec une hémiparésie. Finalement, il importe de situer le phénomène d'asymétrie dans le contexte des stratégies compensatoires et d'apprécier la nécessité de tels comportements moteurs. La complexité de ces comportements

démontre l'importance de poursuivre des recherches encore plus avancées et innovatrices des diverses tâches fonctionnelles de notre vécu quotidien.

CHAPITRE 6

BIBLIOGRAPHIE

Ada, L., Canning, C., & Dwyer, T. (2000). Effect of muscle length on strength and dexterity after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 14, 55-61.

Adams, R. W., Gandevia, S. C., & Skuse, N. F. (1990). The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain*, 113, 1459-1476.

Andrews, A. W., & Bohannon, R. W. (2003). Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84, 125-129.

Andrews, W., & Bohannon, R. (2000). Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clinical Rehabilitation*, 14, 79-87.

Andriacchi, T., Andersson, G., Fermier, R., Stern, D., & Galante, J. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62-A(5), 749-757.

Andriacchi, T., Galante, J., & Fermier, R. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 64-A(9), 1328-1335.

Baer, G., & Ashburn, A. (1995). Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 844-849.

Berg, K., Williams, J., Wood-Dauphinee, S., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health*, 83, 7-11.

Bohannon, R. (1987). Relationship between static strength and various other measures in hemiparetic stroke patients. *Int. Rehabilitation Medicine*, 8, 125-128.

Bohannon, R. (1988). Determinants of transfer capacity in patients with hemiparesis. *Physiotherapy Canada*, 40(4), 236-239.

Bohannon, R. (1989). Relevance of muscle strength to gait performance in patients with neurologic disability. *Journal of Neurology and Rehabilitation*, 3(2), 97-100.

Bohannon, R. (1992). Lateral trunk flexion strength: impairment, measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *International Journal of Rehabilitation Research*, 15, 249-251.

Bohannon, R. (1995). Sit-to-stand test for measuring performance of lower extremity muscles. *Perceptual and Motor Skills*, 80, 163-166.

Bohannon, R., & Andrews, A. (1995). Limb muscle strength is impaired bilaterally after stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 7, 1-7.

Bohannon, R., Cassidy, D., & Walsh, S. (1995). Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 9, 47-51.

Bourbonnais, D., & Vanden Noven, S. (1989). Weakness in patients with hemiparesis. *The American Journal of Occupational Therapy*, 43(5), 313-319.

Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M., & Schechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit-to-stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 924-929.

Burdett, R., Habasevich, R., Pisciotta, J., & Simon, S. (1985). Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Physical Therapy*, 65(8), 1177-1183.

Butler, P., Nene, A., & Major, R. (1991). Biomechanics of transfer from sitting to the standing position in some neuromuscular diseases. *Physiotherapy*, 77(8), 521-525.

Cahill, B., Carr, J., & Adams, R. (1999). Inter-segmental co-ordination in sit-to-stand: an age cross-sectional study. *Physiotherapy Research International*, 4(1), 12-27.

Canning, C., Ada, L., & O'Dwyer, N. (1999). Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 66-70.

Carr, J. (1992). Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8, 159-164.

Carr, J., & Shepherd, R. (1998). *Neurological Rehabilitation: optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann.

Cheng, P., Liaw, M., Wong, M., Tang, F., Lee, M., & Lin, P. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1043-1046.

Chou, S., Wong, M., Leong, C., Hong, W., Tang, F., & Lin, T. (2003). Postural Control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 42-47.

Clarke, P., Marshall, V., Black, S., & Colantonio, A. (2002). Well-being after stroke in canadian seniors. *Stroke*, 33, 1016-1021.

Coghlin, C., & McFadyen, D. (1994). Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clinical Biomechanics*, 9, 85-92.

Colebatch, J. C., & Gandevia, S. C. (1989). The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain*, 112, 749-763.

Crosbie, J., Herbert, R. D., & Bridson, J. T. (1997). Intersegmental dynamics of standing from sitting. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 227-235.

Dettmann, M., Linder, M., & Sepic, S. (1987). Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American Journal of Physical Medicine*, 66(2), 77-90.

Dion, L. (2001). *Élaboration et validation d'un test clinique pour évaluer la capacité des sujets cérébrolésés à exécuter la tâche "se lever pour marcher"*. Université Laval, Québec.

Dion, L., Malouin, F., McFadyen, B., & Richards, C. (1999). Modification of the sit-to-walk task after stroke. *Society for Neuroscience*, Miami, Florida, 23-28 October 1999. Vol.25, Abstract: 365.2.

Dion, L., Malouin, F., McFadyen, B., & Richards, C. (2003). Assessing mobility and locomotor coordination after stroke with the rise-to-walk task. *Neurorehabilitation Neural Repair*, 17(2), 83-92.

Doorenbosch, C., Harlaar, J., Roebroek, M., & Lankhorst, G. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27(11), 1299-1307.

Duncan, P. (1994). Stroke disability. *Physical Therapy*, 74(5), 399-407.

Eng, J., & Chu, K. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1138-1144.

Engardt, M. (1994a). Long term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26, 65-69.

Engardt, M. (1994b). Rising and sitting down in stroke patients., Karolinska Institute, Stockholm.

Engardt, M., & Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 24, 67-74.

Engardt, M., & 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., & Bohannon, R. (2003). Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Physical Therapy*, 83(6), 544-551.

Fleckenstein, S., Kirby, R., & MacLeod, D. (1988). Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *Journal of Biomechanics*, 21(11), 915-918.

Fondation des maladies du cœur (2002). Renseignements généraux-statistiques-accidents vasculaires cérébraux (AVC), retrieve 19 April, 2004, de <http://www2.fmcoeur.ca/Page.asp?PageID=907&ArticleID=428&Src=Stroke&From=Subcategory>.

Fujiwara, M., & Basmajian, J. (1975). Electromyographic study of two-joint muscles. *American Journal of Physical Medicine*, 54, 234-242.

Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D., & Arsenault, A. (1992). Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain*, 115, 1193-1207.

Goulard Rodrigues-de-Paula, F., & Valls-Solé, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clinical Neurophysiology*, 110, 1634-1640.

- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., & Van Hullenar, S. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Gravel, D., Richards, C., & Fillion, M. (1988). Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *Journal of Biomechanics*, 21, 89-96.
- Gross, M., Stevenson, P., Charette, S., Pyka, G., & 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 and Posture*, 8, 175-185.
- Györy, A., Chao, E., & Stauffer, R. (1976). Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 57, 571-577.
- Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M., & Mauritz, K. (1994a). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26, 161-166.
- Hesse, S., Jahnke, M., Bertelt, C., Schreiner, C., Lucke, D., & Mauritz, K. (1994b). Gait outcome in ambulatory hemiparetic patient after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors. *Stroke*, 25, 1999-2004.
- Hesse, S., Schauer, M., Petersen, M., & Jahnke, M. (1998). Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 30, 81-86.
- Hirschfeld, H., Thorsteinsdottir, M., & Olsson, E. (1999). Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand. *Journal of Neurophysiology*, 82, 3021-3029.
- Hughes, M., Weiner, D., Schenkman, M., Long, R., & Studenski, S. (1994). Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics*, 9, 187-192.
- Hughes, M., Myers, B., & Schenkman, M. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1509-1513.
- Ikeda, E., Schenkman, M., Riley, P., & Hodge, W. (1991). Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Physical Therapy*, 71(6), 473-481.
- Inkster, L., Eng, J., MacIntyre, D., & Stoessl, A. (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.

Janssen, W., Bussmann, H., & Stam, H. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: A review. *Physical Therapy*, 82(9), 866-879.

Johnston, R. C., & Smidt, G. L. (1970). Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clinical Orthopaedics and related research*(72), 205-215.

Kauffman, T. (1982). Association between hip extension strength and stand-up ability in geriatric patients. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 1(3), 39-45.

Kawagoe, S., Tajima, N., & Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopedic Science*, 5, 124-133.

Kelley, D., Dainis, A., & Wood, G. (1976). Mechanics and muscular dynamics of rising from a seated position., 127-134.

Kerr, K., White, J., Barr, D., & Mollan, J. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 236-245.

Khemlani, M., Carr, J., & Crosbie, W. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics*, 14, 236-246.

Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., & Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 1095-1099.

Kralj, A., Jeager, R., & Munih, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation. *Journal of Biomechanics*, 23(11), 1123-1138.

Laubenthal, K., Smidt, G., & Kettelkamp, D. (1972). A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. *Physical Therapy*, 52(1), 34-43.

Lee, M., Wong, M., Tang, F., Cheng, P., & Lin, P. (1997). Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *American Journal of physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5), 401-410.

Levin, M., & Hui-Chan, C. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 85(2), 131-142.

Lieber, R., & Bodine-Fowler, S. (1993). Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Physical Therapy*, 73, 844-856.

Lord, S., Murray, S., Capman, K., Munro, B., & Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *Journal of Gerontology*, 57A(8), M539-M543.

Malouin, F., Dion, L., McFadyen, B., Richards, C., & St-Vincent, G. (2001). Changes in the fluidity of the rise-to-walk motor strategy after stroke. In : Duysens J., Smits-Engelsman BCM, & Kingma H., eds.. *Control of posture and gait. Symposium of the International Society for Posture and Gait Research (ISPG)*, Maastrich, Netherlands, pp. 671-674.

Malouin, F., McFadyen, B., Dion, L., & Richards, C. (2003). A fluidity scale for evaluating the motor strategy of the rise-to-walk task after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 17(6), 674-684.

Mercier, J. (2001). Le transfert, pivot de l'autonomie chez la personne âgée. *Physio-Québec*, 25(2), 14-21.

Millington, P., Myklebust, B., & Shambes, G. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 609-617.

Mourey, F., Pozzo, T., Rouhier-Marcer, I., & Didier, J. (1998). A kinematic comparaison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age and Ageing*, 27, 137-146.

Mourey, F., Grishin, A., d'Athis, P., Pozzo, T., & Stapley, P. (2000). Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: A comparaison between young and elderly subjects. *Journal of gerontology*, 55A(9), B425-B431.

Munton, J., Ellis, M., & Wright, V. (1984). Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 43, 63-65.

Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A., & Goyette, M. (1996). Preloading and range of motion effect on plantarflexor muscle performance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 1000-1004.

Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A., Bourbonnais, D., & Goyette, M. (1997). Dynamometric assessment of the plantarflexors in hemiparetic subjects: Relations between muscular, gait, and clinical parameters. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 29, 49-55.

- Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during backward and forward walking in healthy adults. *Gait and Posture*, 18, 134-142.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, B., & Bourbonnais, D. (1999a). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics*, 14, 125-135.
- Nadeau, S., Teixeira-Salmela, L., Gravel, D., & Olney, S. (2001a). Relationship between spasticity, strength of the lower limb and functional performance of stroke victims. *Synapse-Newsletter of the Neurosciences Division*, 21(1), 13-18.
- Nadeau, S., Gravel, D., & Olney, S. (2001b). Determinants, limiting factors, and compensatory strategies in gait. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 13(1), 1-25.
- Nuzik, S., Lamb, R., Vansant, A., & Hirt, S. (1986). Sit-to-stand movement pattern. *Physical Therapy*, 66(11), 1708-1713.
- Olney, S., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part 1 : characteristics. *Gait and Posture*, 4, 136-148.
- O'Sullivan, S., & Schmitz, T. (1994). *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment (Third ed.)*. Philadelphia: F.A. Davis Compagny.
- Pai, Y., & Rogers, M. (1990). Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 378-384.
- Pai, Y., & Rogers, M. (1991). Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Archives of Physical Medecine and Rehabilitation*, 72, 881-885.
- Pai, Y., Naughton, B., Chang, R., & Rogers, M. (1994). Control of body center of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait and posture*, 2, 109-116.
- Papa, E., & Cappozo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, 33, 1113-1122.
- Park, E., Park, C., Lee, H., Kim, D., Lee, D., & 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.

Petrasovits, A., & Nair, C. (1994). Épidémiologie des accidents cérébrovasculaires au Canada. *Statistique Canada*, 6(1), 39-44.

Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "up and go": A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39, 142-148.

Powers, C., Boyd, L., Fontaine, C., & Perry, J. (1996). The influence of lower-extremity muscle force on gait characteristics in individuals with below-knee amputation secondary to vascular disease. *Physical Therapy*, 76, 369-377.

Reisman, D., Scholz, J., & Schöner, G. (2002). Coordination underlying the control of whole body momentum during sit-to-stand. *Gait and Posture*, 15, 45-55.

Richards, C., Malouin, F., Durand, A., & Moffet, H. (1989). Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor task. *Seminars in Orthopaedics*, 4(2), 120-129.

Riley, P., Schenkman, M., Mann, R., & Hodge, W. (1991). Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 77-85.

Rodosky, M., Andriacchi, T., & Andersson, G. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanism during rising. *Journal of Orthopedic Research*, 7(2), 266-271.

Roebroek, M., Doorenbosch, C., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, 9, 235-244.

Salbach, N., Mayo, N., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L., & Richards, C. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1204-1212.

Salem, G., Wang, M.-Y., Young, J., Marion, M., & Greendale, G. (2000). Knee strength and lower and higher intensity functional performance in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(10), 1679-1684.

Santé Canada (2000). *Le nouveau visage des maladies cardio-vasculaires et des accidents vasculaires cérébraux au Canada*. Ottawa, Canada : Wielgosz, A., Arango, M., Carew, M., Ferguson, A., Johansen, H., Nair, C. et al.

Schenkman, M., Berger, R., Riley, P., Mann, R., & Hodge, W. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Physical Therapy*, 70(10), 638-648.

Schenkman, M., Riley, P., & Pieper, C. (1996). Sit-to-stand from progressively lower seat heights-alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*, 11(3), 153-158.

Schultz, A., Alexander, N., & Ashton-Miller, J. (1992). Biomechanical analyse of rising from a chair. *Journal of Biomechanics*, 25(12), 1383-1391.

Shepherd, R., & Koh, H. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28, 79-88.

Stevens, C., Bojsen-Moller, F., & Soames, R. (1989). The influence of initial posture on the sit-to-stand movement. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58, 687-692.

Tanaka, S., Hachisuka, K., & Ogata, H. (1997). Trunk rotatory muscle performance in post-stroke hemiplegic patients. *American Journal of physical Medicine and Rehabilitation*, 76(5), 366-369.

Tanaka, S., Hachisuka K, & Ogata, H. (1998). Muscle strength of trunk flexion-extension in post-stroke hemiplegic patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 7(4).

Taub, E., Miller, N., Novack, T., Cook III, E., Fleming, W., Nepomuceno, C., Connell, J., & Crago, J. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74, 347-354.

Teixeira, L., Olney, S., Nadeau, S., & Brouwer, B. (1999). Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 1211-1218.

Vander Linden, D., Brunt, D., & McCulloch, M. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 653-660.

Wheeler, J., Woodward, C., Ucovich, R., Perry, J., & Walker, J. (1985). Rising from a chair. *Physical Therapy*, 65(1), 22-26.

Winter, D. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological* (2nd ed.). Waterloo: UW Press.

Wretenberg, P., & Arborelius, U. (1994). Power and work produced in different leg muscle groups when rising from a chair. *European Journal of Applied Physiology*, 68, 413-417.

Yoshida, K., Iwakura, H., & Inoue, F. (1983). Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 15, 133-140.

ANNEXE I

Certificat d'éthique



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

affilié à l'Université de Montréal

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé : «**Étude des stratégies motrices lors du passage de la position assise à debout (PAD) et debout assis (PDA) sur la performance de cette activité fonctionnelle, chez le sujet hémiparétique.** », présenté par Madame Sylvie Nadeau, Monsieur Denis Gravel, Madame Francine Malouin et Monsieur Bradford McFadyen.

Le comité d'éthique; composé de :

Dre Ayda Bachir, Université de Montréal;
 Mme Marie-Ève Bouthillier, conseillère en éthique;
 Madame Nancy Dubé, clinicienne IRM;
 Monsieur Anatol G.Feldman, chercheur;
 Mme Lisette Gagnon, présidente du Comité;
 Dr Bernard Leduc, physiatre IRM;
 Mme Mélanie Lefebvre, avocate, conseillère versée en droit;
 Mme Anik Nolet, avocate, conseillère versée en droit;
 Madame Monique Provost, A.P.Q.
 Mme Bonnie Swaine, chercheure.

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.


 Lisette Gagnon
 Présidente du Comité d'éthique de la recherche

11-10-02
 Date

LG/mm

ANNEXE II

Formulaire de consentement



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

Identification du bénéficiaire

Nom: _____

Date de naissance :

No. de dossier :

Je, soussigné(e), _____, consens par la présente à participer au projet de recherche suivant dans les conditions décrites ci-dessous :

TITRE DU PROJET :

Étude du lien entre la faiblesse musculaire et les asymétries motrices lors du passage de la position assise à debout et debout à assise chez l'adulte avec une hémiparésie

RESPONSABLES :

Sylvie Nadeau : Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation de Montréal (IRM)

Denis Gravel : Chercheur, CRIR, site IRM

Francine Malouin : Chercheure, Centre Interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRD PQ)

Brad McFadyen : Chercheur, CIRRIS, IRDPQ

Guylaine Roy : Étudiante à la maîtrise, programme de Sciences Biomédicales, option réadaptation, Université de Montréal

OBJECTIF DU PROJET :

Cette étude est conduite auprès de personnes ayant une hémiparésie. Elle vise à déterminer si la faiblesse musculaire des membres inférieurs et des muscles du tronc est reliée aux stratégies de mouvements et d'efforts utilisées pour réaliser le passage de la position assise à debout et debout à assis.

NATURE DE MA PARTICIPATION :

Si vous acceptez de participer à cette étude, nous vous demanderons de vous présenter à deux évaluations au laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM). Au cours de la première évaluation, nous évaluerons votre condition clinique par des tests et des questionnaires standardisés. Ceci nous permettra de décrire votre statut physique et fonctionnel. Par la suite, nous évaluerons la tâche de vous lever d'une chaise (PAD) et de vous asseoir (PDA). Pour ce faire, nous collerons, à l'aide de rubans adhésifs, des marqueurs actifs sur le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds et nous enregistrerons vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez au sol et sur le siège de la chaise, à l'aide de plates-formes de force. Au cours des essais, nous allons modifier les conditions d'évaluation en changeant la hauteur du siège, la position de vos pieds et l'appui de vos mains. Au total, vous effectuerez au plus 24 répétitions de PDA et PAD. Lors de la deuxième évaluation (généralement effectuée le lendemain ou une autre journée à votre convenance), nous évaluerons votre force musculaire maximale au tronc, à la hanche, au genou et à la cheville. Ces mesures de force seront prises avec un dynamomètre instrumenté de marque Biodex. Les évaluations seront faites par l'équipe de recherche du laboratoire de pathokinésiologie et comprendra une physiothérapeute assistée du chercheur principal et du coordonnateur du laboratoire. Chacune des évaluations durera environ 3 heures.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Il n'y a pas d'avantages personnels à participer à cette recherche.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION :

Il n'y a aucun risque particulier associé aux techniques utilisées. Il se peut que les efforts demandés provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire.

RISQUE :

Il est entendu que ma participation à ce projet ne me fait courir, sur la plan médical, aucun risque que ce soit. Il est également entendu que ma participation n'aura aucun effet sur tout traitement médical auquel je pourrais éventuellement être soumis.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

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

ACCÈS À MON DOSSIER

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

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

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

RETRAIT DE MA PARTICIPATION :

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

CONFIDENTIALITÉ :

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui me concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles.

Si vous avez des questions spécifiques concernant les procédures et le déroulement de la recherche, vous pouvez communiquer avec les responsables du projet au numéro de téléphone suivant : (514) 340-2078. Vous demandez Dre Sylvie Nadeau ou Guylaine Roy.

Je déclare avoir lu et/ou compris les termes de la présente formule.

Signature de l'intéressé (e)

Date : _____

Signature d'un témoin

Date : _____

Je, soussigné(e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé(e) les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il (elle) m'a posées à cet égard et (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste , à tout moment, libre de mettre terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ANNEXE III

Abrégés

FOOT POSITIONS AND ASYMMETRY OF VERTICAL REACTION FORCES DURING RISING FROM A CHAIR IN PERSONS WITH HEMIPARESIS

Guyline Roy^{1,2}, Sylvie Nadeau^{1,2}, Denis Gravel^{1,2}, Francine Malouin³, Brad McFadyen³, Julie Lecours¹, France Piotte^{1,2}

¹Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation, site Institut de réadaptation de Montréal,

²École de Réadaptation, Université de Montréal, (Québec), Canada, H3S 3J4

³Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale, IRDPQ et Université Laval, (Québec), Canada

INTRODUCTION

Persons with hemiparesis, in addition to take more time to execute the task, use an asymmetrical limb-loading strategy when rising-up from a chair (Engardt and Olsson, 1992). This unequal limb-loading can be modified by foot placement (Brunt et al., 2002). However, it is not known if the foot placement also affect the limb-loading before seat off i.e. when the subjects still have the thighs in contact with the seat of the chair. This study examined the effect of foot placements on the asymmetry of limb-loading during the rising-up from a chair by measuring the vertical reaction forces (VRF) under the thighs and feet. The results of persons with hemiparesis are compared to those from a control group.

METHODS

Twelve persons with a chronic hemiparesis (49.7 ± 9.0 years) and eight healthy subjects (61.6 ± 10.6 years) participated. The persons with hemiparesis had scores on the Chedoke McMaster Stroke Assessment Scale ranging from 2 to 6 and 3 to 6 for the foot and the leg, respectively. All were able to stand-up without using their hands and had walking speeds from 0.27 to 1.28 m/sec. The participants were required to rise at natural speed from an instrumented chair adjusted to individual's knee height. The seat of the chair was equipped with a force platform set-up that measured the forces under each thigh. Forces under each foot were also measured by two force plates embedded in the floor. Different foot conditions were assessed: spontaneous (SP), symmetric (S), asymmetric with the affected (AS-A), or dominant foot for the healthy subjects (AS-D) placed behind the non-dominant foot, and asymmetric with un-affected foot placed behind the affected foot (AS-UA). Four distinct events were identified during rising: onset (EV-O), the transition phase that corresponded to almost similar VRFs under the feet and thighs (EV-T), seat-off (EV-SO) and end of task (EV-E). The main dependant variable was an index of asymmetry (IA^{VRF}) of the VRFs between sides, expressed in percent, as follows: $IA^{VRF} = [VRF(\text{foot and thigh combined}) \text{ on the unaffected} - VRF \text{ of perfect symmetry}] / VRF \text{ of perfect symmetry}$. Where perfect symmetry corresponded to equal forces on the right and left sides (total of VRF / 2). Data (mean of two trials) of healthy subjects and patients were compared at EV-T and EV-SO using statistical analyses (ANOVA and *t*-test) with a *p*-value adjusted for the number of comparisons.

RESULTS AND DISCUSSION

Healthy subjects showed almost equal VRFs on both feet and thighs in the SP and S conditions at all events with a mean IA^{VRF} less than 5% (Fig. 1A). This agreed with results reported in previous studies (e.g. Engardt et Olsson., 1992). The AS-D foot placement increased the asymmetry significantly between sides at events EV-T and EV-SO to reach a mean level around 10%-15%. Persons with hemiparesis presented a high

difference in loading between the affected and unaffected limbs in the SP, S and AS-UA conditions. This difference was lowered in the AS-A condition (affected foot behind) resulting in significantly less asymmetry between sides in comparison to the three others foot placements at EV-T and EV-SO ($p < 0.003$; Fig. 1B). It should be emphasised that the asymmetry observed at EV-T originated, in a similar proportion, from unequal VRFs at both the thighs and feet. This indicates that persons with hemiparesis already adopted an asymmetrical pattern before seat-off when forces are exerted by the thighs and feet. At EV-T, the patients were more asymmetrical than the controls for the SP and S conditions. No differences were observed between AS-D and AS-A and between AS-D and AS-UA. At EV-SO, the IA^{VRF} were different between groups for each condition except between AS-D and AS-A. No difference was obtained in the asymmetry between events EV-T and EV-SO for either group.

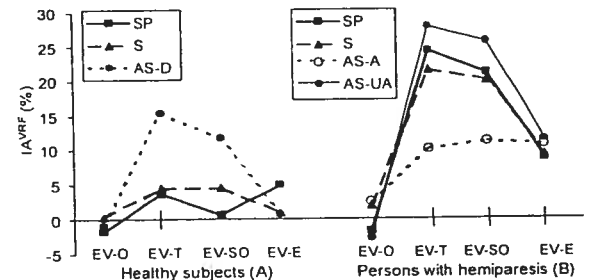


Fig. 1: Index of asymmetry of the VRF (IA^{VRF})

SUMMARY

Overall, persons with hemiparesis had a marked deviation from the perfect symmetry when they rose-up from a chair spontaneously. At transition phase (EV-T), the asymmetry was not different from that of seat-off (EV-SO). However, at transition, the asymmetry was due to unequal loading on both the thighs and feet. The results also showed that foot placement corresponding to the affected foot behind the unaffected foot can reduce the asymmetry at the transition (EV-T) and seat-off (EV-SO) events. In rehabilitation, clinicians encourage their patients to rise from a chair with the affected foot behind the good foot to increase loading on the affected lower limb. This clinical practice is well supported by the results of the present study and it contributes to better symmetry of the VRFs exerted by both thighs and foot.

REFERENCES

- Engardt M, Olsson E. (1992). *Scand J. Rehab Med.*, 24, 67-74.
Brunt D et al. (2002). *Arch Phys Med Rehabil.*, 83: 924-929.

ACKNOWLEDGEMENTS

Supported by the REPAR/FRSQ, OPPQ and the CHIR. S. Nadeau is holding a salary support from CHIR. The authors thank M. Desjardins, for his technical support.

A CHAIR WITH A PLATFORM SETUP TO MEASURE THE FORCES UNDER EACH THIGH WHEN SEATED, RISING FROM A CHAIR AND SITTING DOWN

Pierre Desjardins,¹ Sylvie Nadeau,^{1,2} Denis Gravel,^{1,2} Guylaine Roy^{1,2}

¹Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal, Montréal, Québec, Canada

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

INTRODUCTION

While locomotion studies have traditionally concentrated on gait, far fewer studies have examined tasks involving sitting, rising from a chair and sitting down. However, a growing interest in quantifying the biomechanics of rising from a chair and sitting down has recently been observed. These tasks are repeated many times daily (Fleckenstein 1988) and can become a considerable challenge for specific patient groups. The development of a chair designed to measure the kinetics under the thighs might help to better understand the requirements of these tasks and to orient training. The purpose of this paper is to present the characteristics of a newly developed chair equipped with a force platform setup that measures the forces under each thigh.

MATERIAL AND METHODS

An instrumented chair offering a sitting surface of 25.5x51.9cm for each thigh at heights varying from 39 to 77cm. The height can easily be changed by adjusting the scissors-jack (Fig. 1). A lockable structure was integrated to secure and reinforce the chair. This structure was bolted to the concrete floor, which raises the natural frequency and dissipates some vibrations. The platform comprises four AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA) strain gauge transducers (MC3A-3-250) two for each thigh. These transducers each have a capacity of 1.1kN vertically, 560N horizontally, 14Nm vertically and 28Nm horizontally for measuring the orthogonal force and moment components.

In order to orient and locate the transducers in a common referential system, the position of eight points on each transducer were obtained with an Optotrak system ($\pm 0.5\text{mm}$). Ten infrared LEDs fixed on the chair were used to build a common referential system. Eight 3D vectors (12 force components, 12 moment components) were then transformed into a common referential system using the AMTI calibration matrices provided by the manufacturer and the rotation and translation matrices calculated from the eight points probed on each transducer. From the combination of vectors, the amplitude and direction of the resultant force and the resultant torque were obtained under each thigh. The locations of the 10 LEDs on the chair were then used to correct for any slight motion of the chair and to transform forces and torques into the laboratory reference system. The instrumented chair was used in conjunction with two AMTI (OR6-7-1000) force plate

that measure the force and moment components under each foot.

Static Calibration. The static properties of the chair were verified by applying static known forces. For the output corresponding to vertical, dead weights up to 726 N were applied. A total of seven measurements were obtained during the loading process as well as during the unloading process and this test was performed three times. No test was performed for the horizontal shear. The location of the center of pressure was verified by applying a force through a bearing while moving the bearing over the platform surface. An Optotrak system was used to pin-point the location of the center of the bearing ($\pm 2\text{mm}$).

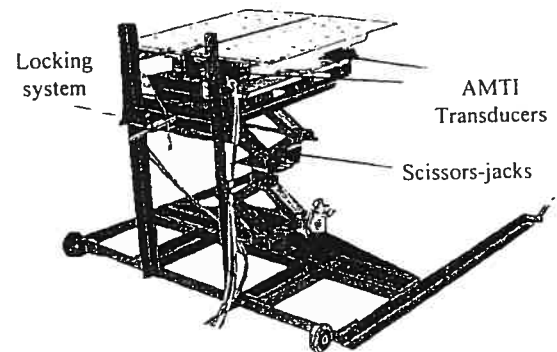


Fig. 1 Diagram of the chair

RESULTS AND DISCUSSION

The maximum deviation from the reference measures was 2% and 1.5% of the full-scale output vertically for the left and right side, respectively. The RMS error of the center of pressure was 5mm with a maximum of 9mm. The natural frequency and damping factor were respectively $14 \pm 2\text{Hz}$ and 0.2. This platform was designed for applications with a low-frequency content and is therefore not suitable for tasks such as falling onto the chair. The chair is currently used to assess the biomechanics of rising from a chair and sitting down among healthy and hemiparetic subjects.

REFERENCES

Fleckenstein, S. J. et al. *J. of Biomechanics* 1988;21:915-918.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study is supported by grants from the Canadian Institute of Health Research (CIHR) and FRSQ/REPAR. Dr. Nadeau is holding a salary supported by CIHR

TEMPORAL AND KINETIC ANALYSIS OF RISING FROM A CHAIR AND SITTING DOWN UNDER VARIOUS CONDITIONS IN HEALTHY SUBJECTS

Roy G, Lecours J, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ

École de réadaptation, Université de Montréal et Centre de recherche site Institut de réadaptation du CRIR, (Québec) H3C 3J7, Canada

OBJECTIVE: The purpose was to assess the effect of speed, foot placement and seat height on temporal features and the symmetry of weight distribution under the thighs and feet during rising from a chair and sitting down. **RELEVANCE:** Rising and sitting down are demanding tasks but essential to attain independent living. Information about the effects of various seating and speed conditions on the performance of healthy subjects is needed to orient the training of these tasks. **SUBJECTS:** Seven healthy adults [mean age (\pm SD): 61.6 (10.6) years] participated in the study. **METHOD AND MATERIALS:** The participants were required to rise from a chair, to stand 3-4 seconds and to sit down under various conditions. Two trials were executed for each condition including two speeds: slow and natural; three foot positions: spontaneous, symmetrical and asymmetrical; and two seat heights: low and high. Four forceplates, one under each foot and each thigh, were used to record the vertical reaction force (VRF) during both tasks. The main dependent variables included task duration, VRF under each foot and thigh and an index of symmetry. **ANALYSIS:** Descriptive statistics as well as paired *t*-tests were used. **RESULTS:** The performance was not influenced by speed but placing one foot backward resulted in greater loading on the thigh and foot on that side. The change in foot position did not affect the temporal organization of the tasks. The symmetrical weight distribution on each side was almost perfect when the tasks were executed with symmetrical foot placement and a higher seat. **CONCLUSION:** This study indicated that, rather than speed, foot position and seat height influenced the symmetry of weight distribution. These findings should help in designing studies or training regimens for persons with reduced mobility capacity.

ANNEXE IV

Soumission d'article

TECHNICAL NOTE
First submitted version

A CHAIR WITH A PLATFORM SETUP TO MEASURE THE FORCES UNDER EACH THIGH
WHEN SITTING, RISING FROM A CHAIR AND SITTING DOWN

P. Desjardins,¹ S. Nadeau,^{1,2} D. Gravel,^{1,2} G. Roy^{1,2}

1 Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, site
Institut de réadaptation de Montréal, Montréal, Québec

3 École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Montréal, Québec

Please address correspondence to:

Pierre Desjardins, ing, M. Sc. A.
6300, avenue Darlington
Montréal, Québec
Canada H3S 2J4
[REDACTED]

1 **Abstract**

2 This paper provides details of a force platform assembly suitable for measuring
3 the magnitude, position and direction of force on each limb while sitting or raising from
4 a chair. The natural frequency was found to be 14 ± 2 Hz with damping estimated at
5 $\xi = 0.20$. Static tests show the maximal error to be, vertically, 2% of the full-scale
6 output (726 N \pm 4 N). The RMS error of the pressure center location was estimated to be
7 5 mm RMS.

8

9 *Keywords* : Sit-to-stand, biomechanics; force platform; force measurement, movement .

10

11

12

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

1 A CHAIR WITH A PLATFORM SETUP TO MEASURE THE FORCES UNDER
2 EACH THIGH WHEN SITTING, RISING FROM A CHAIR AND SITTING DOWN.

3

4 **1. Introduction**

5

6 By specifying the mechanical challenges of many functional tasks, biomechanical
7 analysis of locomotor tasks has greatly contributed to the orientation of rehabilitation
8 training. While studies have traditionally concentrated on gait, resulting in the well-
9 defined gait pattern, interest has recently been growing in the assessment of other
10 locomotor tasks such as climbing and descending stairs, reaching from sitting and
11 standing positions, and rising from and sitting down on a chair. Rising and sitting down
12 are repeated many times daily[1] and can become a considerable challenge for specific
13 patient groups with impairments at the trunk and in the lower limbs. Unlike gait, we are
14 only just learning about the mechanics of rising from a chair, an action which is often
15 the prerequisite to many daily and domestic activities.

16

17 Previous studies have acknowledged the high mechanical demands of rising from
18 a chair[2] and others have demonstrated an effect of chair height and foot placement on
19 the lower limb ranges of motion and moments[3-5]. Moreover, researchers have pointed
20 out the balance control requirement of this task, since it involves control of the center of
21 mass moving quickly from a large stable support to a reduced base of support delimited
22 by the foot outline[6-9]. In fact, biomechanical studies of rising from a chair have
23 provided a good description of the kinematics of this task in terms of angular and linear

1 displacements and their derivatives (velocities and accelerations). Earlier studies have
2 also reported the kinetics of the sit-to-stand task but within a more limited scope, mainly
3 because they were unable to measure the force and moment components under each
4 thigh when the seated subject initiated the rising task. The net joint moment at the hip
5 has therefore only been reported when the subject has left the chair. Moreover, no author
6 has yet provided the force components under each thigh during the initial and final
7 phases of the rising and sitting tasks, respectively.

8

9 The force and moment components under the thigh can generally be used with
10 the forces and moments applied at the foot and the kinematic data as input to the
11 ‘inverse dynamics’ approach for estimating the hip joint moment using rigid body
12 mechanics during the entire task. Since no suitable chair for measuring the forces under
13 each thigh was commercially available for our study, it was decided to design a chair
14 with small commercial platform built in. The chair had to allow measurement of the
15 forces and pressure center at each thigh. A few papers in the literature have discussed
16 the calibration [10-12] of such force platforms and served as inspiration for the
17 procedures used in the present paper after being adapted to our technological limitations.
18 This paper presents the characteristics of the newly designed chair with the two
19 individual platform setups (one for each thigh) built on small commercial strain gauge
20 force platforms.

21

1 2. Materials and methods

2 **Use of Standard Force Transducers** - In this exercise an instrumented chair was built
3 offering a sitting surface of 25.5 x 51.0 cm for each thigh at heights varying from 39 to
4 77 cm. The height can easily be changed by adjusting the scissors-jack (Fig. 1). A
5 lockable structure was integrated to secure and reinforce the chair (Fig. 2). This structure
6 was bolted to the concrete floor, which raises the natural frequency and dissipates some
7 vibrations. The platform comprises four AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc.,
8 Newton, MA) strain gauge transducers (MC3A-3-250) two for each thigh. These
9 transducers each have a capacity of 1.1• kN vertically, 560 N horizontally, 14 Nm
10 vertically and 28 Nm horizontally for measuring the orthogonal force and moment
11 components.

12 The orientation and position of the transducers were measured with an Optotrak system.
13 Eight locations were probed on each transducer and used to locate all transducers in the
14 same coordinate system position (± 2 mm and $\pm 2^\circ$ horizontally; ± 1 mm and $\pm 1^\circ$
15 vertically). Ten infrared LEDs fixed on the chair were used to build a common reference
16 system. Eight 3D vectors (12 force components, 12 moment components) were then
17 transformed into a common referential system using the AMTI calibration matrices
18 provided by the manufacturer and the rotation and translation matrices calculated from
19 the eight points probed on each transducer. From the combination of vectors, the
20 amplitude and direction of the resultant force and the torque were obtained under each
21 thigh. The locations of the ten LEDs on the chair were then used to correct for any slight
22 motion of the chair and to transform forces and torques into the laboratory reference
23 system. The maximum uniform static load was estimated to be 2.2 kN vertically and

1 1.2 kN horizontally. The instrumented chair was used in conjunction with two AMTI
2 (OR6-7-1000) force plates that measure the force and moment components under each
3 foot.

4

5 **Mechanical Design of the Chair** - The sitting surface of the chair offers two continuous
6 25.5 X 51.0 X 0.95 cm aluminum reinforced plates (see Table 1 for a list of plates)
7 which offer a combined usable area of 53.5 cm X 51.0 cm at heights ranging from 39 to
8 77 cm from the floor. Each plate was reinforced by a 48 cm and a 40 cm "L" beam (see
9 Table 2 for specifications) with a neoprene 2.4 mm (3/32") 60 durometer sheet,
10 squeezed to two-thirds of its initial thickness and maintained with 15 bolts 6.35 cm
11 apart. Each of these plates weighted 10.5 kg and was bolted to two transducers (MC3A-
12 3-250). The four transducers were bolted through a squeezed neoprene 2.4 mm (3/32")
13 60 durometer sheet to an aluminum plate 9.5 mm thick. This plate was supported by a
14 specially built steel structure (Fig.1) formed by two 31.75 cm square beams, two 48 cm
15 "L" beams and one 31.75 cm "U" beam. The "U" beam was bolted through a squeezed
16 neoprene 60 durometer sheet to a scissors-jack of 1.5 tonnes with the length ranging
17 from 11 cm to 36 cm and the two "L" beams were fixed to the back structure as describe
18 in the next paragraph. The scissors-jack was itself bolted to a second scissors-jack to
19 give higher amplitude. This last scissors-jack was bolted to a 93.03 cm "U" beam. The
20 "U" beam was bolted through two welded (7.62 X 3.81 cm) steel plates to two 91.44 cm
21 "L" beams which were bolted through the wooden floor a 107 X 193 cm aluminum plate

1 using four 3.81 cm (1.5") diameter steel shafts. Lastly, the plate was bolted to the
2 laboratory concrete floor with 15 anchors.

3

4 Each of the two corner steel beams from the structure described above were welded to a
5 (7.62 X 3.81 cm) steel plate. These steel plates were bolted to a 36.75 cm "U" beam
6 through a neoprene 9.53 mm (3/8") 60 durometer sheet, squeezed to almost half its
7 initial thickness and maintained with four grade 5 bolts[13]. The "U" beam was free to
8 glide on two vertical 70.0 cm "L" beams. These "L" beams were bolted at the bottom to
9 another 93.03 cm "L" beam which in turn was bolted to the two 91.44 cm "L" beams
10 described in the previous paragraph and welded to the 93.03 cm "U" beam using two
11 25.0 cm "U" beams.

12

13 The instrumented chair was used in conjunction with two AMTI (OR6-7-1000) to
14 measure the force and moment components under each foot. These two force-plates
15 were bolted to the 107 X 193 cm aluminum plate discussed in the first paragraph of this
16 section. Thus all the force measurement devices were rigidly connected to each other
17 and to the concrete floor.

18

19 **Kinematic data** – The kinematic data were obtained using the Optotrak system, which
20 samples markers at 60 Hz. The three-dimensional co-ordinates of ten non-coplanar
21 infrared markers, placed on the 1.0 cm thick aluminum plate were acquired during
22 measurement. Software was used to obtain a rotation and translation matrix for each

1 transducer. These matrices were calculated by least-squares fittings a local
2 representation of the infrared markers to the actual coordinates of the same markers for
3 each transducer. The local coordinate of each transducer was centered at the transducer
4 axis origin and the axis was aligned with the transducer axis. This system of local
5 coordinates was built using probed points obtained with a pointing device from Optotrak
6 tools (accuracy $\pm 0.5\text{mm}$). The coordinates of the bolts and the manufacturer
7 specifications were used for this purpose.

8

9 **Static Calibration** - The static properties of the chair were verified by applying static
10 known forces. For the output corresponding to vertical, dead weights up to $726 \pm 2\text{ N}$
11 were applied. A total of seven measurements were obtained during the loading process
12 as well as during the unloading process and this test was performed three times. No test
13 was performed for the horizontal shear. The location of the center of pressure was
14 verified by applying a force through a bearing while moving the bearing over the
15 platform surface. An Optotrak system was used to pin point the location of the center of
16 the bearing ($\pm 2\text{ mm}$).

17

18 **Sampling Corrections** - The aliasing effect is a phenomenon encountered with
19 sampling data systems where high-frequency signal components take the identity of a
20 low-frequency signal. This effect does not occur if all signals with frequencies greater
21 than the Nyquist frequency are removed from the input signal before they are sampled.
22 These vibrations should be filtered before sampling the signal from the platform. The

1 sampling frequency was set at 600 Hz and the signal was filtered with a 10 Hz
2 Buterworth filter then sampled again at 60 Hz.

3

4 **Dynamic Calibration** - The dynamic response of the platform is affected by its natural
5 frequency characteristics. In order to find the natural frequency of the platform force,
6 excitation was generated by hitting the surface of the structure with a viscous hammer
7 and measuring the forces output by the strain gauge. A system subjectedly to a suddenly
8 applied force has a response at its natural frequency so, the transient response of the
9 strain gauge was used to obtain the natural frequency. The frequency of the signal was
10 measured by applying a Fast Fourier Tansform (FFT) to the output data of the force
11 transducers. In order to obtain accurate measurements, the sampling frequency was set at
12 600 Hz. No numerical filter was used in this dynamic calibration part. When a free
13 vibrating system is affected by damping, the amplitude of the oscillations decreases with
14 time. The decay of the force amplitude was therefore used to estimate the damping
15 factor (ζ). When the frequency of excitation (ω) approaches the natural frequency
16 (ω_n), the force measured by the transducer (Fm_i) is higher than the excitation force
17 (Fc_i). Because we included a few pad absorber systems in the platform, we used a
18 viscously damped model. According to Thomson,[14] the maximum ratio of the
19 measured force to the excitation force occurs at natural frequency with a magnitude of:

$$\left. \frac{Fm_i}{Fc_i} \right|_{\omega=\omega_n} = \frac{1}{\sqrt{\left[1 - \left(\frac{\omega_i}{\omega_n}\right)^2\right]^2 + \left[2\zeta\left(\frac{\omega_i}{\omega_n}\right)\right]^2}} \bigg|_{\omega=\omega_n} = \frac{1}{2\zeta} \quad (1)$$

2 This equation suggests that the maximum amplification is related only to the damping
3 factor ζ .

4

5 **Dynamic Verification Test** - The frequency content of the sitting task was analyzed. To
6 this effect, a person of 113 kg was asked to sit on the chair. Eight trials were analyzed
7 with unfiltered forces sampled at 600 Hz. To eliminate the boundary difficulties inherent
8 in the FFT technique, the derivative of the resultant force was analyzed. Also, since the
9 force variation is faster in the sitting than in the rising phase, only the former was
10 analyzed. The time derivative of the resultant force while the person was sitting was
11 analyzed using a FFT from the MatLab software.

12

13 3. Results

14 The maximum deviation from the reference measurements was 2% and 1.5% of
15 the full-scale output vertically for the left and right side, respectively. The RMS error of
16 the center of pressure was 5 mm with a maximum of 9 mm, while the error was 3 mm
17 with a maximum of 6 mm found using the same protocol on the AMTI platform used to
18 measure the force and moment components under each foot.

19

1 The natural frequency and damping factor were respectively 14 ± 2 Hz and 0.2, so
2 the maximum gain factor is 2.5 at natural frequency.
3 Figure 3 presents a graph of the power spectrum of the derivative of the resultant force
4 obtained using Eight sitting tasks. Integration of this FFT analysis gives more than 90%
5 of the power spectrum at frequencies lower than 3 Hz. As we are analyzing the time
6 derivative of the force instead of the force itself, the power spectrum shown is a
7 conservative result.

8

9 **4. Discussion and conclusion –**

10 In order to have an error level lower than 4% (according to equation 1), the
11 natural frequency of the measuring device should be at least five times the frequency
12 level contained in the desired signal. In the present case, this means that the signal
13 should not contain significant frequencies higher than 3 Hz. As may be seen from the
14 results section, more than 90% of the power spectrum has a frequency below 3 Hz in the
15 worst conditions. These results indicate that the chair is in effect usable for a dynamic
16 task such as sitting. The chair is currently used to assess the biomechanics of rising from
17 a chair and sitting down among healthy and hemiparetic subjects

18

19 To eliminate the aliasing effect, the Nyquist frequency must be completely removed
20 from the signal. If the filter has a stop-band beginning at 1.5 times the cut-off frequency,
21 the cut-off frequency should be lower than to one third of the sampling frequency. This
22 chair will be used at a sampling frequency of 60 Hz; consequently, the filter cut-off

1 frequency should be lower than 20 Hz. This chair was designed for applications such as
2 sitting and rising, and for motions with a low-frequency content.

3

4 **Acknowledgements –**

5 This study is supported by grants from the Canadian Institute of Health Research
6 (CIHR) and FRSQ/REPAR. Dr. Nadeau hold a salary supported by CIHR

7

8 **References:**

- 9 1. Fleckenstein, S., R. Kirby, and D. MacLeod, *Effect of limited knee-flexion range*
10 *on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing*. Journal
11 of Biomechanics, 1988. **21**(11): p. 915-918.
- 12 2. Nitz, J., Y. Burns, and R. Jackson, *Sit-to-stand and walking ability in patients*
13 *with neuromuscular conditions*. 1996: p. 223-227.
- 14 3. Burdett, R., et al., *Biomechanical comparison of rising from two types of chairs*.
15 *Physical Therapy*, 1985. **65**(8): p. 1177-1183.
- 16 4. Wheeler, J., et al., *Rising from a chair*. *Physical Therapy*, 1985. **65**(1): p. 22-26.
- 17 5. Rodosky, M., T. Andriacchi, and G. Andersson, *The influence of chair height on*
18 *lower limb mechanism during rising*. *Journal of Orthopedic Research*, 1989.
19 **7**(2): p. 266-271.

- 1 6. Shepherd, R. and A. Gentile, *Sit-to-stand: Functional relationship between upper*
2 *body and lower limb segments*. Human Movement Science, 1994. **13**: p. 817-
3 840.
- 4 7. Hanke, T., Y. Pai, and M. Rogers, *Reliability of measurements of body center-of-*
5 *mass momentum during sit-to-stand in healthy adults*. Physical Therapy, 1994.
6 **75**(2): p. 30-42.
- 7 8. Vander Linden, D., D. Brunt, and M. McCulloch, *Variant and invariant*
8 *characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults*. Archives of
9 Physical Medecine and Rehabilitation, 1994. **75**: p. 653-660.
- 10 9. Brunt, D., et al., *The effect of foot placement on sit to stand in healthy young*
11 *subjects and patients with hemiplegia*. Archives of Physical Medicine and
12 Rehabilitation, 2002. **83**: p. 924-929.
- 13 10. Chockalingam, N., G. Giakas, and A. Iossifidou, *Do strain gauge force platforms*
14 *need in situ correction?* Gait Posture, 2002. **16**(3): p. 233-7.
- 15 11. Desjardins, P. and M. Gagnon, *A force platform for large human displacements*.
16 Med Eng Phys, 2001. **23**(2): p. 143-6.
- 17 12. Hirschfeld, H., M. Thorsteinsdottir, and E. Olsson, *Coordinated Ground forces*
18 *exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer*
19 *during sit-to-stand*. Journal of neurophysiology, 1999. **82**: p. 3021-3029.

- 1 13. Bell, L.H., *Industrial Noise Control*, L.L. Faulkner and S.B. Menkes, Editors.
 2 1982, Marcel Dekker: New York. p. 356-364.
- 3 14. Thomson, W.T., *Theory of vibration with applications*. 1981, Prentice-Hall, Inc.:
 4 Englewood Cliffs. p. 149-151.

5

Table 1: List of plates

Material	Dimensions	Thickness	Quantities
Aluminum	107 X 193 cm	25.4 mm (1")	1
	25.5 X 51.0 cm	9.5 mm (3/8")	2
	35.5 X 44.5 cm		1
Steel	7.62 X 3.81 cm	6.35 mm (1/4")	6

6
7
8

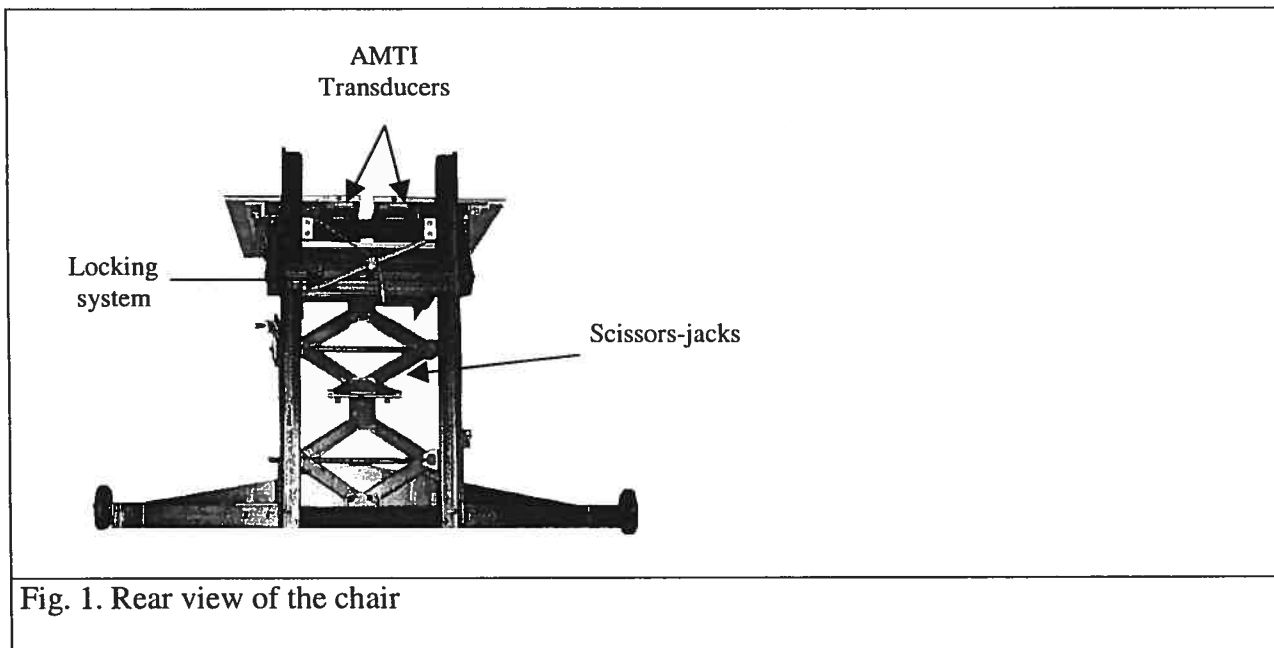
Table 2: List of beams

Type	Material	Profile	Thickness	Length	Quantities
"L"	Steel	2.54 cm X 2.54 cm (1.0"x 1.0")	6.35 mm (1/4")	12.7 cm	2
"L"	Steel	3.81 cm X 3.81 cm (1.5"x 1.5")	6.35 mm (1/4")	48 cm	2
				40 cm	2
				45.72 cm	2
				70.0 cm	2
				91.44 cm	2
				93.03 cm	1
"U"	Steel	7.62 cm X 3.81 cm (3"x 1.5")	6.35 mm (1/4")	31.75 cm	1
				36.75 cm	1
				17.78 cm	2
				93.03 cm	1
Square	Steel	3.81 cm X 3.81 cm (1.5"X 1.5")	6.35 mm (1/4")	31.75 cm	2

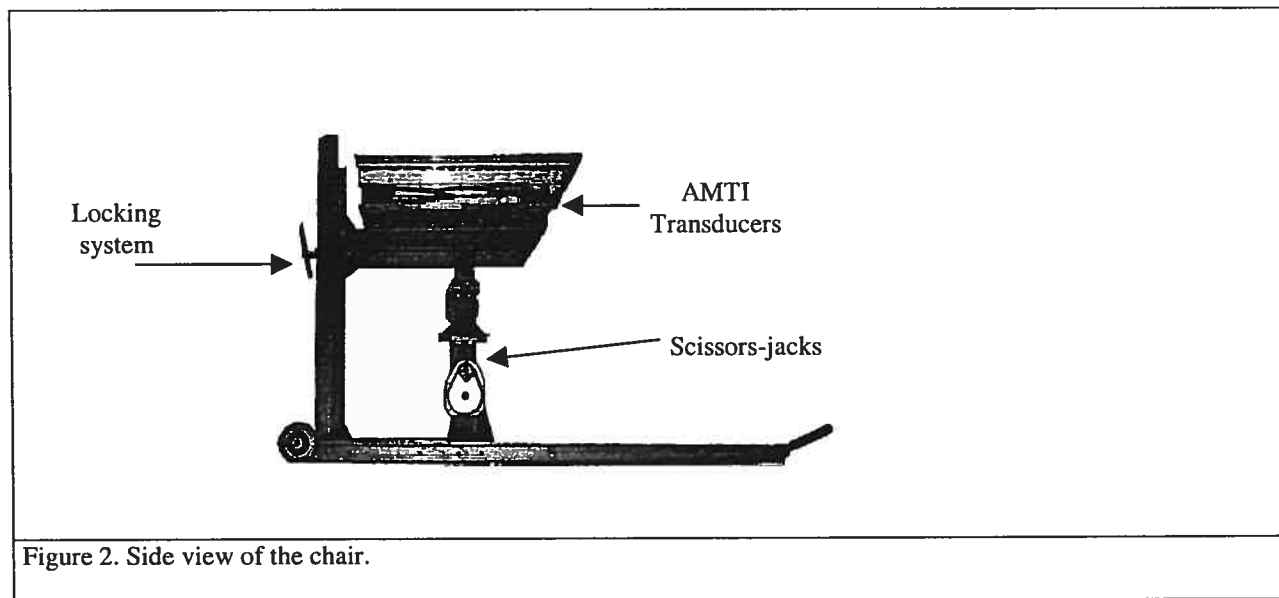
1

2

3

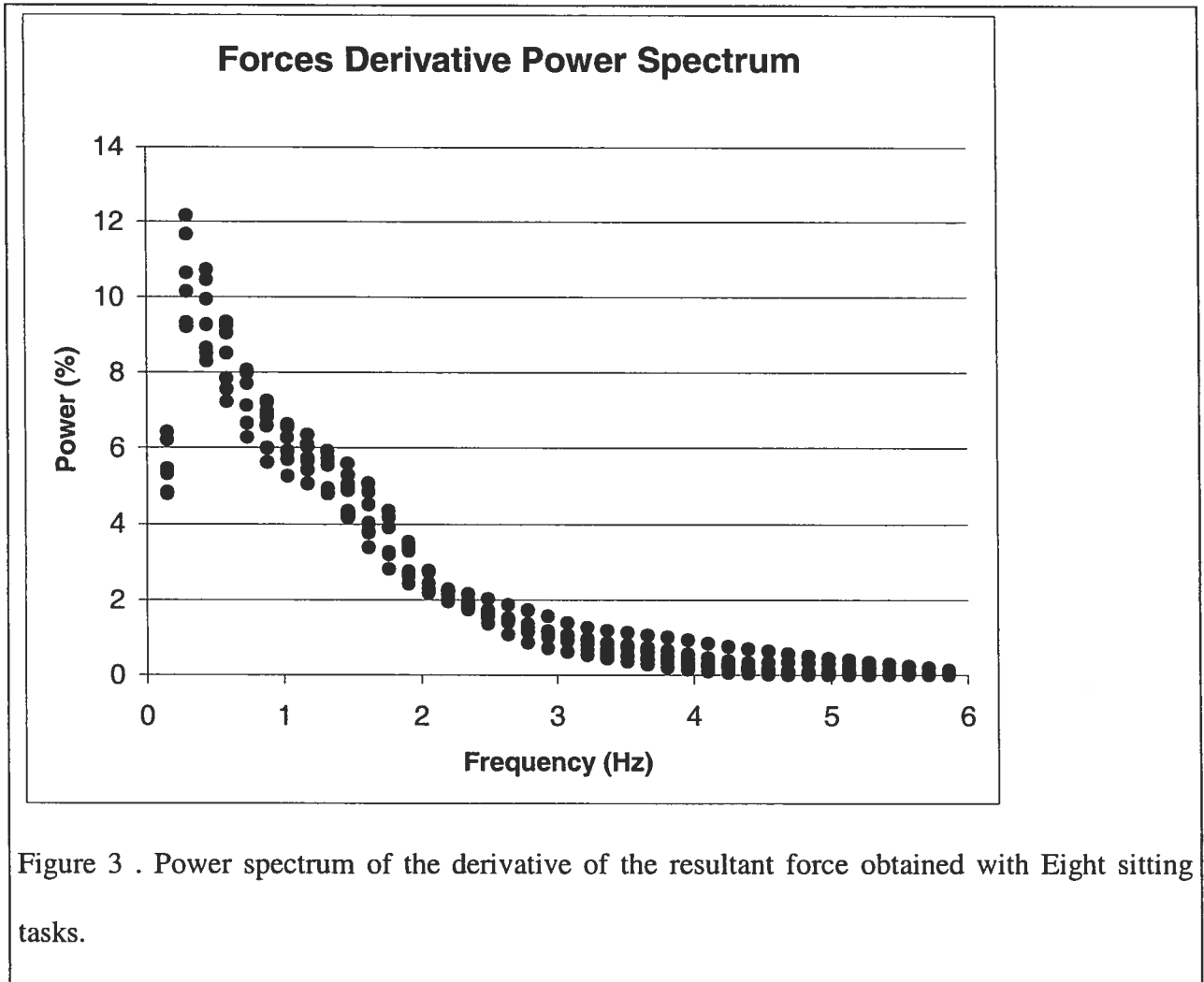


1



2

3



1

2

Titre du 1^{er} article :

The effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiplegia

Signature des coauteurs :


Gyvlaine Roy


Sylvie Nadeau

Denis Gravel


Francine Malouin

Bradford J. McFadyen

Titre du 2ième article :

Side difference in the hip and knee moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks executed with various foot placements in individuals with hemiparesis

Signature des coauteurs :


Gyvlaine Roy


Sylvie Nadeau

Denis Gravel


Francine Malouin

Bradford J. McFadyen

Titre du 1^{er} article :

The effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiplegia

Signature des coauteurs :



Guyfaine Roy



Denis Gravel


Francine Malouin

Bradford J. McFadyen

Titre du 2^{ième} article :

Side difference in the hip and knee moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks executed with various foot placements in individuals with hemiparesis

Signature des coauteurs :



Guyfaine Roy



Denis Gravel

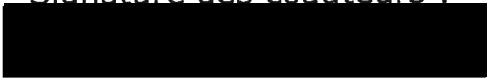

Francine Malouin

Bradford J. McFadyen

Titre du 1^{er} article :

The effect of foot placement and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiplegia

Signature des coauteurs :

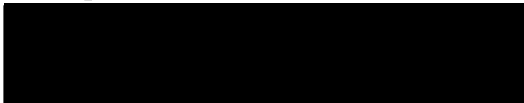


France Piotte

Titre du 2ième article :

Side difference in the hip and knee moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks executed with various foot placements in individuals with hemiparesis

Signature des coauteurs :



France Piotte

