

Université de Montréal

**Évolution de la répartition de mise en charge au cours
de la réadaptation chez les personnes présentant une
hémiparésie consécutive à un accident vasculaire
cérébral**

par

Amira Boukadida

École de réadaptation

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de maîtrise
en Sciences de la réadaptation

Septembre 2014

© Amira Boukadida, 2014

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :

Évolution de la répartition de mise en charge au cours de la réadaptation chez les personnes présentant une hémiparésie consécutive à un accident vasculaire cérébral

Présenté par :
Amira Boukadida

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dahlia Kairy, Ph.D., président-rapporteur
Sylvie Nadeau, Ph.D., directrice de recherche
France Piotte, M.Sc., co-directrice
Marie-Hélène Milot, Ph.D., membre du jury

Résumé

Il est connu que les personnes ayant une hémiparésie à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC) présentent une mise en charge (MEC) asymétrique lors de la station debout et lors du passage assis à debout (PAD). Par contre, peu d'études ont quantifié l'évolution de la MEC avec la réadaptation ou la précision avec laquelle ces personnes sont capables de la juger. L'objectif principal de ce projet était d'étudier l'évolution de la répartition et la perception de MEC en position debout et lors du PAD chez des personnes hémiparétiques en réadaptation fonctionnelle intensive (RFI). Un objectif secondaire était d'identifier les facteurs qui caractérisent les personnes hémiparétiques les plus asymétriques et les plus atteintes dans leur perception. Cette étude a été menée auprès de seize participants. Les résultats ont démontré qu'une asymétrie de répartition de l'appui en faveur du côté non parétique est présente dès les premiers mois après l'AVC et qu'elle persiste malgré la RFI. Chez les personnes avec une atteinte sévère de la fonction motrice, la MEC était plus symétrique pour le PAD que la station debout. En termes de perception, les personnes hémiparétiques étaient capables d'identifier le côté sur lequel ils mettaient plus d'appui mais ils avaient tendance à surestimer l'appui sur le côté parétique et donc à se juger moins asymétriques qu'ils ne l'étaient en réalité. Très peu de changements ont été observés lorsque les données au congé étaient comparées aux données à l'entrée dans l'étude. En réponse à l'objectif secondaire, la fonction motrice du membre inférieur parétique évaluée par le Chedoke et la différence de force des extenseurs entre les genoux étaient les facteurs les plus déterminants de l'asymétrie et de la perception de MEC. Les résultats obtenus constituent donc une étape supplémentaire vers la compréhension de la répartition asymétrique et les troubles de perception de MEC lors de la station debout et le PAD chez les personnes hémiparétiques. Il serait intéressant dans le futur d'explorer davantage les facteurs susceptibles d'influencer l'asymétrie et la perception de MEC et d'objectiver la relation de cause à effet entre ces deux variables en plus de préciser l'effet réel de l'asymétrie sur la stabilité posturale.

Mots-clés : activités fonctionnelles, déficiences physiques, force musculaire, répartition de poids, perception, passage assis à debout, debout.

Abstract

It is well known that people with hemiparesis after stroke have asymmetric weight bearing (WB) when standing and during sit-to-stand (STS). However, few studies have quantified the evolution of WB with rehabilitation or focused on the accuracy with which hemiparetic individuals are able to perceive their WB. The main purpose of this project was to assess the changes, with rehabilitation, in WB distribution and perception of WB during standing position and STS in hemiparetic individuals. A secondary objective was to identify the factors that characterize the most asymmetric hemiparetic individuals and the most affected in their perception. The study was conducted with sixteen participants. The results showed that asymmetric WB is present in the first months after stroke and persists despite rehabilitation. For individuals who had had severe impairment of motor function, WB was more symmetrical during STS than standing. In terms of WB perception, hemiparetic individuals were able to identify the side on which the loading was higher and they generally overestimated the weight under the paretic side. Overall, data at admission and discharge from the study were not different. Furthermore, the motor function of paretic lower limb evaluated by Chedoke and the strength of knee extensors were the most determinant factors of WB and perception. These results can thus be considered as a further step in order to understand the asymmetrical distribution and the impaired perception of WB. It would be interesting in the future to further explore the factors that may influence the perception and asymmetry of WB in order to identify the relationship between these two variables with a specific focus on the impact of WB asymmetry on the patient's stability in both tasks.

Keywords: functional activities, physical disabilities, strength, weight bearing, perception, sit-to-stand, standing

Table des matières

Liste des tableaux.....	vii
Liste des figures	viii
Liste des abréviations.....	ix
Remerciements.....	xii
CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE	1
1.1 Introduction.....	1
1.2 Objectifs de l'étude.....	2
1.3 Hypothèses et résultats attendus	2
1.4 Pertinence de l'étude.....	3
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS	4
2.1 L'accident vasculaire cérébral (AVC)	4
2.1.1 Définition	4
2.1.2 Épidémiologie	4
2.1.3 Déficiences physiques reliées à l'AVC.....	5
2.1.3.1 La motricité.....	5
2.1.3.2 La sensibilité	7
2.1.3.3 Autres déficiences.....	7
2.1.3.4 L'équilibre et le risque de chutes	8
2.2 La répartition d'appui lors de la station debout	9
2.2.1 La station debout et le maintien de l'équilibre.....	9
2.2.2 La répartition d'appui et les méthodes d'évaluation.....	9
2.2.2.1 Empreinte plantaire « Foot Print ».....	9
2.2.2.2 Balance digitale.....	10
2.2.2.3 Posturographie avec plateformes de force	10
2.2.3 La répartition d'appui en position debout chez les sujets sains et hémiparétiques..	11
2.2.4 Facteurs qui influencent la répartition d'appui en position debout.....	12
2.2.5 Réadaptation de l'asymétrie de répartition d'appui en position debout	14
2.3 La répartition d'appui lors du passage assis à debout - Article	15
2.4 La perception	35

2.4.1	Notions générales sur la perception	35
2.4.2	Perception de la verticale	35
2.4.2.1	Perception de la verticale visuelle.....	36
2.4.2.2	Perception de la verticale posturale	37
2.4.2.3	Perception de la verticale haptique	37
2.4.3	Perception de poids	38
2.4.4	Perception de la force.....	38
2.4.4.1	Appariement bilatéral.....	39
2.4.4.2	Production d'une force demandée	40
2.4.4.3	Échelles de cotation de la perception de l'effort.....	41
2.4.5	Perception de la répartition d'appui	42
2.4.5.1	Variation de la MEC sur demande.....	42
2.4.5.2	L'échelle visuelle analogue.....	42
2.4.5.3	Facteurs influençant la perception de la répartition d'appui.....	44
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE		46
3.1	Approbations liées à la réalisation du projet.....	46
3.2	Population à l'étude	46
3.2.1	Critères d'inclusion	46
3.2.2	Critères d'exclusion	47
3.2.3	Recrutement	47
3.3	Procédure de collecte des données.....	48
3.3.1	Évaluation clinique	48
3.3.1.1	Tests cliniques.....	48
3.3.1.2	Force des extenseurs des genoux	49
3.3.1.3	Test de différenciation des poids	50
3.3.1.4	Test de la verticale subjective	51
3.3.2	Évaluation de la répartition d'appui.....	52
3.3.3	Perception de la répartition d'appui.....	54
3.3.4	Temps (T1, T2 et T3) où les tests cliniques et en laboratoire ont été réalisés	55
3.4	Traitement de données et variables à l'étude.....	56
3.4.1	Répartition d'appui réelle mesurée avec les plateformes de force	56

3.4.2 Cotation sur l'échelle visuelle analogue	58
3.4.3 Erreurs de perception	58
3.5 Analyses statistiques	58
CHAPITRE 4 : RÉSULTATS	60
4.1 Caractéristiques des participants.....	60
4.2 Évaluation clinique	62
4.2.1 Déficiences.....	62
4.2.2 Incapacités.....	64
4.3 Répartition d'appui lors des tâches debout et lors du PAD	65
4.3.1 Évolution de la MEC au cours de la réadaptation (objectif #1).....	66
4.3.2 Comparaison entre la MEC à la station debout et au PAD (objectif #2).....	69
4.3.3 Comparaison entre la MEC perçue et réelle (objectif #3)	71
4.3.4 Facteurs influençant la MEC et la perception de MEC (objectif #4)	73
CHAPITRE 5 : DISCUSSION DES RÉSULTATS	77
5.1 Principaux résultats de recherche.....	77
5.2 Caractéristiques des participants de l'étude.....	78
5.3 Répartition d'appui lors des tâches debout et lors du PAD	80
5.3.1 Évolution de la MEC au cours de la réadaptation (objectif #1).....	80
5.3.2 Comparaison entre la MEC à la station debout et au PAD (objectif #2).....	82
5.4 Comparaison entre la MEC perçue et réelle (objectif #3)	83
5.5 Facteurs influençant la MEC et la perception de MEC (objectif #4)	86
5.5.1 Facteurs influençant la MEC	86
5.5.2 Facteurs influençant la perception de MEC.....	88
5.6 Retombées cliniques de l'étude	89
5.7 Limites de l'étude	90
5.8 Généralisation des résultats.....	91
5.9 Avenues des recherches futures	92
CHAPITRE 6 : CONCLUSION	93
CHAPITRE 7 : BIBLIOGRAPHIE	95
ANNEXE 1 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT EN FRANÇAIS	I
ANNEXE 2 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT EN ANGLAIS.....	X

ANNEXE 3: CERTIFICAT D'ÉTHIQUEXVIII

Liste des tableaux

Tableau 3.1 Temps d'évaluation des tests réalisés lors de l'étude	56
Tableau 4.1 Principales caractéristiques cliniques des participants.....	61
Tableau 4.2 Résultats des tests cliniques réalisés par les cliniciens à l'entrée et au congé	63
Tableau 4.3 Moyennes (écartypes) de la force des extenseurs des genoux (Nm) aux différents temps d'évaluation	63
Tableau 4.4 MEC du côté parétique (%) à T1, T2 et T3 pour la position debout et PAD (condition spontanée) pour les 10 participants ayant eu trois visites.	67
Tableau 4.5 Moyennes (\pm écart-type) de la MEC sur le côté parétique (%) et des types d'erreurs pour les deux tâches et conditions à T1 et à T3	72
Tableau 4.6 Coefficients de corrélation de Pearson entre les variables cliniques et la MEC et les erreurs de perception pour les 16 participants à T1	74
Tableau 4.7 Analyses de régression multiple (Stepwise) sur la mise en charge et les erreurs de perception.....	76

Liste des figures

Figure 3.1: Périodes d'évaluation en RFI.....	48
Figure 3.2 : Évaluation de la force maximale statique des extenseurs du genou avec le dynamomètre Biodex	50
Figure 3.3 : Test de différenciation des poids.....	51
Figure 3.4 : Test de la verticale visuelle subjective effectué dans une pièce noire	51
Figure 3.5 : Set up expérimental utilisé pour évaluer le PAD	53
Figure 3.6 : Représentation des conditions d'évaluation de la répartition d'appui	54
Figure 3.7: EVA utilisée pour évaluer la perception de la répartition d'appui.....	55
Figure 4.1 : Schéma présentant le nombre de participants recrutés et évalués et la fréquence des évaluations	60
Figure 4.2 : MEC (%) sur le côté parétique	68
Figure 4.3 : MEC (%) sur le côté parétique pour comparaison entre les tâches.....	69
Figure 4.4 : Comparaison entre la MEC sur le côté parétique (%) entre les deux groupes	70
Figure 4.5 : Diagrammes de dispersion montrant l'association entre la MEC réelle et perçue	71
Figure 4.6 : Histogrammes des erreurs de perception pour chacun des participants	73
Figure 4.7 : Diagrammes de dispersion de l'association entre la MEC du côté parétique (%)	75

Liste des abréviations

Texte en Français

AVC	Accident vasculaire cérébral
CCI	Coefficient de corrélation intra-classe
CG	Centre de gravité
CM	Centre de masse
cm	Centimètre
CP	Centre de pression
cv	Consignes verbales
Dsp	Position spontanée des pieds en position debout
Dsym	Position symétrique des pieds en position debout
EMG	Électromyographie/electromyography
EVA	Échelle visuelle analogue
Hz	Hertz
IGRLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal
KN	Kilo Newton
MEC	Mise en charge
m	mètres
mm	Millimètres
N	Newton
Nm	Newton-mètre
PAD	Passage assis à debout
PADsp	Position spontanée des pieds lors du passage assis à debout
PADsym	Position symétrique des pieds lors du passage assis à debout
RFI	Réadaptation fonctionnelle intensive
RMS	Root mean square/racine quadratique moyenne
Sec	Secondes
T1	Évaluation initiale
T2	Évaluations intermédiaires
T3	Évaluation au congé

Texte en Anglais

CoM	Center of mass
CoP	Center of pressure
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
STS	Sit-to-Stand
TtC	Time-to-contact
WB	Weight bearing

À mes deux anges Haroun et Jad

Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier Dre Sylvie Nadeau et Mme France Piotte qui m'ont dirigée tout au long de ma maîtrise. Je tiens à leur exprimer toute ma reconnaissance pour leur très grande disponibilité et la confiance qu'elles m'ont accordée. Elles ont su me transmettre leur passion pour la recherche dans le domaine de la réadaptation ainsi que leur rigueur scientifique. Merci à Sylvie pour son grand apport et son soutien durant toutes les étapes de ce projet de maîtrise. Ses encouragements, surtout lors des moments difficiles, étaient une grande source de motivation pour moi.

Merci à France pour son écoute, son aide considérable dans la collecte des données et ses commentaires pertinents tout au long de la réalisation de ce projet.

Je tiens également à remercier mes collègues étudiants. Je pense à Carole Miéville, qui m'a écoutée et m'a conseillée dans mes moments d'incertitude. Mère Teresa n'aurait pas fait mieux pour moi. Je pense à Yannick Mullié avec qui j'ai partagé le bureau au laboratoire et échangé quelques frustrations. Je pense également à Séléna Lauzière et Martina Betschart qui ont toujours été disponibles pour répondre à mes questions.

Je remercie tous les membres du laboratoire de pathokinésiologie. Je pense en particulier, à Mme Claudette Bernier qui a coordonné les rendez-vous avec les participants de ce projet. Je remercie Youssef El Khamlichi pour sa grande disponibilité et son soutien technique dans la collecte et analyse des données. Je voudrais aussi souligner l'aide précieuse de Michel Goyette en rapport avec les aspects techniques et informatiques de ce projet.

Je tiens à remercier Isabelle David et les physiothérapeutes de l'IRGLM qui m'ont aidé dans le recrutement des participants. Cette étape s'est avérée ardue par moments et sans leur collaboration, ce projet n'aurait pu voir le jour.

Je tiens à exprimer ma gratitude envers la Faculté de médecine, la Faculté des études supérieures et post doctorales et l'École de réadaptation pour l'octroi de bourses d'études.

Enfin, il ne me reste plus qu'à remercier la personne avec qui je partage ma vie Edriss. Merci pour ta compréhension et ta patience.

CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE

Ce chapitre expose la problématique générale du mémoire, les objectifs et les hypothèses de l'étude ainsi que sa pertinence pour la rééducation fonctionnelle des personnes ayant une hémiparésie à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC).

1.1 Introduction

Au Canada, l'AVC représente la troisième cause de décès (Statistiques Canada, 2011). Environ 300 000 canadiens vivent avec des incapacités dues à cette affection (Agence de la santé publique du Canada, 2009), dont 25% sont qualifiées d'atteinte légère et 40% d'atteinte sévère (Réseau canadien contre les accidents cérébrovasculaires, 2011). Parmi les séquelles résultant d'un AVC, la plus fréquente est une hémiparésie du côté controlatéral à la lésion cérébrale. Cette atteinte motrice limite la capacité à exécuter les tâches fonctionnelles locomotrices telle la marche (Adegoke et al., 2012), le passage assis à debout (PAD) (Engardt & Olsson, 1992) et la station debout (Genthon, Rougier, et al., 2008). En particulier, la réalisation de ces tâches fonctionnelles est caractérisée par une diminution de la vitesse d'exécution (Cameron et al., 2003; Lecours et al., 2008) et une asymétrie motrice (Roy et al., 2007) et de répartition du poids entre les membres inférieurs (Cheng et al., 1998; Roy et al., 2006). En pratique, les cliniciens peuvent observer cette asymétrie chez les clients post-AVC ayant une hémiparésie. Par contre, ils disposent de peu d'informations sur les différences réelles entre les deux côtés et sur la capacité d'appréciation des personnes post-AVC à juger de l'importance de leur asymétrie. Or, pour récupérer une exécution symétrique des mouvements, il semble souhaitable que les personnes ayant une hémiparésie puissent identifier qu'ils performant de façon asymétrique (Brière et al., 2010).

Tout comme la marche, la station debout et la capacité de se lever d'une chaise sont des tâches fonctionnelles fréquemment réalisées au cours d'une journée. Il importe donc d'améliorer la réalisation de ces tâches afin d'augmenter la participation sociale des personnes hémiparétiques. L'atteinte d'une exécution normale et sécuritaire de la station debout et du PAD est donc un

objectif essentiel de la réadaptation après un AVC. Ces tâches sont souvent rééduquées avant la marche et précèdent la reprise de l'autonomie dans la vie quotidienne (Lee et al., 1998).

1.2 Objectifs de l'étude

L'objectif général de cette étude est d'évaluer l'évolution de la réalisation de la station debout et du PAD chez les personnes en cours de réadaptation post-AVC.

Plus spécifiquement, l'étude vise à :

1. Quantifier l'évolution de la répartition d'appui au cours de la réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) pour la station debout et le PAD.
2. Comparer la mise en charge (MEC) lors de la station debout par rapport à celle du PAD; deux tâches avec des niveaux différents d'exigence motrice.
3. Évaluer la perception de MEC, c'est-à-dire la capacité des personnes hémiparétiques à juger de leur répartition d'appui et quantifier cette perception au cours de la RFI.
4. Identifier les caractéristiques cliniques caractérisant la capacité de perception de la MEC et la répartition de MEC.

1.3 Hypothèses et résultats attendus

Les hypothèses suivantes ont été posées:

1. L'asymétrie de répartition d'appui (ou de MEC) diminuera avec la RFI pour les deux tâches (station debout et PAD).
2. L'asymétrie sera plus importante lors du PAD que lors de la station debout puisque la première tâche est plus exigeante pour les membres inférieurs.
3. Pour les deux tâches, les sujets hémiparétiques percevront adéquatement leur asymétrie de MEC lors des tâches motrices étudiées. Les données de perception sont associées aux données réelles de MEC.
4. La force motrice du membre inférieur atteint, le niveau de sensibilité, le niveau d'équilibre et la perception spatiale seront des facteurs associés à la capacité à juger de la distribution de MEC et expliqueront l'asymétrie de MEC lors des deux tâches.

Les résultats attendus sont que les personnes hémiparétiques vont améliorer leur répartition de MEC au cours de la rééducation, qu'ils seront plus asymétriques lors du PAD que lors de la station debout puisqu'il est connu que le PAD est plus complexe à exécuter. En se basant sur les résultats de l'étude de Brière et al. (2010), il est aussi attendu que les personnes hémiparétiques pourront juger leur progression de MEC sans toutefois être précis sur la valeur de celle-ci. Finalement, il est prévu que certains facteurs jugés importants dans la réalisation de ces deux tâches seront corrélés avec la capacité de percevoir la MEC et à l'asymétrie de sorte que les personnes les moins atteintes au niveau de ces facteurs seront ceux qui auront la meilleure perception de la distribution du poids et le moins d'asymétrie lors de la réalisation de la station debout et du PAD.

1.4 Pertinence de l'étude

Les stratégies de rééducation actuellement proposées aux personnes ayant une hémiparésie (Brunt et al., 2002; Lomaglio & Eng, 2005; Roy et al., 2006) afin de symétriser la répartition d'appui lors de tâches motrices ne tiennent pas compte de leur perception de juger de l'appui réel ou réalisé. Ce facteur semble pourtant important car il est susceptible d'influencer la réalisation efficace et sécuritaire des stratégies apprises. Les données recueillies en cours de réadaptation pour la station debout et le PAD fourniront des informations précieuses aux cliniciens permettant d'envisager le développement de nouvelles stratégies de rééducation de ces tâches fonctionnelles fondamentales, afin de réduire les limitations des personnes hémiparétiques et améliorer leur niveau d'autonomie.

CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS

Ce chapitre aborde une revue des différents concepts étudiés dans ce projet de recherche. Dans un premier temps, les notions importantes reliées à l'accident vasculaire cérébral seront présentées. Par la suite, suivra une révision des études pertinentes concernant la répartition et la perception de MEC des personnes saines et hémiparétiques lors de la station debout et au PAD. Pour ce qui est de la répartition d'appui lors du PAD, elle sera abordée dans le cadre d'un article intitulé « Review of important factors of Sit-To-Stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke » qui présente une revue de la littérature des différents facteurs qui influencent la réalisation du PAD.

2.1 L'accident vasculaire cérébral (AVC)

2.1.1 Définition

Le cerveau reçoit 15% du débit cardiaque et consomme environ 20% des apports en dioxygène (Menon, 1995). De ce fait, toute réduction aiguë du flux artériel cérébral est responsable d'une souffrance du parenchyme cérébral. Le terme d'accident vasculaire cérébral (AVC) regroupe l'ensemble des pathologies vasculaires secondaires à la souffrance de ce parenchyme que ce soit d'origine artérielle ou veineuse, hémorragique ou ischémique. Il est défini par l'agence de santé publique du Canada comme « un arrêt soudain des fonctions cérébrales qui se produit lorsque la circulation sanguine qui alimente une partie du cerveau en oxygène s'interrompt » (Agence de santé publique du Canada, 2009).

2.1.2 Épidémiologie

Chaque année, plus de 50 000 nouveaux cas d'AVC sont recensés au Canada ce qui représente un AVC toutes les 10 minutes (Hakim et al., 1998) et en 2009, environ 315 000 canadiens (soit 1,1% de la population) ont déclaré souffrir des conséquences de cette affection (Agence de la santé publique du Canada, 2009). L'AVC est aussi la cause de six pour cents de tous les décès, ce qui le place au troisième rang des causes de mortalité (Statistiques Canada, 2011). Il a en

plus, été à l'origine de 38 341 hospitalisations entre 2005 et 2006 (Institut canadien d'information sur la santé, 2006).

A la suite d'un AVC, une réadaptation appropriée est habituellement essentielle pour favoriser la récupération et limiter les complications. Toutefois, seulement 37% des cas d'AVC de gravité modérée à grave, sont transférés dans un établissement de réadaptation (Réseau canadien contre les accidents cérébrovasculaires, 2011). Lorsque les personnes ayant une hémiparésie sont transférées, leur séjour en réadaptation dure en moyenne 5 à 6 semaines et le deux tiers retournent à domicile avec un bon rétablissement de leurs fonctions (Réseau canadien contre les accidents cérébrovasculaires, 2011).

2.1.3 Déficiences physiques reliées à l'AVC

L'Institut canadien d'information sur la santé (2009) mentionne qu'entre un tiers et deux tiers des survivants d'un AVC seront touchés par une perte de la fonction physique, cognitive ou relative à la communication nécessitant une certaine forme de réadaptation. Il semble que les déficits au membre inférieur, plus que ceux du membre supérieur soient responsables de la situation d'handicap à la suite d'un AVC (Bertrand et al., 2004). Selon certains auteurs, l'atteinte de la motricité et la sensibilité en sont les plus fréquentes et les plus susceptibles d'affecter la station debout (Singer et al., 2013) et le PAD (Bohannon, 2007).

2.1.3.1 La motricité

La faiblesse musculaire est un élément qui altère la motricité. Elle est définie comme la perte de la capacité à générer des quantités normales de force et elle contribue de façon majeure à la limitation de l'activité physique (Ada et al., 2006). Une faiblesse de l'hémicorps controlatéral à la lésion hémisphérique est fréquemment observée après un AVC. Cette faiblesse est principalement la conséquence de l'atteinte du faisceau cortico-spinal, qui transmet la commande motrice du cortex cérébral à la moelle épinière (O'Sullivan & Schmitz, 2007). En fonction de la localisation de l'atteinte, le déficit moteur peut être complet en l'absence de toute commande motrice volontaire sur un hémicorps (plégie) ou incomplet s'il persiste une motricité volontaire partielle (parésie) (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Plusieurs études ont montré que la faiblesse musculaire ou l'hémiparésie contribue de façon majeure aux limitations fonctionnelles

des personnes après un AVC. L'association positive établie entre la force musculaire et la vitesse de marche (Adegoke et al., 2012; Chen et al., 2005; Milot et al., 2006) et celle associant la force musculaire au membre supérieur et la réalisation des activités fonctionnelles requérant l'usage du bras et de la main (Eng et al., 2002; Hebert et al., 1995) témoignent de cette association. Au membre inférieur, la faiblesse musculaire est souvent plus sévère en distal au niveau des muscles de la cheville et du pied en comparaison avec les muscles du genou et de la hanche (Adams et al., 1990).

La motricité dépend aussi du tonus musculaire qui est défini comme la résistance à la mobilisation passive d'un segment des membres (Young, 1994). Après un AVC, le tonus est initialement flasque, il n'y a donc aucune résistance aux mouvements passifs. Par la suite, il augmente progressivement avec l'installation d'une spasticité (augmentation anormale du tonus) chez 30% des personnes (Day et al., 1993; Accornero et al., 1997; Fitzpatrick et al., 1994). La spasticité est observée habituellement dans les premiers jours ou semaines après l'AVC (Wissel et al., 2010). Au membre inférieur parétique, la spasticité peut être présente dans plusieurs muscles mais elle est le plus souvent observée au niveau de la cheville (Wissel et al., 2010). La spasticité au membre inférieur gêne les mouvements et elle peut perturber le contrôle postural en position debout (Singer et al., 2013) et conséquemment augmenter le risque de chutes (Godi et al., 2014). Chez d'autres personnes, elle peut être bénéfique en permettant une extension du genou au membre inférieur parétique facilitant ainsi la station debout (Berger et al., 1984; Lee et al., 2013).

A la suite d'un AVC, la capacité des personnes hémiparétiques à activer de façon volontaire et sélective les muscles parétiques peut aussi être affectée se traduisant principalement par une synergie en extension au membre inférieur (Brunnstrom, 1966). Elle se caractérise, entre autres, par un patron en extension du genou et un equinovarus du pied (Thibaut et al., 2013). En position assise, cette synergie a été décrite lors de l'exécution d'une contraction volontaire maximale en extension du genou ou une flexion plantaire de la cheville (Dyer et al., 2011) alors qu'en position debout, elle s'étend aux muscles extenseurs de la hanche (Hidler et al., 2007). Le niveau anormal d'activation musculaire a été corrélé à la vitesse confortable de marche des personnes

hémiparétiques (Dyer et al., 2011), ce qui lui confère un rôle dans la limitation d'exécution des activités fonctionnelles.

2.1.3.2 La sensibilité

En plus de l'atteinte motrice, des déficits sensoriels peuvent être observés après un AVC. La sensibilité superficielle peut être touchée à des niveaux différents allant de l'anesthésie complète à l'hyperesthésie (sensibilité exagérée au toucher). L'atteinte est présente chez 45% des personnes ayant une hémiparésie à la suite d'un AVC (Tyson et al., 2013). Une corrélation a été observée entre cette atteinte et la récupération de l'équilibre en position debout (de Haart et al., 2004), le niveau de mobilité fonctionnelle et d'indépendance aux activités de la vie quotidienne des personnes hémiparétiques (Tyson et al., 2008). L'examen physique peut aussi révéler une atteinte de la sensibilité profonde ou proprioceptive qui se manifeste par des erreurs de positions des segments lors de la mobilisation des segments de membres et des difficultés à sentir les vibrations ce qui pourrait avoir un impact sur l'équilibre de la personne hémiparétique, en particulier durant la marche (Lin et al., 2012).

2.1.3.3 Autres déficiences

Les séquelles d'un AVC ne se limitent pas à l'atteinte de la motricité et de la sensibilité. Les fonctions cognitives peuvent aussi être touchées y compris le langage, la compréhension, la mémoire ou les fonctions exécutives comme le jugement et la planification (Pendlebury, 2012). Dans le cas particulier d'une atteinte de l'hémisphère cérébral dominant (l'hémisphère gauche chez le droitier), on peut en plus observer un syndrome de négligence unilatérale ou hémignégligence (Dai et al., 2014). Ce syndrome est défini comme « l'incapacité à détecter, s'orienter vers, ou répondre à des stimuli porteurs de signification lorsqu'ils sont présentés dans l'espace controlésionnel » (Heilman et al., 2000). Il est fortement associé à l'équilibre en position debout et ce indépendamment du déficit moteur (van Nes et al., 2009).

De plus, à la suite d'un AVC, environ 51% des personnes présentent une altération du champ visuel associée le plus souvent avec une atteinte au lobe cérébral pariétal ou occipital (Rowe et al., 2013). Cette altération se manifeste par des difficultés de vision comme une vision floue ou une diplopie à la lecture par exemple. L'atteinte du champ visuel peut être complète si la totalité

du champ visuel est affectée ou partielle. Lorsqu'elle est partielle, on parle de quadranopsie si seule un quart du champ visuel est atteint ou d'une hémianopsie si la moitié du champ est atteinte.

D'autres déficits peuvent être associés à l'AVC: déficit auditif, troubles de la déglutition, douleur ou troubles urinaires (Day et al., 1993; Gonzalez-Fernandez et al., 2013; Karaahmet et al., 2014; Mehdi et al., 2013). Ces déficits ne seront pas détaillés dans le cadre de ce mémoire.

2.1.3.4 L'équilibre et le risque de chutes

La capacité à maintenir l'équilibre est souvent affectée chez les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC (Accornero et al., 1997). Dépendamment de la sévérité de l'AVC, cette capacité peut être perturbée en position assise (Ryerson et al., 2008), debout (de Haart et al., 2004) ou à la marche (Kao et al., 2014). Ce trouble serait essentiellement relié à la faiblesse musculaire et aux troubles de la sensibilité (Godi et al., 2014; Fitzpatrick et al., 1994; Lee et al., 2013), mais d'autres facteurs comme la dépression (Jorgensen et al., 2002; Ugur et al., 2000) et l'héminégligence visuospatiale (Nyberg & Gustafson, 1995) peuvent aussi y contribuer. La principale conséquence de l'atteinte de l'équilibre est le risque de chutes qui s'élève, selon Jorgensen et al. (2002), à deux fois de plus que chez les personnes saines du même âge et du même sexe. En effet, entre 14 et 65 % des personnes hémiparétiques ont chuté durant leur hospitalisation (Nyberg & Gustafson, 1995; Teasell et al., 2002) et entre 37 % et 73 % ont chuté dans les six mois suivant le retour à domicile (Forster & Young, 1995; Mackintosh, Hill, et al., 2005). Les chutes surviennent le plus souvent lors des transferts (Nyberg & Gustafson, 1995) et lors de la marche (Forster & Young, 1995; Mackintosh, Goldie, et al., 2005). Elles entraînent fréquemment des fractures, des lésions des tissus mous ou des traumatismes crâniens (Mackintosh, Hill, et al., 2005). En plus des conséquences physiques, un sentiment de peur de chuter peut s'installer après une première chute, ce qui peut enclencher un cercle vicieux amenant à une réduction des activités de la vie quotidienne et de la participation sociale (Arfken et al., 1994).

2.2 La répartition d'appui lors de la station debout

2.2.1 La station debout et le maintien de l'équilibre

Lors du maintien de la station debout, le corps humain peut être représenté comme un système rigide articulé autour des chevilles: c'est le modèle du pendule inversé (Winter et al., 1996). D'autres auteurs le considèrent plutôt comme une superposition de modules allant de la tête aux pieds dont la régulation se fait de façon indépendante pour maintenir la station debout (Grossman et al., 1989). Par exemple dans l'étude de Fitzpatrick et al. (1994), une augmentation des oscillations au niveau des chevilles a été observée lorsque les mouvements des hanches étaient limités avec une orthèse rigide. Cette observation a permis de mettre en évidence que les hanches, en plus des chevilles, jouaient un rôle dans le maintien de la position debout (Accornero et al., 1997; Aramaki et al., 2001; Day et al., 1993).

Une autre façon de comprendre le maintien de la station debout est d'étudier deux paramètres biomécaniques reliés à l'aspect postural: le centre de pression (CP) qui est le barycentre de forces de réaction exercées par le sujet pour maintenir son équilibre et le centre de gravité (CG) ou centre de masse (CM) qui est le barycentre des masses segmentaires et se situe habituellement juste en avant de la 3^e vertèbre lombaire. Pour maintenir un équilibre debout statique, le CG doit se projeter à l'intérieur de la base de sustentation du corps et doit être confondu avec le CP (Genthon, Rougier, et al., 2008).

2.2.2 La répartition d'appui et les méthodes d'évaluation

L'appui ou la MEC est l'action de faire porter à un membre le poids du corps (Blouin et al., 1995). Lors des tâches motrices comme la station debout (sans aide technique), une personne répartie son appui entre ses deux hémicorps. Pour évaluer la répartition de la MEC, plusieurs méthodes ont été développées au fil des années. Parmi ces méthodes, l'empreinte plantaire, la balance digitale et la posturographie avec une et deux plateformes de force seront présentées.

2.2.2.1 Empreinte plantaire « Foot Print »

La prise d'empreinte plantaire, décrite depuis plusieurs années comme une méthode d'évaluation de la distribution de poids, utilise des fibres optiques sensibles au changement de

pression exercée sous les pieds (Arcan et al., 1977). Chez les personnes hémiparétiques, cette méthode a montré un appui plus important au niveau du pied non parétique en position debout chez 87 % des sujets (Dickstein et al., 1984). Plus récemment, la fidélité entre deux sessions séparées de deux jours (test-retest) de cette méthode a été jugée bonne (coefficient de corrélation intraclasse (CCI) à plus de 0,8) pour évaluer la distribution de MEC à la marche de personnes saines (Godi et al., 2014). Elle a aussi été utilisée pour évaluer l'effet d'un programme de réadaptation chez des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC (Lee et al., 2013).

2.2.2.2 Balance digitale

Comme l'empreinte plantaire, la balance digitale a été parmi les premières méthodes utilisées pour évaluer la distribution de poids en position debout (Bohannon & Larkin, 1985; Adegoke et al., 2012). La méthode consiste tout simplement à disposer une balance calibrée sous chacun des pieds et à y lire le poids qui s'affiche. Cette méthode a été testée chez 25 sujets ayant une hémiparésie dont 19 à la suite d'un AVC (Bohannon & Larkin, 1985). Les résultats de cette étude ont montré : 1) un appui plus important au niveau du membre inférieur sain en position debout, 2) une meilleure capacité à augmenter l'appui sur le côté sain par rapport au côté parétique lorsqu'on leur demandait d'augmenter la MEC du côté sain (non parétique) puis du côté parétique et 3) un poids plus élevé pour le pied placé au sol par rapport à celui surélevé (hauteur semblable à celle d'une marche d'escalier) et ce indépendamment que le pied parétique ou le pied sain soit placé sur la surface surélevée.

2.2.2.3 Posturographie avec plateformes de force

Une plateforme de force est une plaque dans laquelle des capteurs sont intégrés et qui permettent d'enregistrer des forces selon trois axes (vertical, médio-latéral et antéro-postérieur) et de situer la position du CP (Desjardins & Gagnon, 2001). Les caractéristiques (capacité, précision, etc.) et les matériaux qui la composent diffèrent selon le constructeur. Avec une plateforme de force unique, en plus de détecter la position globale du CP du sujet, il est possible d'en caractériser le comportement en termes de déplacement, de vitesse, etc. Avec une seule plateforme, il est impossible de déterminer la répartition de poids entre les membres inférieurs à moins de mettre un seul pied sur la plateforme et d'estimer le poids sur le pied au sol à partir du poids total du sujet. Cependant, avec cette méthode, le CP obtenu est celui du pied en appui seulement et non

pas le CP global. Si les deux pieds sont sur la plateforme, il est possible d'estimer la distribution de MEC avec une équation de régression linéaire reliant la distribution de poids et la position du CP telle qu'utilisée par Genthon, Gissot, et al. (2008). Cette équation permettrait à des chercheurs qui ne disposent que d'une seule plateforme de force de calculer la distribution de poids entre les pieds en position debout en acceptant une erreur de l'ordre de 3% (Genthon, Gissot, et al., 2008).

Avec l'avancement des technologies et afin d'évaluer précisément la distribution de poids, une nouvelle méthode d'évaluation plus dispendieuse peut être utilisée. Cette méthode consiste à évaluer les sujets avec deux plateformes séparées, une sous chacun des pieds. Les forces de réaction verticale enregistrées par chacune des plateformes permettent de quantifier directement la quantité d'appui de chaque côté du corps. Cette technologie, utilisée dans plusieurs études, a permis des avancées importantes dans la compréhension de la distribution d'appui des sujets à la suite d'un AVC. La plupart des études (de Haart et al., 2004; Mizrahi et al., 1989; Eng & Chu, 2002; Mansfield et al., 2013) ayant utilisé cette technologie, ont alors montré une distribution asymétrique précise du poids entre le membre inférieur sain et parétique. De plus, Eng et Chu et al. (2002) ont démontré que cette technologie possède une bonne fidélité pour suivre l'évolution de la répartition d'appui chez les sujets hémiparétiques avec un CCI à 0,95 entre deux sessions d'évaluation à 24 heures d'intervalle. La fidélité intra-session était aussi bonne à très bonne (CCIs entre 0,75 et 0,95) dans l'étude de Goldie et al. (1996) pour évaluer la répartition d'appui en station debout avec quatre positions de pieds et lors de trois essais consécutifs.

2.2.3 La répartition d'appui en position debout chez les sujets sains et hémiparétiques

Chez les personnes en santé, la station debout est stable et la distribution de poids est quasi symétrique. Une différence d'appui de trois pourcent (3%) entre les membres inférieurs a été rapportée comme étant normale (Mansfield et al., 2011; Martins et al., 2011).

Suite à un AVC, le temps moyen pour récupérer la capacité de maintenir la station debout pendant 10 secondes est de 44 jours (Smith & Baer, 1999). Même après ce temps, la station debout demeure anormale et se caractérise généralement par une distribution asymétrique de

l'appui (Mansfield, Mochizuki, et al., 2012). Cette asymétrie peut être exprimée avec un ratio simple où on exprime par rapport au poids total la répartition du poids d'un côté du corps. (Mansfield et al., 2011; Mansfield, Inness, et al., 2012; Marigold & Eng, 2006; Pereira et al., 2010). La différence de MEC divisée par 50% du poids corporel (Marigold et Eng, 2006) ou la déviation du centre de pression de la ligne médiane dans le plan frontal (Roerdink et al., 2009; Sackley, 1991) sont d'autres indicateurs de la symétrie de distribution du poids.

Dans le cadre de ce mémoire, la répartition d'appui sera exprimée en pourcentage du poids corporel total en indiquant à chaque fois de quel côté est la plus grande MEC. En utilisant cette variable, une tendance à mettre moins d'appui sur le côté parétique a déjà été observée chez des sujets après un AVC, et ceci indépendamment de la méthode d'évaluation. Pour des groupes de neuf à 70 individus, la MEC sur le côté parétique était de l'ordre de 40% du poids corporel (Adegoke et al., 2012; Mansfield et al., 2013; Rodriguez & Aruin, 2002; Guillebaste et al., 2012; Singer et al., 2013). Par contre, entre 10 et 30 % des sujets hémiparétiques évalués présentaient un appui plus important, de l'ordre de 56,1 % du poids corporel, sur le côté parétique (Aruin et al., 2000; Mansfield et al., 2013; Marigold & Eng, 2006; Martins et al., 2011).

2.2.4 Facteurs qui influencent la répartition d'appui en position debout

Plusieurs facteurs ont été identifiés comme étant susceptibles d'engendrer ou aggraver une asymétrie de MEC lors de la station debout des personnes hémiparétiques. Parmi ces facteurs, la motricité et la sensibilité semblent ceux qui prédominent. Dans l'étude de de Haart et al. (2004), la sensibilité proprioceptive a été évaluée en variant la position de la cheville parétique. Si le sujet faisait plus d'une erreur par rapport au côté sain alors on concluait à une atteinte de la proprioception (de Haart et al., 2004). Les auteurs de cette étude ont ainsi démontré que les sujets hémiparétiques avec une atteinte proprioceptive étaient plus asymétriques puisqu'ils présentaient une déviation latérale du CP par rapport à la ligne médiane d'en moyenne 66% de plus par rapport à ceux n'ayant pas d'atteinte. De même l'hypoesthésie au toucher superficiel, évaluée avec les filaments de Semmens- Weinstein, au niveau de la pulpe du gros orteil parétique était corrélée de façon significative avec l'asymétrie de MEC (Genthon, Rougier, et al., 2008).

L'atteinte de la motricité au membre inférieur parétique, autant par augmentation de la spasticité (Gentho, Rougier, et al., 2008; de Haart et al., 2004; Singer et al., 2013) que par faiblesse musculaire (Gentho, Rougier, et al., 2008) a aussi été corrélée avec l'asymétrie de MEC. En effet, en présence d'une spasticité (une cotation supérieure à zéro sur l'échelle d'Ashworth modifiée) au niveau des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville associée ou non à une spasticité des muscles extenseurs du genou, les sujets hémiparétiques mettaient 5% moins d'appui sur le côté parétique par rapport à ceux qui ne présentaient pas de spasticité (Singer et al., 2013). En incluant plusieurs groupes musculaires du membre inférieur parétique, Gentho, Rougier et al. (2008) ont aussi montré que la spasticité et la faiblesse musculaire étaient corrélées de façon significative au pourcentage d'appui sur le côté parétique. Les coefficients de Pearson étaient alors de - 0,4 et - 0,33 respectivement pour la spasticité et la faiblesse musculaire pour un groupe de 41 sujets hémiparétiques évalués après un délai moyen (\pm écart type) de 93,0 jours ($\pm 46,2$) depuis la survenue de l'AVC (Gentho, Rougier, et al., 2008).

La localisation de l'AVC serait un autre facteur à considérer. En effet, (Sackley, 1991) a montré que la localisation droite de l'AVC, fréquemment associée à une hémiparésie visuo-spatiale, était associée de façon significative à une MEC plus asymétrique. Ces données ont été corroborées par Gentho, Rougier et al. (2008) qui ont identifié l'hémiparésie visuo-spatiale comme étant le meilleur facteur de pronostic d'une répartition d'appui asymétrique. Les personnes hémiparétiques seraient aussi plus dépendantes du contrôle visuel pour répartir correctement leur appui, probablement pour compenser le déficit sensoriel et/ou moteur (Marigold & Eng, 2006). L'asymétrie de MEC était de ce fait, plus prononcée lorsqu'elles étaient évaluées en position debout avec les yeux fermés par comparaison avec les yeux ouverts (Marigold & Eng, 2006; de Haart et al., 2004; Roerdink et al., 2009). Un autre point intéressant est que la déviation de l'attention des personnes hémiparétiques lors de la station debout vers une tâche cognitive semble aggraver l'asymétrie de MEC (de Haart et al., 2004; Roerdink et al., 2009). Ceci suggère que la répartition de l'appui est sous un contrôle cognitif. La distraction cognitive induite dans ce cas, par une tâche de calcul, aurait davantage occulté les capacités des personnes hémiparétiques à utiliser le membre inférieur parétique (de Haart et al., 2004).

Parmi les facteurs sus mentionnés (en particulier la déficience motrice, la sensibilité ou l'héminégligence), aucun n'a été associé de façon significative avec un appui en faveur du côté parétique (Mansfield et al., 2013). Ce choix d'appuyer davantage sur le pied parétique pourrait donc être une posture de préférence adoptée par certaines personnes hémiparétiques plutôt que le résultat du déficit neurologique (Mansfield et al., 2013) mais peut aussi être le résultat d'une stratégie apprise durant la réadaptation (Mansfield, Inness, et al., 2012).

A notre connaissance, la relation entre la douleur et la répartition d'appui chez les personnes hémiparétiques n'a pas fait l'objet d'études dans la littérature. Néanmoins, une association a déjà été démontrée entre la douleur secondaire à l'arthrose du genou et l'asymétrie de MEC lors du test de répétition du passage assis à debout « Five Times Sit-To-Stand Test » (Christiansen & Stevens-Lapsley, 2010). Cette association laisse ainsi croire que la douleur pourrait influencer la répartition de MEC chez les personnes hémiparétiques et que cet élément devrait être considéré.

2.2.5 Réadaptation de l'asymétrie de répartition d'appui en position debout

A la suite d'un AVC, une répartition asymétrique de l'appui en position debout a été associée avec une durée d'hospitalisation prolongée (Sackley, 1991). Elle est aussi identifiée comme un facteur prédictif du niveau de récupération de la marche (Adegoke et al., 2012); une asymétrie plus importante prédisant une difficulté plus importante à marcher. Ce déficit de maintien de la station debout exige une rééducation spécifique dès les premières semaines de prise en charge (Pollock et al., 2014). D'ailleurs, la récupération de la symétrie de MEC est un élément essentiel du concept classique de Bobath (Kollen et al., 2009) et un des premiers objectifs de la réadaptation. Pour y parvenir plusieurs stratégies ont été proposées. Comme exemple, la surélévation du membre inférieur non parétique en utilisant une marche (Aruin et al., 2000; Bohannon & Larkin, 1985) ou une cale sous le pied (Kitisomprayoonkul et al., 2005; Rodriguez & Aruin, 2002), alors que le pied parétique est au sol, améliore nettement le poids que ce dernier supporte. Plusieurs auteurs ont aussi montré que les personnes hémiparétiques étaient capables d'augmenter l'appui sur le côté parétique si on leur demandait de le faire et bien que cette augmentation soit inférieure à celle des sujets sains, elle témoigne de leurs capacités à s'améliorer avec la rééducation (Bohannon & Larkin, 1985; Goldie et al., 1996). Par contre, les

études qui ont quantifié l'évolution de la MEC lors de la station debout avec la réadaptation sont rares. Parmi ces études, de Haart et al. (2004) ont décrit une diminution du déficit de MEC sur le côté parétique de 13,5% à 10% après quatre semaines de réadaptation puis une stabilisation de la MEC au cours des huit semaines suivantes de suivi. A plus long terme, un progrès entre deux et neuf mois après l'AVC a été observé par un autre auteur (Sackley, 1991).

2.3 La répartition d'appui lors du passage assis à debout - Article

Le passage assis à debout est une des tâches fonctionnelles les plus fréquemment effectuées au quotidien mais aussi les plus difficiles à réaliser en raison des mouvements du tronc qui perturbent l'équilibre et des efforts à fournir aux membres inférieurs pour élever le corps en position debout (Sadeghi et al., 2013; Khemlani et al., 1999). L'article qui accompagne cette recension des écrits (section suivante) présentera les différentes phases du PAD en plus de passer en revue les études concernant les déterminants et les stratégies utilisées par les personnes hémiparétiques pour réaliser le PAD ainsi que les différentes techniques de réadaptation, communément utilisées et spécifiques à cette tâche.

TITLE: Review of important factors of Sit-to-Stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke

AMIRA BOUKADIDA, MSc, FRANCE PIOTTE, MSc and SYLVIE NADEAU, PhD

Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR)

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM), Québec, Canada

École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada

L'article sera soumis à la revue *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes ayant mené à la rédaction de cet article soit: la revue de la littérature et la rédaction du présent manuscrit. France Piotte et Dre Sylvie Nadeau ont encadré l'ensemble de ces étapes et ont révisé cet article.

RESUMÉ:

Prérequis et objectifs: Il est connu que les personnes hémiparétiques présentent des difficultés à se relever d'une chaise après un accident vasculaire cérébral (AVC). Les objectifs de cette étude étaient de revoir les facteurs susceptibles d'expliquer l'altération du passage assis à debout (PAD) et d'en déduire les interventions en réadaptation qui peuvent l'améliorer.

Méthodes: Une revue de la littérature a été effectuée en utilisant les mots clés "stroke", "rehabilitation" et "sit-to-stand" (et ses variantes) afin d'identifier les articles les plus pertinents en rapport avec les objectifs de cette étude.

Résultats et conclusion: Pour exécuter le PAD, les personnes hémiparétiques ont une déviation du tronc vers le côté non affecté et présentent une asymétrie de la répartition d'appui ainsi que des moments de force au niveau des genoux. Ces altérations ont comme conséquences une durée plus longue du PAD et un risque plus élevé de chutes en comparaison avec les personnes saines. La réadaptation après un AVC permet d'améliorer la mise en charge lors du PAD et de réduire le temps nécessaire pour l'exécuter mais d'autres recherches sont nécessaires pour évaluer plus spécifiquement son efficacité lors de cette activité motrice.

KEY WORDS: Stroke, function, sit-to-stand, rehabilitation, impairments

COVER TITLE: STS tasks in individuals post-stroke

ABSTRACT:

Background and purpose: The ability to rise from a chair to reach the standing position is impaired after stroke. This study aimed to review the most important factors that may alter this ability and to identify recommendations for post-stroke rehabilitation. **Methods:** In order to identify relevant scientific publications, the search terms “stroke”, “rehabilitation” and “sit-to-stand” (STS; and its variations) were used. **Results and Conclusion:** During STS, individuals with hemiparesis presented several changes such as lateral deviation of the trunk towards the unaffected side, asymmetrical weight bearing (WB) and asymmetry of knee moment forces. As a consequence of the sensorimotor deficits, more time to perform STS was required and a greater risk of falling was observed. Rehabilitation interventions may be effective at improving STS duration and WB but further research is essential to further investigate their effects.

INTRODUCTION

Stroke is considered as one of the most common causes of long-term disability in Canada (Heart and Stroke Foundation of Canada, 2012) and the United States of America (Jauch et al., 2013). It usually results in muscle weakness contralateral to the cerebral lesion (hemiparesis). As a consequence, the ability to perform functional activities such as walking (Adegoke et al., 2012), standing (de Haart et al., 2004) and sit-to-stand (STS) are impaired (Cheng et al., 1998; Lecours et al., 2008). STS, which is considered a fundamental prerequisite for daily activities, is commonly compromised and individuals post stroke do not easily recover this ability to rise safely from a chair (Pollock et al., 2014). Therefore, it is important to have a better understanding of how STS is accomplished and to know the important factors to consider in order to improve the patients’ performance.

The most important determinants to consider during a STS task were already reviewed for healthy subjects (Janssen et al., 2002) but not for hemiparetic individuals. Some of these determinants have been studied extensively in hemiparetic individuals and are commonly accepted, while others still need further research. The aim of this topical review is to present the

factors that may affect the ability to execute STS after stroke and to recommend consideration of some important points for post-stroke rehabilitation based on current knowledge.

METHODS

A literature review was conducted to identify relevant scientific publications concerning STS execution by people affected by stroke. The literature search was carried out in Medline. The search terms “stroke”, “rehabilitation” and “sit-to-stand” (and its variations) were used. There was a restriction for French and English language but no restrictions for publication date or study design. From the initial literature search, 122 titles and abstracts were appraised to identify papers for full review. Among these articles, only 29 were retained because they were consistent with the objectives of this review. The reference section from each initially selected article was searched manually and 17 other relevant publications were added. Finally, the study results from 46 articles were extracted and a narrative synthesis was compiled.

LITERATURE REVIEW

1. STS description

Roebroek et al. (1994) described STS as a movement of the body's center of mass (CoM) upward from a sitting position to a standing position without losing balance. Similarly, Vander Linden et al. (1994) added that it is a transitional movement to the upright posture requiring movement of CoM from a stable position to a less stable position over extended lower extremities. For Galli et al. (2008), STS requires skills, such as coordination between trunk and lower limb movements, muscle strength, control of equilibrium and stability.

To simplify its analysis, authors divided STS into phases that depend on kinematic variables, ground forces and CoM movement. Schenkman et al. (1990) distinguished four (4) phases. The seat-off, which refers to the moment when only the feet are in contact with the ground and no force is applied on the seat, is often used to identify STS phases. The first phase is the flexion momentum phase, which begins with the initiation of movement and ends just before the thighs lift off from the chair. The second phase, the momentum-transfer phase, begins with seat-off and continues with the anterior and upward CoM displacement. The anterior displacement of the CoM brings it close to the center of pressure (CoP) to reach a quasi-static stability position.

The third phase is designated as the extension phase. It is initiated just after maximal ankle dorsiflexion is reached and continues until hips ceases to extend. The stabilization phase is the last phase of STS. It begins just after hip extension velocity reaches 0°/sec and continues until all motion associated with stabilization from rising is achieved.

Other authors (Roebroek et al., 1994; Hirschfeld et al., 1999; Mazza et al., 2006) simplified STS by referring to only two phases: STS begins with the preparatory phase defined as onset of an anterior-posterior force beneath the thighs and lasts until seat-off. The second phase is the rising or extension phase, which lasts from seat-off until CoM vertical velocity decreases to zero. As it is the most recent description, we will distinguish only two (2) phases in our review of STS determinants in the next sections. However, specific events of STS namely onset, the transition phase, the seat-off and the end of the task will also be used. These events corresponded respectively to the first perceptible changes of the vertical force on feet or thighs, almost similar forces under both feet and thighs, the point where the subject is just leaving the seat and the beginning of a stable extension of the hips in the standing position (Roy et al., 2006).

2. STS determinants in healthy individuals

STS determinants in healthy individuals have been described in a review by Janssen et al (2002). In this section, we voluntarily limited the review to concepts that are important for the analysis in individuals post stroke.

2.1 Angular displacements of lower limbs and trunk

In order to rise from a chair, Nuzik et al. (1986) reported that hips bent during the first 40% of the STS cycle, and then, continued with extension for the last 60%. Knees moved in extension during the whole cycle. The dorsal flexion of ankles occurred at 20% of cycle and then a plantar flexion movement was observed. When healthy subjects rose from a chair with feet placed in spontaneous (no instructions given on the initial foot position) and symmetrical (both feet placed at 15° of dorsiflexion) positions, the trunk was near the neutral position on the frontal plan during STS (Lecours et al., 2008). However, when the feet were placed asymmetrically, healthy subjects rose with the trunk deviated towards the foot placed behind (Lecours, Nadeau et al. 2008). On the sagittal plan, the trunk initially moved forward during the first 53.3% of the STS

movement cycle with a mean distance of 489.6 mm, then upright for 49.8 % of the cycle and finally backward to attain stable standing (Kerr et al., 1997).

2.2 Muscular activation pattern of lower limbs

A bilateral specific muscular activation sequence in a concentric mode, is required to reach the standing posture from the seated position. Tibialis anterior muscles were activated first in order to stabilize the feet before beginning the forward body movement (Goulart & Valls-Sole, 1999; Roebroek et al., 1994; Vander Linden et al., 1994; Khemlani et al., 1999). Tibialis anterior activation was followed by knee and hip extensor muscles, which reached their peak of activity at seat-off (Yoshioka et al., 2014). First, iliopsoas initiated hip flexion (Khemlani et al., 1999) then quadriceps, as a biarticular muscle, continued hip flexion, stabilized the knees and allowed their extension (Goulart & Valls-Sole, 1999; Roebroek et al., 1994; Khemlani et al., 1999). After seat-off, hamstrings decelerated the initial hip flexion and therefore promoted hip extension in order to initiate the extension phase of STS (Goulart & Valls-Sole, 1999). In order to balance the forward movement, the tibialis anterior provided dorsiflexion torques at the ankles to maintain the CoP in a posterior position under the feet (Brunt et al., 2002). At the end of STS, the activation of the gastrocnemius and soleus muscles enhanced control of the body's forward transition (Khemlani, Carr et al. 1999).

2.3 CoM behaviour

To rise from a chair, an individual needs to bring his CoM from a relatively large and stable base of support in sitting to a considerably smaller base of support in standing (Riley et al., 1997). To achieve this transition, CoM must first move forward then reach its maximal velocity at the preparatory phase (Roebroek et al., 1994). At seat-off, CoM switches into vertical movement and its velocity continues to accelerate until it reaches a maximum at the middle of the extension phase. Subsequently, the CoM velocity decelerates progressively until reaching zero, when the standing position is achieved (Hirschfeld et al., 1999).

2.4 Weight bearing distribution

Hirschfeld et al. (1999) examined weight bearing (WB) distribution between feet and thighs during STS. They concluded that before seat-off, healthy individuals distributed about 85% of

their weight under their thighs and 15% under their feet. During the extension phase, force under the feet rose from 52% of corporal weight to total corporal weight at the end of STS. Lecours et al. (2008) studied the effect of change in foot position on WB distribution between lower limbs. They found that with the feet placed in spontaneous and symmetrical positions, healthy subjects presented almost equal loading on both lower limbs during seat-off. However, when the non-dominant foot was moved forward, healthy persons increased their loading on the posterior foot (dominant) and an asymmetrical WB distribution was induced (Lecours et al., 2008). Along the same line, Brunt et al. (2002) demonstrated that when the dominant foot was placed in extended (dominant foot was positioned such that the knee angle equaled 75° of flexion) or elevated positions (foot placed on dense foam where thickness was adjusted to 25% of the chair height), the ground reaction forces under this foot in the vertical and anteroposterior directions decreased relative to the non-dominant foot. Therefore, the posterior position of one foot seems to advantageously increase WB in comparison to an extended or elevated foot position.

3. STS determinants for hemiparetic patients in the reviewed studies

The differences related to the factors that differ between hemiparetic and healthy subjects will be discussed in the next section.

3.1 Angular displacements of lower limbs and trunk

In order to stand up, hemiparetic individuals often showed a lack of coordination between hip and knee displacements and hence, completed knee extension at the end of STS while their hips were still extending (Ada & Westwood, 1992). Unlike healthy subjects, who presented an almost neutral trunk position in the frontal plane, hemiparetic individuals showed trunk tilt towards the unaffected side during STS when they rose from a chair using spontaneous (Hesse et al., 1994; Mazza et al., 2006) or symmetrical foot positions (Lecours et al., 2008). This trunk displacement was observed, even before seat-off (Mazza et al., 2006; Hesse et al., 1994) and was estimated at $12.1^\circ \pm 6.1$ compared to 2.4° in healthy individuals (Lecours et al., 2008). Nevertheless, placing the affected foot behind the other, corrected the asymmetrical tilt of trunk (Lecours et al., 2008; Duclos et al., 2008). When asked to do an anterior trunk flexion while sitting, hemiparetic individuals had less CoP displacement compared to healthy subjects, despite similar trunk movement amplitude (Messier et al., 2004). To explain these results, authors

suggested that the anterior trunk flexion was executed more by flexing the upper trunk while a small anterior tilt of pelvis occurred (Messier et al., 2004).

3.2 Muscular activation changes after stroke

During the chronic phase of stroke, an impairment of lower limb muscle activity was observed in the paretic lower limb when compared with the unaffected side especially for tibialis anterior, soleus and quadriceps (Prudente et al., 2013). However, when the unaffected foot was placed in an extended position, the activity was improved by 29% for tibialis anterior and by 34% for the quadriceps. The same improvement was observed when the unaffected foot was placed in an elevated position, with 51% and 41% for tibialis anterior and quadriceps respectively (Bruno et al., 2002). These two foot positions therefore seem to be more advantageous in normalizing muscle activation on the paretic limb.

Chronic hemiparetic subjects were also unable to recruit their paretic lower limb muscles at the proper time to achieve STS (Prudente et al., 2013). Thus, the moment when tibialis anterior became active was delayed (Cheng et al., 2004; Silva et al., 2013) as demonstrated by a mean onset time of this muscle activity at 12,5 % of the total STS duration for hemiparetic subjects while it was at 5,8 % for healthy subjects. An almost simultaneous activation of quadriceps, hamstrings and soleus muscles was also observed (Cheng et al., 2004). In contrast with healthy subjects, the soleus muscle was activated before seat-off, which could be related to the spasticity and weakness of this muscle (Camargos et al., 2009).

In the non-paretic limb, change in muscular activation was also observed with higher EMG activity of tibialis anterior, quadriceps and soleus muscles on one hand, and earlier hamstring activation on the other hand (Bohannon, 2007; Cheng et al., 2004; Lee et al., 1998; Prudente et al., 2013). These changes occurred to possibly compensate for the weakness of the paretic lower limb (Prudente et al., 2013) and might be related to the increased WB on the non-paretic side.

3.3 Postural control

After stroke, CoM movement deviated laterally towards the unaffected side by 78% more before seat-off and 50% more after seat-off than in healthy subjects (Duclos et al., 2008; Hesse et al.,

1994). This was explained by greater trunk movements in the mediolateral direction in comparison to healthy subjects (Cheng et al., 1998; Lecours et al., 2008). Duclos et al. (2008) corroborated this explanation by showing an improvement in trunk deviation, as well as CoP displacement, when the affected foot was placed behind. To evaluate postural control of hemiparetic subjects, Duclos et al. (2008) calculated the CoP time-to-contact (TtC) in the mediolateral plan, which represents the maximal time before CoP reaches the limit of the base of support. This index was shorter for hemiparetic subjects in comparison to healthy ones, indicating poor dynamic stability during STS, and was mainly related to motor impairment of the affected lower limb (evaluated by the Chedoke score) and to a lesser extent to strength of trunk muscles (assessed with a Biodex dynamometer) and level of spasticity (Duclos et al., 2008). Along the same line, hemiparetic subjects who had experienced one or more falls had significantly increased CoP sway in both mediolateral and anteroposterior directions when compared to those who had never fallen (Cheng et al., 1998). To avoid this risk of falling, they have therefore adopted compensatory strategy such as exaggerating (3 cm more than healthy subjects) the anterior projection of CoM before rising (Cheng et al., 1998). This strategy allowed closer position of CoM to CoP (Schenkman et al., 1996) and might thus induce less anterior movement during the rising phase and better postural stability.

3.4 Weight bearing distribution

Eng & Chu (2002) examined the test-retest reliability of the weight-bearing (WB) measures in individuals who have had stroke. They showed that WB measures are reliable over separate days for both the paretic and non-paretic limbs and for different postures and directions. Spontaneously, hemiparetic individuals put less weight on the affected limb during STS (Engardt & Olsson, 1992; Brunt et al., 2002; Cheng et al., 1998; Hesse et al., 1994; Roy et al., 2006; Engardt, 1994). The mean loading on the paretic limb was 37% of body weight according to Engardt (1994). A similar value was observed by Brunt et al. (2002), with 16% excess on the unaffected limb. However, they were able to perform more symmetrically with the use of auditory or visual feedback (Engardt, 1994) or by modifying the foot positions (Roy et al., (2006); Lecours et al. (2008). It is not understood why they spontaneously adopt this asymmetrical pattern but it was suggested that this could represent the best compromise in terms of decreasing the level of muscle effort, ensuring safety and being effective in performing STS

(Roy et al., 2006). Interestingly, this asymmetric tendency was observed even before seat-off, when subjects with hemiparesis still had their thighs in contact with the chair (Roy et al., 2006). With regard to foot positions, WB under the paretic foot decreased when the unaffected one was placed backward (Roy et al., 2007). In contrast, when the paretic foot was placed behind, subjects with hemiparesis were forced to improve their WB by 14% (Roy et al., 2006). Brunt et al. (2002) reported similar values, 8% and 10% under extended and elevated unaffected foot conditions respectively, which suggest that these conditions place the paretic limb in a better position to generate greater vertical force or to bear more weight on the paretic side.

The degree of awareness about WB asymmetry of hemiparetic subjects is still an unresolved issue. Engardt and Olsson (1992) reported that association between hemiparetic subjects' estimation of WB distribution on a visual analogue scale and their actual WB distribution was low. Similarly, Brière et al. (2010) concluded that subjects with chronic hemiparesis were less accurate in their perception of WB than healthy individuals and they overestimated the weight under the paretic foot. As a plausible explanation, authors suggested that these individuals rated their perceived effort distribution instead of their WB. In a recent study, Brière et al. (2013b) demonstrated similar bilateral efforts in a hemiparetic group with severe knee strength impairment, while their WB distribution was clearly asymmetrical. For those who had mild and moderate knee strength impairment, knee efforts and WB were similar (Brière et al., 2013b) revealing that the strategy adopted by the participants depended on the level of strength deficit. However, the same authors demonstrated that the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) between real distribution and perception scores was greater for WB than for level of effort, 0.358 and 0.061 respectively (Brière et al., 2013a) revealing that participants post-stroke were not able to judge their perception of effort at the knees.

Finally, Lee et al. (1998) noted a correlation between asymmetric WB in STS and functional capacities of the hemiparetic subjects. Those who bore less weight on their paretic limb obtained a poor score of mobility in the independence functional measure scale. This finding was supported by Cheng et al. (1998), who considered the asymmetric WB distribution in STS as a fall mediator. In fact, the average loading on paretic limb was smaller in stroke fallers than non-fallers, 24% and 29% of body weight respectively.

4. Interactions between STS determinants in hemiparetic subjects

As STS task is performed several times during a day, one can believe that it is an easy and simple task. However, our review shows the opposite. There are several determinants involved in this task and the disabilities related to stroke make it more challenging. Indeed, individuals with hemiparesis must use adaptive strategies to compensate for an asymmetrical pattern of deficits related to stroke. The lateral deviation of the trunk towards the unaffected side (Duclos et al., 2008; Lecours et al., 2008) may thus be considered as one of these intuitive strategies due to the lack of reliability of the paretic side. As a consequence of the trunk deviation, several changes in the mediolateral plan occur. First, trunk deviation leads to displacements of CoM and CoP. This could be demonstrated by the decrease in the absolute displacements of CoP observed with the correction of trunk deviation by placing the affected foot behind (Duclos et al., 2008). Then, lateral trunk deviation may explain in part knee moment and WB asymmetry as indicated by the correlation between lateral trunk translation on one hand and WB distribution, as well as knee moment asymmetry, on the other hand (Mazza et al., 2006; Lecours et al., 2008).

However, knee moment asymmetry could be explained by factors other than trunk deviation, such as the perception of muscle strength and the projection of CoM within the unaffected foot area to reduce the effort at the affected knee (Roy et al., 2007). Overall, these changes in STS task execution definitely have an impact on the ability of subjects with hemiparesis to execute STS successfully and safely, and STS duration could be a representative item to reflect this ability (Arcelus et al., 2009). In fact, these individuals required more time to perform STS, when compared to healthy subjects (Engardt & Olsson, 1992; Hesse et al., 1994; Malouin et al., 2004; Yoshida et al., 1983), although the time to execute this transfer varied between authors. Roy et al. (2006) defined the time of STS from the first perceptible change of vertical force (under the feet or thighs) to the beginning of a stable extension of the hips in the standing position. According to these indicators, and for spontaneous foot condition and standard chair height, the duration was 2.57 ± 0.54 seconds. Under the same conditions, Lecours et al. (2008) obtained similar values, 2.61 ± 0.72 seconds. According to Cameron et al. (2003), a group of 15 hemiparetic patients required approximately twice as much time to complete STS as a control group, 3.86 ± 1.52 and 1.83 ± 0.2 seconds respectively. Arcelus et al. (2009) found that STS

duration was 3.57 ± 1.69 seconds in hemiparetic subjects, while this duration was 2.88 ± 1.13 and 2.31 ± 0.63 seconds in the older healthy and young healthy groups respectively. Recently, Prudente et al. (2013) found a lower value of STS duration than previously reported, with a value of 1.99 seconds for a group of chronic hemiparetic patients, but this was still longer than that for asymptomatic older subjects.

In line with these studies, Faria et al. (2012) evaluated STS time during Timed Up and Go tests and found that hemiparetic patients were slower to perform this task than the healthy group, with a total time of 3.34 ± 4.86 seconds compared to 1.08 ± 0.22 seconds. Despite the variation in STS duration, which could be related to the difference in measurement instruments and level of disabilities, authors agreed that hemiparetic individuals required more time to execute STS. Otherwise, Duclos et al. (2008) studied the two phases of STS separately. The duration of the extension phase from seat-off to the beginning of a stable extension of the hips in standing position was 1.6 ± 0.6 seconds and hence, higher than the duration of the first phase from the beginning of STS to seat-off, which was of 1.1 ± 0.4 seconds (Duclos et al., 2008). These results were corroborated by Prudente et al. (2013), who demonstrated that chronic hemiparetic individuals spent 72.21% of the total movement time to execute the extension. This suggested that subjects with hemiparesis needed more time to stabilize their body during STS and especially during the extension phase (Prudente al. 2013; Camargos et al., 2009). Ultimately, the increase in STS duration could be an indicator of fall risk, as demonstrated by Cheng et al. (1998). In their study, hemiparetic subjects who had a history of fall required additional time to stabilize sway around CoM when rising and consequently took the longest time to perform STS, 4.32 seconds compared to 2.73 seconds and 1.88 seconds for non-fallers and healthy subjects respectively.

5. Rehabilitation strategies used to improve STS

In the first year post stroke, the percentage of patients able to rise independently increased from 53% to 83% and the improvement was most pronounced before the 12th week (Janssen et al., 2010). Many rehabilitation strategies are commonly used to help patients regain their ability to rise from a chair. They are usually deduced from researchers' and clinicians' current comprehension of STS task and aimed at reducing disabilities related to stroke and encouraging

normal movement patterns. Recently, Pollock et al. (2014) published a review of the effectiveness of the rehabilitation interventions that aimed either to improve STS ability or regain independence in this task. This review concluded with moderate quality evidence, considering the low number of subjects in the included studies, that rehabilitation may be effective at improving STS duration (Britton et al., 2008; Cheng et al., 2001) and the symmetry of WB (Britton et al., 2008; Malouin et al., 2009). According to Pollock et al. (2014), the only study (judged to be at high risk of bias) that assessed the effect of ability to execute STS independently (ability to stand twice without the use of arms) demonstrated a significant effect of an intervention based on extra STS practice 3 times a week for 45 minutes, compared to the control group who received only the usual intervention program (Barreca et al., 2004).

Since hemiparetic individuals spontaneously bear more weight on their unaffected limb, leading to learned non-use syndrome (Taub et al., 1993; Lee et al., 1998), an approach directing patients' attention and effort toward the affected limb should help them to reverse this tendency and achieve a symmetrical movement (Taub et al., 1993; Bohannon & Larkin, 1985). However, the study by Brière et al. (2013a) has revealed that patients are better at perceiving their WB than their knee efforts. Thus, the focus should be on asking the patients to increase the weight under the affected foot and not to increase their effort (Brière et al., 2013a). Placing the affected foot posterior to the unaffected foot will help increase the weight taken by the affected limb (Brunt et al., 2002; Roy et al., 2006; Lecours et al., 2008). This foot position should also increase the level of muscle activity of the tibialis anterior and quadriceps (Brunt et al., 2002).

Rising from sitting to standing was reported as one of the most frequent activities leading to fall events among people who have had a stroke (Nyberg & Gustafson, 1995; Hyndman et al., 2002). Cheng et al. (1998) reported a significant correlation between WB distribution and STS duration on one hand and the risk of falling on the other hand. Thus, an intervention program targeting improvements of these factors might reduce the risk of falls. An example of a program was reported by Cheng et al. (2001). In their study, the training group was instructed to use visual and auditory feedback in order to maintain symmetrical posture. Such feedback had already been demonstrated as being efficient in improving WB distribution (Engardt, 1994). The program also included a repetitive practice of rising from and sitting down on a chair during 20

minutes. The training was performed 5 days a week over a period of 3 weeks. Six months post training, the hemiparetic patients could rise from the chair more rapidly, with less asymmetrical WB distribution and with less CoP sway in both the mediolateral and anteroposterior directions.

A new rehabilitation approach for stroke patients was recently described (Guttman et al., 2012). This approach used the motor imagery practice, which refers to the mental rehearsal of motor acts in the absence of actual movement. After practicing STS mentally for 15 minutes, 3 times a week for 4 weeks, a group of 13 participants with chronic hemiparesis demonstrated significant decrease in STS duration. Besides its effectiveness, the benefits of this method are that it is safe, available and inexpensive (Guttman et al., 2012).

Most of the reviewed studies in this paper had assessed hemiparetic subjects who performed STS independently, without use of arms. The challenge for those who need assistance during this transfer is undoubtedly higher. For this reason, an assistive device is usually offered by clinicians early in rehabilitation. Hu et al. (2013) evaluated the effect of using a cane on STS performance. By putting the non-paretic hand on a regular cane, hemiparetic subjects demonstrated shorter movement time, greater knee extensor moment of paretic limb, and more symmetry of WB than those performing without a cane. Additionally, Burnfield et al. (2013) published the first study aiming to compare STS transfer assisted by a clinician and by a device using back belt and lift arms hooks. The authors concluded that the device-assisted transfer took nearly twice as long as clinician-assisted transfer. The device-assisted transfer was also associated with an absence of trunk forward flexion and a restrained ankle motion. However, encouragement from clinicians led to increased lower extremity activation level during the device-assisted STS. Despite the limited results with the device assistance, authors were convinced that technical changes in the device could improve its effectiveness and prevent work-related injuries in clinicians.

CONCLUSION

This literature review presented the most important factors that affect STS ability in hemiparetic individuals. However, further research is essential to enhance the understanding of this task. The effect of clinical impairments related to stroke, such as sensitivity, spasticity or neglect

could be elucidated. The effect of rehabilitation interventions also require more specific investigation. Ultimately, a better comprehension of STS might improve rehabilitation programs and allow better independence for hemiparetic individuals.

ACKNOWLEDGEMENTS

Amira Boukadida is supported by MSc scholarships from University de Montréal (School of Rehabilitation and Faculty of Graduate and Postdoctoral studies).

CONFLICT(S) OF INTEREST/DISCLOSURES

The authors declare there is no conflict of interest.

REFERENCES

- Ada, L., & Westwood, P. (1992). A kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke. *Aust J Physiother*, 38(2), 135-142.
- Adegoke, B. O., Olaniyi, O., & Akosile, C. O. (2012). Weight bearing asymmetry and functional ambulation performance in stroke survivors. *Glob J Health Sci*, 4(2), 87-94.
- Arcelus, A., Herry, C. L., Goubran, R. A., Knoefel, F., Sveistrup, H., & Bilodeau, M. (2009). Determination of sit-to-stand transfer duration using bed and floor pressure sequences. *IEEE Trans Biomed Eng*, 56(10), 2485-2492.
- Barreca, S., Sigouin, C., Lambert, C., & Ansley, B. (2004). Effects of Extra Training on the Ability of Stroke Survivors to Perform an Independent Sit-to-Stand: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 27(2), 59-64.
- Bohannon, R. W. (2007). Knee extension strength and body weight determine sit-to-stand independence after stroke. *Physiother Theory Pract*, 23(5), 291-297.
- Bohannon, R. W., & Larkin, P. A. (1985). Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther*, 65(9), 1323-1325.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 41(8), 1704-1708.

- Brière, A., Nadeau, S., Lauzière, S., & Gravel, D. (2013a). Perception of weight-bearing and effort distribution during sit-to-stand in individuals post-stroke. *Percept Mot Skills*, *117*(1), 1208-1223.
- Brière, A., Nadeau, S., Lauzière, S., Gravel, D., & Dehail, P. (2013b). Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis and healthy controls. *J Electromyogr Kinesiol*, *23*(2), 508-515.
- Britton, E., Harris, N., & Turton, A. (2008). An exploratory randomized controlled trial of assisted practice for improving sit-to-stand in stroke patients in the hospital setting. *Clin Rehabil*, *22*(5), 458-468.
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A., & Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, *83*(7), 924-929.
- Burnfield, J. M., McCrory, B., Shu, Y., Buster, T. W., Taylor, A. P., & Goldman, A. J. (2013). Comparative kinematic and electromyographic assessment of clinician- and device-assisted sit-to-stand transfers in patients with stroke. *Phys Ther*, *93*(10), 1331-1341.
- Camargos, A. C., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, *90*(2), 314-319.
- Cameron, D. M., Bohannon, R. W., Garrett, G. E., Owen, S. V., & Cameron, D. A. (2003). Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *18*(4), 332-340.
- Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., & Hong, W. H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, *83*(1), 10-16.
- Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y., & Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*, *79*(9), 1043-1046.
- Cheng, P. T., Wu, S. H., Liaw, M. Y., Wong, A. M., & Tang, F. T. (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch Phys Med Rehabil*, *82*(12), 1650-1654.
- de Haart, M., Geurts, A. C., Huidekoper, S. C., Fasotti, L., & van Limbeek, J. (2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*, *85*(6), 886-895.
- Duclos, C., Nadeau, S., & Lecours, J. (2008). Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, *22*(6), 715-722.

- Eng, J. J., & Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(8), 1138-1144.
- Engardt, M. (1994). Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 31, 1-57.
- Engardt, M., & Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med*, 24(2), 67-74.
- Faria, C. D., Teixeira-Salmela, L. F., Silva, E. B., & Nadeau, S. (2012). Expanded timed up and go test with subjects with stroke: reliability and comparisons with matched healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(6), 1034-1038.
- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008). Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture*, 28(1), 80-85.
- Goulart, F. R., & Valls-Sole, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol*, 110(9), 1634-1640.
- Guttman, A., Burstin, A., Brown, R., Bril, S., & Dickstein, R. (2012). Motor imagery practice for improving sit to stand and reaching to grasp in individuals with poststroke hemiparesis. *Top Stroke Rehabil*, 19(4), 306-319.
- Heart and Stroke Foundation of Canada. (2012, June 26, 2012). Stroke. Retrieved July 23, 2014, from <http://www.heartandstroke.qc.ca/site/c.pkI0L7MMJrE/b.3660197/k.358C/Statistics.htm#stroke>
- Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M., & Mauritz, K. H. (1994). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med*, 26(3), 161-166.
- 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. *J Neurophysiol*, 82(6), 3021-3029.
- Hu, P. T., Lin, K. H., Lu, T. W., Tang, P. F., Hu, M. H., & Lai, J. S. (2013). Effect of a cane on sit-to-stand transfer in subjects with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil*, 92(3), 191-202.
- Hyndman, D., Ashburn, A., & Stack, E. (2002). Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(2), 165-170.

- Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*, 82(9), 866-879.
- Janssen, W. G., Bussmann, J., Selles, R., Koudstaal, P., Ribbers, G., & Stam, H. (2010). Recovery of the sit-to-stand movement after stroke: a longitudinal cohort study. *Neurorehabil Neural Repair*, 24(8), 763-769.
- Jauch, E. C., Saver, J. L., Adams, H. P., Jr., Bruno, A., Connors, J. J., Demaerschalk, B. M., . . . Yonas, H. (2013). Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*, 44(3), 870-947.
- Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A., & Mollan, R. A. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(4), 236-245.
- Khemlani, M. M., Carr, J. H., & Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(4), 236-246.
- Lecours, J., Nadeau, S., Gravel, D., & Teixeira-Salmela, L. (2008). Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*, 40(3), 200-207.
- Lee, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Cheng, P. T., Chiou, W. K., & Lin, P. S. (1998). New quantitative and qualitative measures on functional mobility prediction for stroke patients. *J Med Eng Technol*, 22(1), 14-24.
- Malouin, F., Richards, C. L., Doyon, J., Desrosiers, J., & Belleville, S. (2004). Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. *Neurorehabil Neural Repair*, 18(2), 66-75.
- Malouin, F., Richards, C. L., Durand, A., & Doyon, J. (2009). Added value of mental practice combined with a small amount of physical practice on the relearning of rising and sitting post-stroke: a pilot study. *J Neurol Phys Ther*, 33(4), 195-202.
- Mazza, C., Stanhope, S. J., Taviani, A., & Cappozzo, A. (2006). Biomechanic modeling of sit-to-stand to upright posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(5), 635-641.
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2004). Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(10), 1619-1624.
- Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A., & Hirt, S. (1986). Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. *Phys Ther*, 66(11), 1708-1713.

- Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1995). Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*, 26(5), 838-842.
- Pollock, A., Baer, G., Campbell, P., Choo, P. L., Forster, A., Morris, J., . . . Langhorne, P. (2014). Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 4, Cd001920.
- Prudente, C., Rodrigues-de-Paula, F., & Faria, C. D. (2013). Lower limb muscle activation during the sit-to-stand task in subjects who have had a stroke. *Am J Phys Med Rehabil*, 92(8), 666-675.
- Riley, P. O., Krebs, D. E., & Popat, R. A. (1997). Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 5(4), 353-359.
- Roebroeck, M. E., Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 9(4), 235-244.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(6), 585-593.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Pottie, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(7), 795-804.
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*, 70(10), 638-648; discussion 648-651.
- Schenkman, M., Riley, P. O., & Pieper, C. (1996). Sit to stand from progressively lower seat heights -- alterations in angular velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(3), 153-158.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosens Mot Res*, 30(1), 48-55.
- Taub, E., Miller, N. E., Novack, T. A., Cook, E. W., 3rd, Fleming, W. C., Nepomuceno, C. S., . . . Crago, J. E. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(4), 347-354.
- Vander Linden, D. W., Brunt, D., & McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(6), 653-660.

- Yoshida, K., Iwakura, H., & Inoue, F. (1983). Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals. *Scand J Rehabil Med*, 15(3), 133-140.
- Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2014). Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. *Biomed Eng Online*, 13(1), 27.

2.4 La perception

2.4.1 Notions générales sur la perception

La perception est la représentation ou la traduction mentale des afférences transmises par les sensations alors que la sensation est un processus passif qui résulte de l'activation d'une classe spécifique d'organes et des mécanismes sensoriels (Bartley, 1970). Au quotidien, une personne utilise fréquemment la perception pour estimer le temps, l'espace, les dimensions, la douleur et autres. Intuitivement, on peut alors déduire que l'altération de la perception est susceptible de fausser le jugement (Fleming et al., 2013). La perception est un large domaine de recherche. Dans cette section, seuls les aspects de la perception jugés pertinents à la compréhension de ce travail sont abordés. La perception de la verticale et celle de différenciation des poids seront décrites en premier, puisqu'elles ont été utilisées lors de l'évaluation de nos sujets. Par la suite, la perception de l'effort sera abordée et finalement celle reliée à l'évaluation de la MEC.

2.4.2 Perception de la verticale

Le sens de la verticalité est défini comme étant l'aptitude de l'être humain à percevoir explicitement ou à représenter mentalement la direction de la verticale et à utiliser par la suite cette représentation pour orienter sa posture (Barra et al., 2010). Ce référentiel est construit et mis à jour grâce aux afférences visuelles, vestibulaires et somesthésiques incluant les récepteurs proprioceptifs, les mécanorécepteurs cutanés ainsi que les gravicepteurs internes (Mittelstaedt, 1998). Le thalamus postérolatéral et le cortex pariéto-insulaire seraient les zones cérébrales de son intégration (Perennou et al., 2014). Une personne en santé perçoit une ligne qu'on lui projette quasiment alignée avec la verticale (Barbieri et al., 2008). L'altération de l'une ou l'autre des afférences importantes pour établir le référentiel pourrait par conséquent induire une perception erronée de la verticale (Barbieri et al., 2008). À titre d'exemple, Barbieri et al. (2008) ont provoqué une perception déviée vers l'arrière de la verticale chez des personnes en santé à la suite de l'application de vibrations au niveau des tendons d'Achille dans le but de perturber la proprioception. Le système vestibulaire a aussi, un rôle important pour déterminer le sens de la verticalité comme démontré chez des personnes présentant des lésions vestibulaires unilatérales centrales (Barra & Pérennou, 2012). Cependant, son rôle proéminent, admis pendant plusieurs années, est actuellement revu vers la notion d'un modèle polymodal qui suppose

l'intégration des différentes afférences sensorielles (visuelles, vestibulaires et somesthésiques) pour construire le sens de la verticalité (Pérennou et al., 2014).

Au cours des dernières années, les chercheurs et cliniciens ont montré plus d'intérêt pour évaluer la perception de la verticale (ou la verticale subjective), dans le but d'expliquer les troubles posturaux observés chez les personnes ayant une hémiparésie à la suite d'un AVC. Trois modalités ont été décrites: visuelle, posturale et haptique ou tactile pour évaluer la perception de la verticale. Après un AVC, les résultats aux trois modalités peuvent être modifiés (Bonan, Derighetti, et al., 2006; Perennou et al., 1998; Perennou et al., 2008).

2.4.2.1 Perception de la verticale visuelle

Les afférences visuelles et vestibulaires jouent un rôle essentiel dans la perception de la verticale visuelle. Cette dernière est évaluée en demandant au patient d'estimer la position verticale d'une ligne tracée sur un mur par une source lumineuse. L'examineur fait varier la position de cette ligne verticale entre 30° et la verticale absolue alternativement à droite et à gauche (voir illustration chapitre méthodologie, page 51). Les personnes en santé sont habituellement capables de percevoir la ligne correctement à la verticale avec des erreurs de moins d'un degré (Mann, 1952). Plusieurs auteurs s'accordent néanmoins, à fixer le seuil pathologique entre deux et trois degrés de déviation par rapport à la verticale absolue (Brandt et al., 1994; Perennou et al., 2008; Yelnik et al., 2002). En utilisant ce test, une déviation latérale de la perception de la verticale vers le côté controlatéral à la lésion cérébrale a été observée chez 55 % des personnes après un AVC hémisphérique (Bonan, Derighetti, et al., 2006; Perennou et al., 2008). Une déviation ipsilatérale a aussi été observée chez 9% des personnes hémiparétiques sans égard aux types de lésion (Brandt et al., 1994; Perennou et al., 2008). Dans une autre étude, Bonan, Leman et al. (2006) ont montré une déviation moyenne de 5,3 degrés chez 60 % de sujets hémiparétiques évalués à 45 jours de l'AVC. Parmi eux, 39% se sont améliorés à trois mois avec une meilleure récupération pour les lésions hémisphériques gauches. L'héminégligence visuospatiale observée dans le cas d'une atteinte hémisphérique droite (qui est l'hémisphère non dominant chez la plupart des personnes) explique probablement cette différence d'amélioration notée par Bonan, Leman et al. (2006) (Yelnik et al., 2002). L'intérêt de la verticale visuelle demeure toutefois limité étant donné la faible corrélation entre l'importance de la déviation

mesurée et la sévérité des troubles posturaux (Bonan, Derighetti, et al., 2006; Karnath et al., 2000; Kerkhoff & Zoelch, 1998) indiquant que d'autres facteurs plus importants doivent être considérés pour rééduquer la diminution de l'équilibre.

2.4.2.2 Perception de la verticale posturale

La verticale posturale est le résultat des afférences proprioceptives. Elle a été étudiée principalement par Perennou et al. (2008) en plaçant des personnes hémiparétiques attachées à une roue expérimentale dont la position variait dans le plan médiolatéral entre 15 et 45 degrés à une vitesse de 1,5 degré par seconde. L'évaluation se faisait dans l'obscurité pour éliminer les afférences visuelles. Les sujets devaient alors juger en se basant sur leur perception, la position verticale de la roue en mentionnant à l'expérimentateur quand il croyait être dans cette position. Dans cette étude, les personnes saines percevaient la verticale posturale avec des erreurs de l'ordre de deux degrés, alors qu'une déviation latérale de l'ordre de $8,5 \pm 4,7$ degrés vers le côté controlatéral à la lésion a été observée chez 42 % des sujets hémiparétiques. Cette déviation était, en plus, fortement corrélée ($r=-0,71$) avec la sévérité de la latéropulsion (Perennou et al., 2008); qui est une déviation latérale active vers le côté controlatéral à la lésion cérébrale lors du maintien d'une posture comme la station assise ou debout (Perennou et al., 2014). La latéropulsion s'expliquerait ainsi par une perception erronée de la verticale, sur laquelle les personnes hémiparétiques se basent pour contrôler leur posture (Perennou et al., 2014). Comme la verticale visuelle, la perception de la verticale posturale était aussi plus perturbée chez les personnes avec une atteinte hémisphérique cérébrale droite (par rapport à la gauche), ce qui suggère encore une fois le rôle de cet hémisphère dans le sens d'orientation du corps dans l'espace (Perennou et al., 2008).

2.4.2.3 Perception de la verticale haptique

La verticale haptique ou tactile est évaluée en demandant au sujet dans une salle sombre, de changer la position d'une barre avec les mains pour la ramener à la verticale (Bauermeister et al., 1964; Bronstein et al., 2003; Gentaz et al., 2002). Son intérêt serait toutefois limité étant donné que les troubles de la verticalité sont le plus souvent expliqués par l'association des troubles visuels avec les troubles posturaux plus que les troubles haptiques (Perennou et al., 2008). Son utilisation demeure néanmoins, intéressante lorsque la verticale posturale ne peut

être testée (Perennou et al., 2014). Chez les personnes ayant une hémiparésie consécutive à une atteinte hémisphérique cérébrale, 26 % avaient une perception erronée de cette verticale. La déviation était vers le côté controlésionnel et les erreurs étaient plus importantes chez ces personnes par rapport à un groupe contrôle, $7,8 \pm 2,8$ degrés et 4,5 degrés, respectivement (Perennou et al., 2008).

2.4.3 Perception de poids

Pour soulever un objet, une personne doit d'abord estimer son poids afin de prévoir la force motrice qu'elle doit fournir. Les propriétés physiques de l'objet telles que sa grandeur, sa forme, sa texture et même sa couleur sont des éléments décisifs pour adapter cette force (Buckingham, 2014). À partir de ces indices, des mécanismes de contrôle stockés dans la mémoire sensorimotrice et acquis lors des expériences antérieures de soulèvement d'objets similaires, vont orienter la personne dans cette estimation (Johansson & Cole, 1992). Le cortex pariétal inférieur droit, le cervelet et le cortex moteur seraient les régions cérébrales responsables de l'intégration de ces mécanismes et permettraient ainsi de prédire le poids de l'objet à soulever (Jenmalm et al., 2006). Après une lésion cérébrale, cette capacité pourrait par conséquent être atteinte et s'exprimer par une incapacité à différencier entre des objets de poids différents (Maschke et al., 2006; Gandevia & McCloskey, 1977b). Dans le présent projet, la différenciation de poids de mêmes caractéristiques mais de masses différentes sera évaluée (section Méthodologie).

2.4.4 Perception de la force

La perception de la force peut être définie comme « La capacité à prendre conscience et à interpréter les informations relatives à la force produite » (Bertrand, 2004) et elle est construite à partir de deux principaux mécanismes qui sont le sens de l'effort et le sens de tension :

1) Le sens de l'effort qui provient d'une copie éfférente de la commande motrice volontaire vers le cortex sensoriel (McCloskey et al., 1974) et est décrit comme une décharge corollaire (Sperry, 1950). Ce sens serait le plus déterminant pour la perception de force (Carson et al., 2002; Gandevia & McCloskey, 1977a).

2) Le sens de tension qui provient des sensations d'origine périphérique véhiculées à partir des récepteurs cutanés, musculaires, articulaires et ligamentaires (Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977).

Pour évaluer la perception de la force, les principales méthodes utilisées sont l'appariement bilatéral, la production d'une force demandée et l'estimation sur une échelle de cotation.

2.4.4.1 Appariement bilatéral

Cette évaluation consiste à demander au sujet d'apparier la force produite par un groupe musculaire d'un côté (membre de référence) avec le même groupe musculaire de l'autre côté du corps (membre apparié) (Bertrand et al., 2004). En utilisant ce test, il a été démontré que les personnes saines étaient capables de reproduire une force absolue quasi similaire avec les membres supérieurs (Carson et al., 2002). Par contre, quand le membre apparié était affaibli par une fatigue unilatérale, les mêmes personnes produisaient moins de force avec ce membre (Carson et al., 2002; Proske et al., 2004). La capacité à produire une force symétrique est aussi nécessaire aux membres inférieurs dans les activités les plus simples de la vie quotidienne telles que se mettre debout ou se lever d'une chaise. Chez la personne saine, une force asymétrique a été montrée aux membres inférieurs lors d'une contraction volontaire bilatérale telle qu'un saut vertical en bipodal et cela même si les caractéristiques anthropométriques des membres inférieurs sont équivalentes (Bobbert et al., 2006; Lawson et al., 2006). Pour vérifier si la perception de l'effort est à l'origine de cette asymétrie, Simon et Ferris (2008) ont évalué des personnes saines lors d'une tâche d'extension bilatérale des membres inférieurs (en décubitus dorsal, le sujet pousse contre une plaque avec les deux pieds en même temps). Les sujets qui présentaient une asymétrie de plus de 10% entre les membres inférieurs ont été retenus pour continuer l'étude. On leur a alors demandé de produire successivement une force équivalente à 20%, 40% et 60 % de la force maximale produite par le membre inférieur le plus faible. Les essais étaient d'abord effectués avec le membre le plus fort (membre de référence) et un feedback visuel était fourni quand la cible de la force demandée était atteinte. Ensuite, on leur demandait de produire la même force avec l'autre membre (membre apparié). La force produite par le membre apparié était inférieure à celle demandée. Par contre, les pourcentages de la force normalisée par rapport à la force maximale de chaque membre étaient équivalents. Ces résultats suggèrent un rôle de la perception d'effort et donc l'origine centrale dans la production de force.

Les travaux de Bertrand et al. (2004) ont montré que les sujets hémiparétiques se basaient aussi sur la perception d'effort pour produire une force. Ainsi, la force produite par le membre supérieur parétique était surestimée de sorte que la force du côté sain (coté apparié) était plus élevée que celle du côté parétique. Cette surestimation résulterait d'une augmentation de la commande motrice centrale afin de compenser la perte de signal moteur au niveau des muscles parétiques (Bertrand et al., 2004). L'ensemble de ces résultats suggèrent que la réadaptation des personnes à la suite d'un AVC doit, en plus des exercices de renforcement, prendre en considération l'amélioration de la perception d'effort afin d'obtenir une meilleure récupération (Simon et al., 2007).

2.4.4.2 Production d'une force demandée

Cette évaluation consiste à demander aux sujets de produire un certain pourcentage de force musculaire ou de produire une force correspondant à un chiffre sur une échelle de cotation préalablement expliquée. Comparativement à l'appariement bilatéral, cette méthode a été peu utilisée (Jones & Hunter, 1983; Cooper et al., 1979; Eisler, 1962; Lauzière et al., 2012). Dans l'étude de Jones et Hunter (1983), les auteurs avaient demandé à des participants sains de produire des contractions isométriques des fléchisseurs du majeur à des niveaux différents sur une échelle croissante de 0 à 10 en fonction de leur force maximale (0 correspond à un état de repos et 10 à leur force maximale). Les résultats étaient en faveur d'une surestimation de la force musculaire produite pour la plupart des niveaux de force (Jones & Hunter., 1983) mais davantage pour les niveaux élevés de force. Plus récemment, Lauzière et al. (2012) ont évalué la perception de force en demandant à des sujets sains (jeunes et âgés) de produire des contractions statiques des extenseurs des genoux à différents pourcentages de leur force maximale (soit 40%, 50%, 60% et 70%). L'association entre la force produite et celle demandée verbalement était faible pour les sujets jeunes ($CCI = 0,197$) et âgés ($CCI = 0,257$) avec des forces produites inférieures à celles demandées (12,5% de moins). Par contre, lorsque les niveaux d'efforts devaient être jugés à partir d'une cible représentant différentes intensités à atteindre, les sujets des deux groupes montraient une bonne corrélation entre les forces estimées et celles imposées ($CCIs = 0,658$ et $0,661$, respectivement pour les jeunes et les personnes âgées). Les résultats de Lauzière et al. (2012) suggèrent, comme les études précédentes, une perception dans le sens d'une surestimation de la force.

2.4.4.3 Échelles de cotation de la perception de l'effort

L'échelle d'estimation de l'effort la plus connue est celle de Borg (Borg, 1982). Il s'agit d'une échelle de 12 niveaux allant de 0 (pas d'effort) à 10 (effort presque maximal). Cette échelle permet d'évaluer un effort global. Elle ne permet pas de connaître la répartition de l'effort à moins d'utiliser l'échelle d'un côté et de l'autre côté par la suite. Lauzière et al. (2012) ainsi que Brière et al. (2013a) ont développé une échelle intéressante inspirée de l'échelle visuelle analogue (EVA) de la douleur. Dans leur étude, où des sujets sains (jeunes et âgés) ont exécuté une tâche de contraction statique des muscles extenseurs des genoux à différents niveaux de force, Lauzière et al. (2012) ont demandé à leurs sujets d'estimer la force qu'ils avaient produite sur une EVA, dont l'extrême gauche correspondait à l'absence de force produite (0%) et l'extrême droite correspondait à une force maximale (100%). Les résultats de cette étude étaient en faveur d'une bonne association entre la force produite et celle cotée sur l'EVA avec des CCI à 0,658 pour les sujets jeunes et de 0,661 pour les sujets âgés. Les erreurs étaient en moyenne de l'ordre de 6,25% dans le sens d'une surestimation de la force produite (Lauzière et al., 2012).

En ce qui concerne, les personnes hémiparétiques, Brière et al. (2013a) ont évalué la perception d'effort lors de l'exécution du PAD. Durant cette tâche, l'effort fourni par les extenseurs des genoux a été quantifié grâce à des électrodes d'électromyogramme (EMG) installées au niveau du vaste médial, du vaste latéral et du rectus femoris. Le signal EMG était exprimé par rapport à l'EMG maximal obtenu lors d'une contraction isométrique maximale du genou. La perception de l'effort a été évaluée sur une EVA dont l'extrême gauche correspondait à 100% d'effort au niveau du genou gauche et l'extrême droite correspondait à 100% de l'effort au niveau du genou droit. Le milieu de l'échelle correspondait à un effort équivalent (50% - 50%) entre les deux côtés. Après chaque essai de PAD, les participants devaient estimer et coter sur l'EVA l'effort qu'ils avaient fourni par les extenseurs des genoux. Les résultats de cette étude étaient en faveur d'une faible association entre l'effort réel fourni et la cotation sur l'EVA (CCI) = 0.061, $p = 0.299$) avec des erreurs dans le sens d'une surestimation de l'effort au membre inférieur parétique.

2.4.5 Perception de la répartition d'appui

La perception de la répartition d'appui a été étudiée chez les sujets hémiparétiques lors de la station debout (Bohannon et al., 1991) et plus récemment lors du PAD (Brière et al., 2010; Engardt et al., 1992 ; Brière et al., 2013a). La section suivante expose et compare les principales méthodes d'évaluation ainsi que les résultats de la perception de la répartition d'appui chez les personnes saines et les personnes hémiparétiques.

2.4.5.1 Variation de la MEC sur demande

Cette évaluation consiste à demander aux sujets, lorsqu'ils exécutent de tâches fonctionnelles, de produire une répartition de poids selon une cible fixée à l'avance. Les erreurs éventuelles de perception sont calculées en faisant la différence entre la répartition d'appui produite par le sujet et celle de la cible. Schaefer et Bohannon (1990) ont utilisé cette approche pour étudier, chez des sujets sains, la capacité à produire d'un côté du corps une MEC équivalente à 25%, 50% et 75% de leur poids total. Des erreurs absolues de 9.2 % (± 6.6), 8.0 % (± 6) et 18.5% (± 9.7) ont été observées respectivement pour les cibles sus mentionnées. En appui bipodal, des erreurs absolues de perception ont également été démontrées (Bohannon et al., 1989). Ces erreurs étaient de l'ordre de 7.3% ($\pm 4.7\%$), 3.3 % ($\pm 3.7\%$) et 7.7% ($\pm 4.8\%$) respectivement pour les cibles de 25%, 50% et 75% de MEC unilatérale relativement au poids total des sujets. Le même protocole a été repris avec des personnes hémiparétiques par Bohannon et Tinti-Wald (1991). Ce groupe d'auteurs ont conclu à des erreurs de perception lors de la station debout en appui bipodal encore plus élevées que les personnes saines. Ainsi les cibles à 25 %, 50% et 75% du poids total ont été reproduites avec des erreurs absolues de 9.6 % ($\pm 7.0\%$), 5.2% ($\pm 4.0\%$) et 9.8% ($\pm 4.0\%$) respectivement. Ce qui représente 2 à 3% plus d'erreurs que les sujets sains.

2.4.5.2 L'échelle visuelle analogue

Lauzière et al. (2010) ont étudié la perception de répartition d'appui des personnes saines (jeunes et âgées) lors du PAD. Pour cela, ils ont demandé aux participants d'effectuer le PAD selon des niveaux de MEC différents (30%, 40%, 50%, 60% et 70%) sur le côté droit du corps. Ces niveaux imposés étaient présentés par une rétroaction visuelle (curseur sur un écran montrant une cible inconnue à atteindre) ou une consigne verbale (on demande verbalement au sujet de mettre un pourcentage donné de poids sous le pied droit; ex. 60%). Après les essais de feedback

visuel, les participants devaient coter leur perception de MEC sur une EVA (cette échelle est celle utilisée dans le présent travail et est illustrée dans la section méthodologie, page 55). L'extrême gauche indique une MEC de 100% sur le membre inférieur gauche et l'extrême droite, une MEC de 100% sur le membre inférieur droit. Le milieu de l'échelle indique 50% - 50% pour un appui égal entre les membres inférieurs. Les erreurs absolues de perception ont été calculées en faisant la différence entre la MEC réelle enregistrée par des plateformes de force (au niveau du siège et sous les pieds) et celle cotée sur l'EVA pour la condition de feedback visuel. Pour la condition de consignes verbales, la MEC produite a été comparée à celle demandée. Pour les deux conditions, les sujets sains ont réussi à percevoir correctement leur MEC. Pour la condition avec feedback visuel, les erreurs absolues étaient entre 5.2 et 9.4% alors qu'elles étaient entre 2.9% et 7.3% après instruction verbale. De plus, les CCI entre la MEC enregistrée et la perception étaient à 0.79 et 0.85 pour les deux conditions, ce qui confirme une perception correcte de la répartition d'appui lors du PAD chez les personnes saines.

Chez les personnes hémiparétiques, Engardt et Olsson (1992) ont utilisé une EVA de 100 mm pour évaluer la perception d'appui lors du passage de la station assise vers la station debout. L'extrémité de l'échelle à 100 mm correspondait à une distribution symétrique du poids entre les membres inférieurs alors que l'autre extrémité indiquait une distribution asymétrique. Une faible corrélation de Spearman ($p=0.36$) a été observée entre la MEC réelle enregistrée par des plateformes de force et celle cotée par les personnes hémiparétiques, ce qui indique une perception erronée de la MEC par des personnes avec une hémiparésie. Néanmoins, les auteurs n'excluaient pas la possibilité d'une mauvaise compréhension de l'échelle par les participants. Plus récemment, Brière et al. (2010) ont évalué la perception de la répartition d'appui des personnes hémiparétiques lors du PAD (Brière et al., 2010) en utilisant la même EVA précédemment décrite dans l'étude de Lauzière et al. (2010). Les sujets de cette étude avaient des erreurs de perception plus élevées que les personnes saines. Ceci était montré par des CCI faibles à modérés entre la MEC réelle enregistrée par les plateformes et la perception avec des valeurs allant de 0,199 à 0,393. Les erreurs étaient influencées par la position de pieds lors de la tâche : la corrélation entre la MEC réelle et la perception étant légèrement meilleure lorsqu'un placement symétrique était imposé (CCI = 0,393) par rapport au placement spontané (0,199). L'explication avancée par les auteurs pour expliquer ces faibles coefficients était que les

personnes hémiparétiques cotaient leur perception d'effort au lieu de leur répartition d'appui. Toutefois, cette hypothèse n'a pas été vérifiée que partiellement dans les études subséquentes du même groupe d'auteurs. En effet, ces auteurs (Brière et al., 2013b) ont montré qu'un groupe de sujets hémiparétiques ayant une faiblesse musculaire sévère des extenseurs du genou, présentait un niveau d'effort similaire aux membres inférieurs (mesuré par le ratio d'utilisation musculaire électromyographique) (Hebert et al., 1995) alors que leur répartition d'appui était très asymétrique (Brière et al., 2013b). Ces résultats suggéraient que la référence de performance serait l'égalité d'effort entre les deux membres inférieurs. Toutefois, lorsqu'ils ont demandé à leurs participants de juger leur niveau d'effort et qu'ils ont comparé ces résultats au jugement de MEC, ils ont trouvé que la perception de la répartition d'appui des personnes hémiparétiques était meilleure que celle de l'effort avec des CCI de 0.358 comparativement à 0.061. Aussi, même s'ils étaient moins précis que les sujets en santé, les sujets hémiparétiques réussissaient à grader un effort plus important d'un effort moindre (Brière et al., 2013a).

2.4.5.3 Facteurs influençant la perception de la répartition d'appui

La perception de la répartition d'appui est un phénomène qui a été peu étudié. De ce fait, on dispose de peu de données pour expliquer son mécanisme ou les facteurs qui sont susceptibles de l'influencer. Parmi les rares études, Bohannon et al. (1989) ont étudié l'effet de l'âge, le genre et la dominance des membres inférieurs chez les sujets sains mais aucun de ces facteurs n'était corrélé avec les erreurs de perception. De même, la force musculaire aux genoux n'était pas significativement corrélée avec la perception de la répartition d'appui des personnes hémiparétiques (Brière et al., 2010). Par contre, il semble que la valeur de MEC demandée pourrait avoir un effet sur la perception vu que la cible à 50% était atteinte de façon précise par les personnes hémiparétiques en station debout bipodal (Bohannon & Tinti-Wald, 1991) et lors du PAD chez les sujets sains (Lauzière et al., 2010).

En somme, cette recension des écrits a permis de mettre en évidence différents aspects de la répartition d'appui et sa perception lors de la station debout et lors du PAD chez les sujets hémiparétiques tout en faisant la comparaison avec les sujets sains. Les déficits et les incapacités observés à la suite d'un AVC ont été également revus et les liens connus avec la répartition d'appui ont été discutés. À la lumière des observations, il semble qu'aucune étude n'a tenté de

suivre l'évolution de la MEC et de la perception de celle-ci au cours de la RFI. Il semble donc pertinent de documenter cet aspect et de tenter d'expliquer les facteurs susceptibles d'influencer la perception de la répartition d'appui et l'asymétrie de MEC chez des personnes hémiparétiques comme le vise cette étude.

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE

Le présent chapitre exposera la méthodologie de l'étude. Les différentes sections décriront les participants, les instruments de mesure, la procédure des collectes de données incluant l'évaluation clinique et en laboratoire, l'analyse des données et finalement, les analyses statistiques permettant de vérifier les hypothèses.

3.1 Approbations liées à la réalisation du projet

Le projet a reçu l'approbation du comité d'éthique des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR). Les formulaires de consentement en français et en anglais sont présentés en Annexe (Annexes 1 et 2, respectivement). Le certificat d'éthique est présenté à l'annexe 3. Le projet a eu également l'accord du comité de convenance de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM). L'étude s'est déroulée au laboratoire de pathokinésiologie situé au 4^e étage de l'IRGLM.

3.2 Population à l'étude

Le projet s'adressait aux personnes atteintes d'une hémiparésie à la suite d'un AVC, hospitalisées pour RFI dans le programme neurologie de l'IRGLM. Elles devaient satisfaire aux critères d'éligibilité décrits aux sections suivantes.

3.2.1 Critères d'inclusion

Les personnes incluses 1) avaient un âge supérieur à 18 ans, 2) étaient hospitalisées pour leur premier AVC ischémique ou hémorragique survenu dans le territoire de l'artère cérébrale moyenne ou antérieure et 3) étaient capables de se tenir debout sans aide et en sécurité pendant au moins 10 secondes. Elles devaient consentir par écrit à participer à l'étude après avoir été informées sur le projet.

3.2.2 Critères d'exclusion

Les personnes étaient exclues de l'étude si elles avaient 1) un AVC ischémique ou hémorragique dans le territoire de l'artère cérébrale postérieure ou le territoire vertébro-basilaire, 2) avaient des séquelles susceptibles, par leur gravité, de perturber la collecte des données telles qu'une aphasie ou des troubles cognitifs ainsi que des troubles visuels ou un syndrome d'héminégligence, 3) avaient un antécédent de problème orthopédique, rhumatologique ou musculaire influençant leurs activités locomotrices avant la survenue de l'AVC, 4) avaient une affection grave (néoplasie, infection systémique, etc.) entraînant une altération de l'état général et enfin 5) avaient des douleurs aux membres inférieurs, quelle qu'en soit l'origine, pouvant influencer la perception de MEC.

3.2.3 Recrutement

Le recrutement a été réalisé entre septembre 2012 et juin 2014 avec une période d'interruption de décembre 2012 à mai 2013. Les participants recrutés étaient hospitalisés au programme neurologie de l'IRGLM pour une RFI. L'accès à ce programme est habituellement réservé aux patients référés d'une unité de soins aigus, ayant des déficiences survenues à la suite d'un AVC et capables de tolérer des interventions thérapeutiques intensives quotidiennes (Gagnon et al., 2006). Selon Gagnon et al. (2006), le délai moyen habituel entre l'admission à une RFI et la survenue de l'AVC est de $31,0 \pm 181$ jours et la durée du séjour est de $50,8 \pm 24,4$ jours. Le programme de réadaptation à l'IRGLM suit les recommandations canadiennes et les interventions, en particulier celles de la physiothérapie et l'ergothérapie, sont habituellement débutées dans les 24 heures après l'admission (Gagnon et al., 2006). Aucune intervention particulière ou supplémentaire, par rapport aux protocoles habituels, n'a été proposée pour cette étude.

Les participants potentiels à l'étude ont tout d'abord été identifiés par leur physiothérapeute traitant qui obtenait l'autorisation du patient à ce qu'un membre de l'équipe de recherche le rencontre. Par la suite, une rencontre était planifiée pour expliquer la nature et les objectifs de l'étude et vérifier les critères d'éligibilité. Les personnes informées et intéressées à participer ont alors été invitées à signer le formulaire de consentement après avoir eu suffisamment de temps pour en prendre connaissance.

3.3 Procédure de collecte des données

Comme mentionné ci-haut, la collecte des données pour cette étude a été réalisée auprès des participants hospitalisés à l'IRGLM. Bien que le protocole initial prévoyait des évaluations des participants à quatre reprises espacées d'un intervalle moyen de 10 jours (Figure 3.1), les évaluations ont plutôt été planifiées de façon à ne pas interférer avec les activités de rééducation quotidiennes des participants. Ainsi, la première évaluation était réalisée aussitôt que le participant, référé par un membre de l'équipe de neurologie, avait donné son consentement. Par la suite, selon la durée de séjour du participant, une à trois autres évaluations étaient réalisées espacées d'un intervalle d'environ 10 jours. Chaque évaluation durait une heure. La Figure 3.1 représente les différents temps d'évaluation : T1, T2 et T3 respectivement pour l'évaluation initiale à l'admission, la (ou les) évaluation(s) intermédiaire(s) et l'évaluation finale au congé.

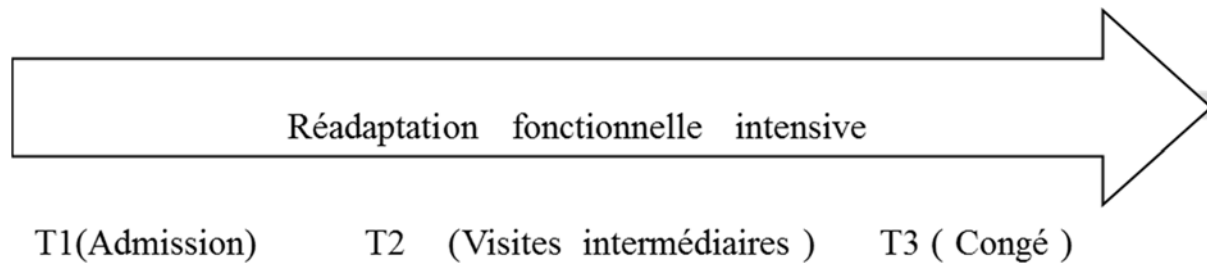


Figure 3.1: Périodes d'évaluation en RFI

3.3.1 Évaluation clinique

3.3.1.1 Tests cliniques

Suite à la signature du formulaire de consentement, le dossier médical était revu afin de vérifier les critères d'éligibilité des participants (troubles visuels ou cognitifs sévères par exemple). Par la suite, les données relatives à la date de survenue, le type et le territoire de l'AVC, étaient relevées. La sensibilité du membre inférieur parétique a été testée au toucher léger, aux vibrations avec un diapason 128 Hz (Bonan et al., 2013) et avec le sens de position du gros orteil qui est considéré comme représentatif des articulations proximales (Gilman, 2002). Le tonus musculaire coté sur l'échelle modifiée d'Ashworth (Bohannon & Smith, 1987) était aussi un des éléments nécessaires pour décrire les caractéristiques cliniques des participants. L'absence de

douleurs aux membres inférieurs a été vérifiée avec l'EVA de la douleur sur 10 cm (Huskisson, 1974).

La fonction motrice et le niveau d'incapacités des participants ont été évalués par le Chedoke-McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993). L'échelle de Berg (Berg et al., 1995), le Timed Get Up And Go Test (TUG) (Podsiadlo & Richardson, 1991) et le test de marche sur 10 mètres (Salbach et al., 2001) ont été utilisés pour quantifier respectivement l'équilibre, la mobilité fonctionnelle et la performance de marche. Ces tests étaient réalisés par les cliniciens physiothérapeutes et ergothérapeutes traitants. Ces évaluations sont standardisées et les tests sont revus périodiquement par l'équipe afin de s'assurer de ce standard.

3.3.1.2 Force des extenseurs des genoux

Dans le cadre du suivi habituel en rééducation à l'IRGLM, la force musculaire aux membres inférieurs est évaluée par le bilan musculaire manuel (Hislop & Montgomery, 2007). Afin d'avoir une donnée plus objective de la force des extenseurs du genou parétique et sain, la force musculaire a été évaluée au laboratoire avec un dynamomètre Biodex (Biodex Medical Systems, New York, USA) (Figure 3.2). Cette mesure est valide et fidèle chez cette clientèle (Flansbjerg et al., 2005) et chez des sujets sains (Zawadzki et al., 2010; Taylor et al., 1991).

Le protocole utilisé était le même que celui utilisé par Roy et al. (2007) et Brière et al. (2010). Le participant était installé en position assise, hanches et genoux fléchis. Le centre de rotation du dynamomètre était aligné avec l'axe articulaire de flexion/extension du genou en utilisant comme référence l'épicondyle fémoral externe du genou à évaluer et en oscillant la jambe pour s'assurer de l'exactitude de l'alignement. L'appui de l'appareil était situé distalement sur la jambe testée. La cuisse et le bassin étaient stabilisés par des courroies pour minimiser les mouvements compensatoires. La force maximale statique des extenseurs était ainsi évaluée à 60 degrés de flexion du genou en demandant au sujet de pousser en extension avec une force volontaire maximale lors d'un seul essai. Cette force a été exprimée en Newton-mètre. L'angle de 60 degrés a été préféré car il est près de l'angle observé au « seat-off » lors du PAD (Roy et al., 2007). Le « seat-off » marque aussi le début de la quantité de mouvement verticale du tronc. Le genou passe graduellement d'une vélocité angulaire faible à une vélocité maximale qui sera

atteinte au milieu du mouvement d'extension du genou (Schenkman et al., 1990). Considérant la basse vitesse angulaire au genou au « seat-off », nous avons opté pour une contraction isométrique des muscles extenseurs du genou. Ce choix est d'autant plus justifié puisque les modes isocinétique et isométrique sont hautement corrélés lorsque la vitesse est faible (Knapik et al., 1983). Enfin, étant donné que l'évaluation en mode isométrique est moins complexe pour le sujet que le mode isocinétique où le sujet doit couplé son effort avec l'appareil Biodex, ce choix méthodologique a permis de réduire le temps d'évaluation.



Figure 3.2 : Évaluation de la force maximale statique des extenseurs du genou avec le dynamomètre Biodex

3.3.1.3 Test de différenciation des poids

Pour évaluer la perception générale, un test de différenciation des poids réalisé avec les membres supérieurs (parétique et non parétique) a été réalisé. Il s'agit d'un test développé au laboratoire de pathokinésiologie qui comporte quatre cylindres métalliques de formes identiques mais de pesanteurs différentes : 100, 200, 250 et 300 grammes (Figure 3.3). Les poids sont présentés aux participants dans un ordre aléatoire (Brière et al., 2013a). Ceux-ci devaient ordonner les cylindres en ordre croissant de poids. Ce test se faisait avec un seul essai d'abord avec la main saine puis avec la main parétique lorsque les capacités fonctionnelles du participant le permettaient.

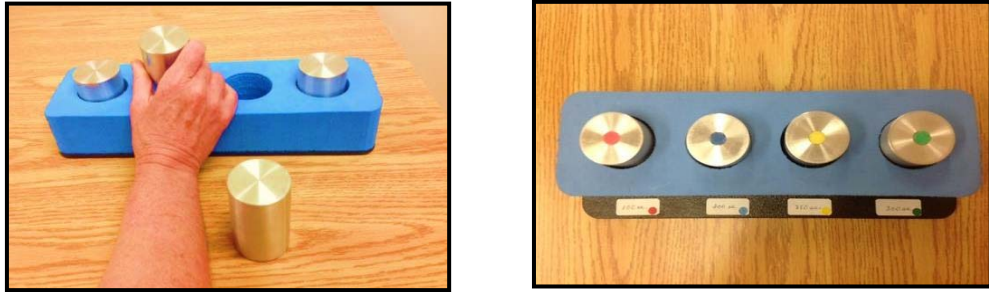


Figure 3.3 : Test de différenciation des poids

3.3.1.4 Test de la verticale subjective

Le test de la verticale subjective est un test qui permet une évaluation de la perception visuelle (Perennou et al., 2014). Ce test consiste à présenter au participant une ligne rouge lumineuse tracée sur un mur par une source de rayons laser (Figure 3.4). Dans un local sombre, la ligne était déplacée d'une position de départ déviée à droite de 30 degrés par rapport à la verticale vers une position alignée avec la verticale. Le participant qui observait la ligne devait indiquer le moment où il percevait la ligne verticale. Le test, effectué d'abord pour le côté droit, était refait à trois reprises pour chaque côté. Il était jugé pathologique si la moyenne des trois essais était supérieure à deux degrés par rapport à la verticale absolue (Brandt et al., 1994; Perennou et al., 2008; Yelnik et al., 2002).

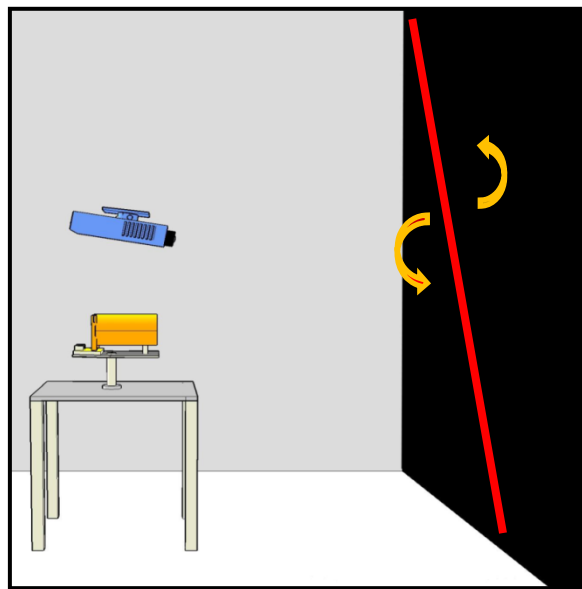


Figure 3.4 : Test de la verticale visuelle subjective effectué dans une pièce noire
Adapté de Bonan (2011).

3.3.2 Évaluation de la répartition d'appui

La répartition d'appui a été évaluée pour la station debout et lors du PAD. Pour la première tâche, la composante verticale des forces d'appui au sol a été enregistrée grâce à deux plaques de forces AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA) (OR6-7-1000) installées sous chacun des pieds et ayant une capacité de force verticale de 2,2 KN chacune (Figure 3.5). Lors de l'exécution du PAD, le sujet était installé sur une chaise sans dossier instrumentée qui permettait l'enregistrement des forces verticales d'appui tout au long de la tâche (Nadeau et al., 2008). Ces forces étaient détectées grâce à deux surfaces en aluminium intégrées à l'assise, une pour chacune des cuisses. Chacune des surfaces est composée de deux plateformes de force AMTI (MC3A-3-250) ayant une capacité de 1,1 KN dans l'axe vertical (Figure 3.5). De plus, des appuis mains instrumentés étaient installés latéralement de part et d'autre de l'assise (Figure 3.5). Les participants qui étaient incapables de se lever sans l'aide des mains pouvaient utiliser une ou l'autre de ces barres pour se lever et s'asseoir. Ainsi, il était possible de mesurer les forces de réaction verticales fournies par les membres supérieurs au moment de se lever de la chaise. Une plateforme AMTI (ORG-5-1000) était installée sous la barre d'appui gauche. Sa capacité maximale était de 2,2 KN selon l'axe vertical. Une autre plateforme de type AMTI (MC3-6-500) ayant une capacité de 2,2 KN était installée au niveau de la barre d'appui droite. Tout le système était fixé au sol grâce à des vis afin de rigidifier le système et d'empêcher les déplacements des différentes composantes de la chaise lors de l'exécution du PAD. Un système manuel permettait de varier la hauteur de la chaise entre 39 et 77 centimètres. Une fois la hauteur de la chaise ajustée, l'assise était fixée grâce à un système de blocage manuel. Durant la collecte, l'acquisition des plateformes se faisait avec une fréquence de 600 Hz à l'aide d'un programme Labview. Les temps d'acquisition étaient de 10 secondes pour la station debout et de 30 secondes pour le PAD.

La répartition d'appui a été testée pour la station debout et le PAD à chaque évaluation. L'ordre d'exécution des tâches était alterné entre les participants. Durant une séance d'évaluation, le participant devait se tenir debout sans aide technique ou humaine pendant 10 secondes avec une position spontanée (Dsp) des pieds puis dans un deuxième temps avec un placement symétrique des pieds (Dsym). La position symétrique des pieds était imposée par un gabarit qui plaçait les deux pieds à une distance de 11 cm entre le bord interne des talons. Par la suite, le participant

devait effectuer la tâche du PAD. La hauteur de l'assise de la chaise instrumentée était fixée pour tous les participants à une hauteur correspondant à 100% de la longueur de la jambe (soit la distance entre le condyle fémoral latéral et le sol). La profondeur de l'assise correspondait à 50% de la distance entre le condyle fémoral latéral et le grand trochanter. Le participant pouvait exécuter la tâche avec ou sans l'aide des membres supérieurs en fonction de ses capacités (Figure 3.5). Il réalisait deux conditions : position spontanée des pieds (PADsp) puis avec un placement symétrique des pieds à 15° de flexion dorsale des chevilles (PADsym).

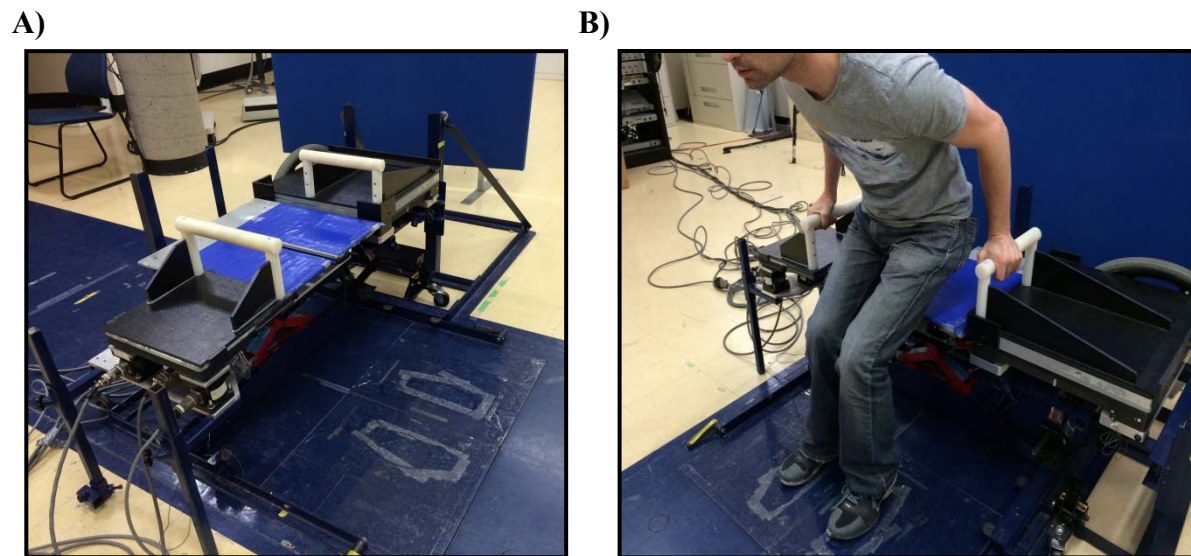


Figure 3.5 : A) Set up expérimental utilisé pour évaluer le PAD
B) PAD exécuté avec l'aide des appuis mains instrumentés

Au total, six essais étaient effectués pour chaque tâche dont trois pour chaque condition de pieds (Figure 3.6). A chaque essai, l'évaluateur prenait note de la position exacte des pieds du participant sur les plaques de force et de sa position sur le siège en traçant leurs positions respectives sur des feuilles autocollantes fixées sur les plateformes de force. Ce repérage permettait de reproduire la même position de pieds à chaque essai.

À la fin des essais spontanés et symétriques de chaque tâche, un essai supplémentaire était effectué en rajoutant une consigne verbale (Figure 3.6) par laquelle il était demandé au participant de refaire la tâche en tentant d'obtenir la meilleure symétrie d'appui possible. Pendant cet essai, on enregistrerait les données de force des participants de chaque côté avec les plateformes de force.

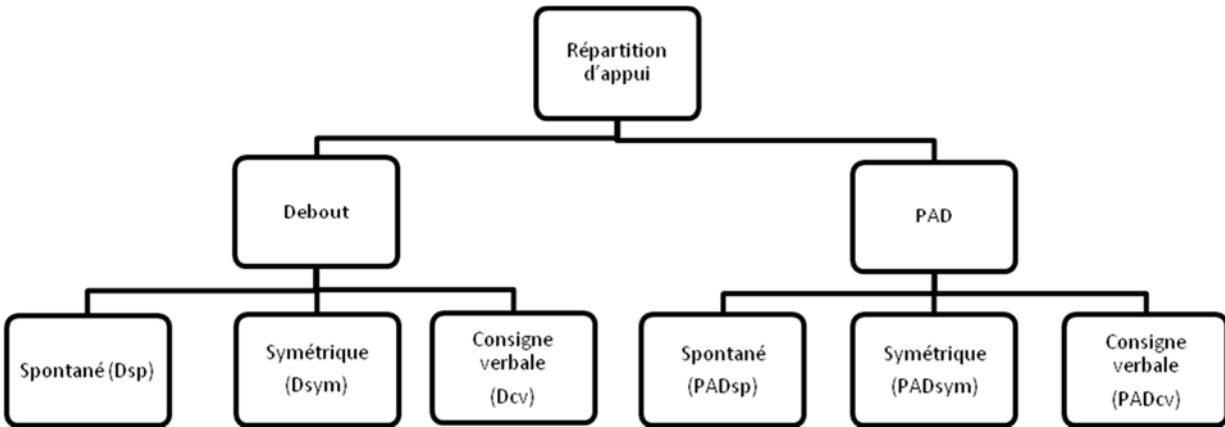


Figure 3.6 : Représentation des conditions d'évaluation de la répartition d'appui

3.3.3 Perception de la répartition d'appui

Afin de répondre au troisième objectif de l'étude, lequel était de déterminer la capacité des participants à juger leur MEC, à la fin de chaque tâche (debout et PAD), les participants devaient estimer la MEC effectuée sur une EVA (Brière et al., 2010; Lauzière et al., 2010). Cette échelle, illustrée à la Figure 3.7, était présentée sur un écran d'ordinateur. Elle était munie d'un curseur dont la position pouvait varier entre 100% de MEC sur le côté gauche à 100% de MEC sur le côté droit en passant par une symétrie parfaite de MEC (50% - 50%) au milieu de l'échelle. Cette échelle étant informatisée, les scores cotés par les participants étaient obtenus automatiquement à la fin du test et inscrits dans un fichier texte par le programme.

Avant de débiter la collecte, l'expérimentateur expliquait l'échelle au participant en s'assurant de sa bonne compréhension. Ce dernier pouvait, via des essais de pratique, se familiariser avec l'utilisation de l'ordinateur. Après chacun des essais de station debout et de PAD, le participant devait déplacer le curseur (placer par défaut au centre de l'échelle sur l'inscription 50%-50%) en fonction de son estimation de la répartition de poids entre les deux côtés. Pour la station debout, la consigne était « Cotez la répartition de votre poids pendant que vous êtes debout » et pour le PAD, elle était « Cotez la répartition de votre poids au moment de vous lever de la chaise ».

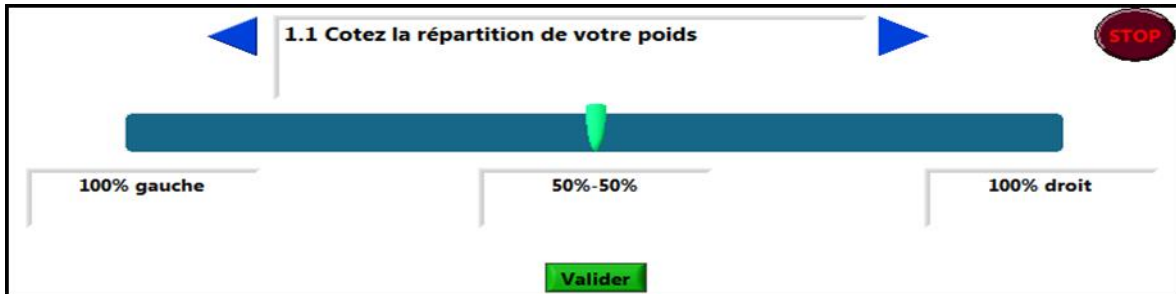


Figure 3.7: EVA utilisée pour évaluer la perception de la répartition d'appui

3.3.4 Temps (T1, T2 et T3) où les tests cliniques et en laboratoire ont été réalisés

La collecte des données s'est déroulée exclusivement durant le séjour en réadaptation. Les évaluations devaient respecter l'horaire de rééducation quotidien des participants et être planifiées à des moments opportuns de la journée permettant de réduire la fatigue. Ainsi, le Chedoke McMaster Stroke Assessment (Chedoke Assessment), l'échelle de Berg, le TUG et le test de marche sur 10 mètres ont été obtenus à l'entrée (T1) et au congé (T3) des participants, périodes auxquelles ils sont réalisés par les cliniciens dans le cadre du suivi habituel (Tableau 3.1). La force des extenseurs du genou a été testée uniquement au premier temps d'évaluation pour le côté non parétique (T1; évaluation initiale ou à l'entrée dans l'étude) et aux trois temps d'évaluation (T1, T2 (évaluations intermédiaires) et T3 (congé)) pour le côté parétique. Le test de différenciation des poids et celui de la verticale subjective n'ont été pratiqués qu'à T1 ou lors de l'évaluation initiale sauf pour les participants qui avaient fait des erreurs; ils étaient alors réévalués à T3. Enfin, la répartition d'appui et la perception ont été évaluées à chacune des visites au laboratoire de pathokinésiologie.

Tableau 3.1 Temps d'évaluation des tests réalisés lors de l'étude

Tests /Évaluations	Entrée T1	Intermédiaire (s)		Congé T3
		T2-I1	T2- I2	
Chedoke Assessment	√			√
Échelle de Berg	√			√
TUG	√			√
Vitesse de Marche (10 m)	√			√
Force genou non parétique	√			
Force genou parétique	√	√	√	√
Différenciation des poids	√			seulement si erreurs
Verticale subjective	√			seulement si erreurs
Répartition d'appui	√	√	√	√
Perception de MEC	√	√	√	√

T1 : première évaluation à l'admission du participant en RFI

T2 : la ou les évaluations intermédiaires (I1: intermédiaire 1, I2: intermédiaire 2)

T3 : évaluation finale au congé du participant

3.4 Traitement de données et variables à l'étude

3.4.1 Répartition d'appui réelle mesurée avec les plateformes de force

Pour la station debout, la variable utilisée était le pourcentage d'appui sur le côté parétique. Cette variable était calculée en divisant la quantité de force verticale en newton (N) enregistrée sous le pied parétique par rapport au poids corporel total du sujet obtenu par la somme des forces verticales des deux plateformes de force en position debout. Ce choix de variable a été fait en référence à l'étude de Brière et al. (2013b) qui a évalué la MEC chez les personnes hémiparétiques avec un protocole semblable à celui utilisé dans le présent projet.

$$\% \text{ d'appui sur le côté parétique} = \frac{\text{Appui sur le membre inférieur parétique} * 100}{\text{Poids corporel total}}$$

Pour chaque essai de station debout, une valeur moyenne de pourcentage d'appui sur le côté parétique a été calculée sur 10 secondes et a été retenue pour les analyses subséquentes. Comme la station debout a été évaluée à sept reprises (3 essais pour chaque position de pieds : Dsp et Dsym et un essai pour la consigne verbale (Dcv)), un nombre équivalent de valeurs de moyennes d'appui sur le côté parétique a été obtenu pour cette tâche. Lors de la présentation et de l'interprétation des résultats, le pourcentage de MEC a été comparé au seuil physiologique de 3% de variation de la MEC obtenu dans les études de Mansfield et al. (2011) et Martins et al. (2011).

En ce qui concerne le PAD, le pourcentage d'appui total sur le côté parétique (membre inférieur avec ou sans le membre supérieur) a aussi été exprimé par rapport au poids corporel total du sujet. Étant donné que les efforts aux membres inférieurs sont plus importants au moment de quitter le siège « seat-off » (Roy et al., 2007), cet instant a été choisi pour évaluer l'asymétrie de MEC des participants lors du PAD. Cet instant a été repéré automatiquement par un logiciel et corrigé manuellement au besoin. Considérant que le siège est équipé de plateformes de force, il était facile d'identifier le moment où le patient n'était plus en contact avec le siège puisque les forces de réaction verticale à ce moment doivent nécessairement être près de zéro. L'appui sur le côté parétique durant le PAD a été calculé avec la même formule utilisée pour la station debout mais en considérant en plus la force appliquée par les membres supérieurs sur les appuis lorsque ceux-ci étaient utilisés. Le poids corporel total correspondait pour les essais de PAD à la somme des appuis au niveau des membres inférieurs et supérieurs.

$$\% \text{ d'appui sur le côté parétique} = \frac{\text{Appui sur le côté parétique (membre supérieur et inférieur)} * 100}{\text{Poids corporel total}}$$

Comme pour la station debout, sept essais ont été effectués pour le PAD, dont trois pour le PADsp, trois pour le PADsym et un essai avec la consigne verbale (PADcv). Sept valeurs de moyennes d'appui sur le côté parétique ont ainsi été retenues pour les analyses statistiques. Pour ces analyses, la comparaison a été faite avec la répartition de MEC chez les personnes saines qui a été calculé à 3% de différence entre les deux membres inférieurs (Brière et al., 2013b).

3.4.2 Cotation sur l'échelle visuelle analogue

Pour chaque essai, la cotation du participant sur l'EVA était enregistrée automatiquement par un logiciel sous forme de pourcentage. Une comparaison avec la répartition d'appui réelle (calculée comme décrit à la section précédente) a pu ainsi être effectuée.

3.4.3 Erreurs de perception

Afin d'estimer la capacité des sujets à percevoir leur MEC, l'erreur de perception absolue correspondant à la valeur absolue de la différence entre le pourcentage d'appui réel et celui coté sur l'EVA a été calculée. Le sens des erreurs de perception éventuelles, vers la surestimation ou la sous-estimation de la MEC, a été apprécié par l'erreur brute de perception qui prend en compte le signe positif ou négatif de la différence entre la répartition d'appui réel et le score de perception sur l'EVA (Brière et al., 2013a). Afin de comparer les erreurs de perception des participants sans l'influence de la répartition d'appui, l'erreur brute normalisée (erreur de perception brute divisée par l'appui sur le côté parétique) et sa valeur absolue ont été calculées (Brière et al., 2013a).

3.5 Analyses statistiques

D'abord les caractéristiques physiques des participants (âge, sexe, etc.) et les variables cliniques (ex. temps post-AVC, délais de prise en charge à la RFI, etc.) ont été compilées grâce à des analyses descriptives. La force des extenseurs du genou parétique a été comparée à celle du côté non parétique grâce à des tests t de Student.

Pour vérifier les trois premières hypothèses de la présente étude, des analyses de variance (ANOVAs) sur mesures répétées ont été utilisées. La normalité de la distribution des données (Shapiro Wilks W statistic) et l'homogénéité des variances (Test de Levine) ont été vérifiées pour toutes les variables et des tests non-paramétriques (Friedman ou Wilcoxon) ont été utilisés lorsque nécessaire. Un niveau de probabilité inférieur à 0.05 a été considéré comme significatif pour toutes les analyses. Cependant, lorsque les ANOVAs étaient significatives et que des tests post-hoc (tests de t) ont été utilisés pour localiser les différences, le niveau de signification a été ajusté pour le nombre de comparaisons. Pour ce qui est de la vérification de la dernière hypothèse, des analyses corrélatives avec des coefficients de Pearson ainsi qu'une régression

multiple (Stepwise) ont été utilisés. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SPSS (version 17.0 pour Windows). Plus spécifiquement pour répondre aux objectifs et vérifier les hypothèses, les analyses suivantes ont été réalisées:

1. Pour quantifier l'évolution de la répartition d'appui au cours de la RFI pour la station debout et le PAD, les MECs du côté parétique à l'évaluation initiale (T1) et au congé (T3) ont été comparées pour les deux tâches exécutées spontanément (Dsp et PADsp) grâce à une ANOVA sur mesures répétées à deux facteurs (temps d'évaluation et type de tâches).
2. Pour comparer la MEC lors de la station debout par rapport à celle du PAD pour les deux conditions d'exécution (spontanée et symétrique), les MECs du côté parétique pour les deux conditions ont été comparées entre la tâche debout et le PAD à l'évaluation initiale (T1) grâce à une ANOVA sur mesures répétées à deux facteurs (conditions et type de tâches). Par la suite, des tests non paramétriques (Mann-Whitney et Wilcoxon) ont été utilisés afin de comparer les participants présentant une atteinte sévère de la fonction motrice avec ceux qui étaient moins atteints.
3. Pour évaluer la perception de MEC et la quantifier au cours de la RFI, des coefficients de corrélations de Pearson (R) ont été utilisés afin de comparer la répartition d'appui réelle avec la cotation sur l'EVA pour les deux tâches étudiées en incluant toutes les conditions et les données à T1 et T3. De plus, les erreurs de perception ont été comparées entre la tâche debout et le PAD et en fonction du temps (T1 vs. T3) avec une ANOVA sur mesures répétées. Des tests non paramétriques de Mann-Whitney ont par la suite été rajoutés afin de comparer plus spécifiquement les participants présentant une atteinte sévère de la fonction motrice avec ceux qui étaient moins atteints.
4. Pour identifier les facteurs cliniques associés aux erreurs de perception de la MEC, des coefficients de Spearman ou de Pearson ont été utilisés. Les facteurs montrant une association supérieure à 0.5 ont été jugés importants. Une analyse de régression multiple (Stepwise) a par la suite été réalisée pour rechercher les facteurs déterminants dans les erreurs de perception et l'asymétrie spontanée de MEC pour chacune des tâches.

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats découlant du projet de recherche. Tout d'abord, les caractéristiques des participants ainsi que les résultats aux tests cliniques seront abordés. Puis, les données obtenues lors de l'évaluation en laboratoire, la répartition de la MEC et la perception seront détaillées pour l'ensemble des conditions des deux tâches. La dernière section tentera de déterminer si certaines variables cliniques expliquent la distribution et la perception de MEC. Les résultats seront présentés en fonction des objectifs du mémoire.

4.1 Caractéristiques des participants

Au total, 29 participants ont été référés au cours de la période de recrutement pour ce projet, de septembre 2012 à juin 2014.

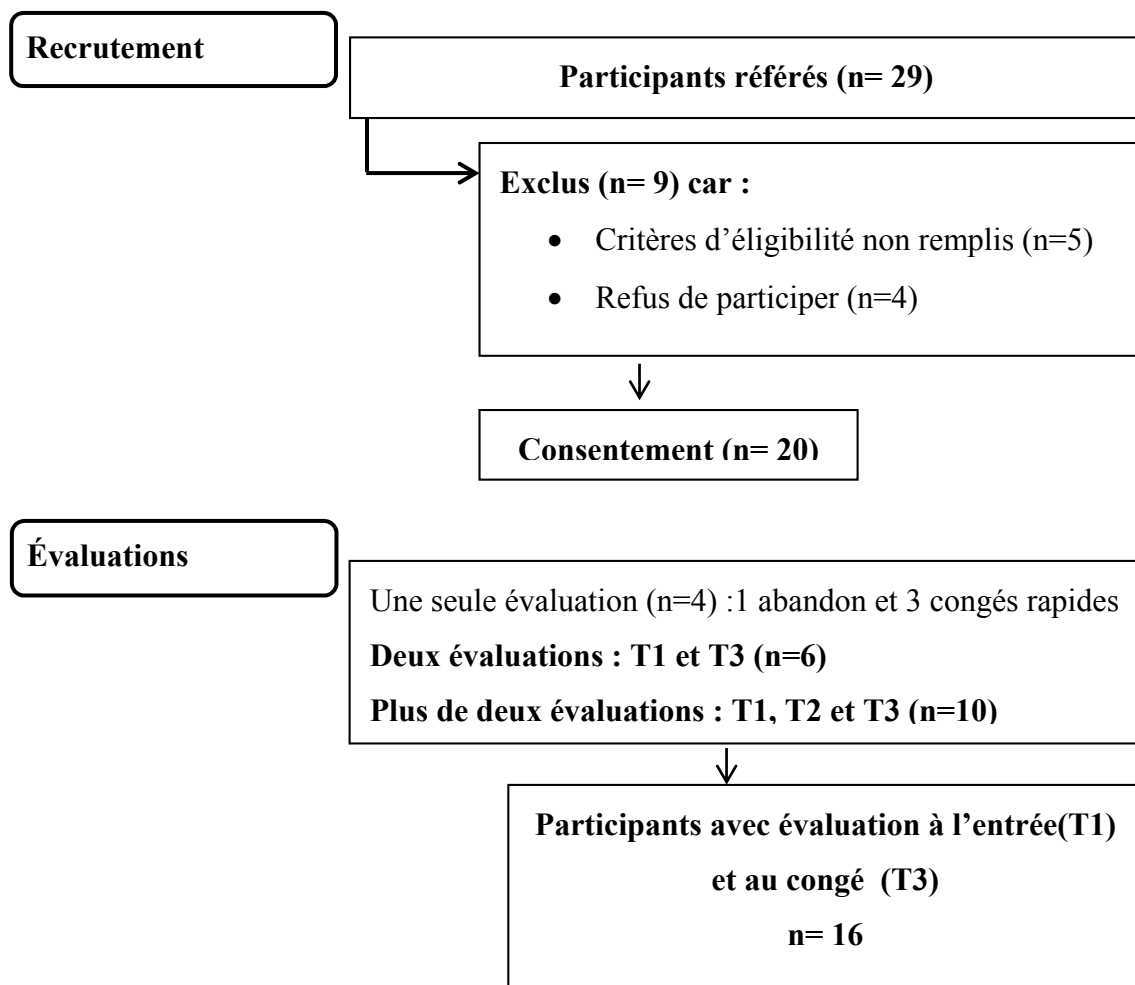


Figure 4.1 : Schéma présentant le nombre de participants recrutés et évalués et la fréquence des évaluations

Parmi eux, seuls 16 participants ont pu être évalués à au moins deux reprises et seulement 10 ont participé à plus de deux évaluations comme prévu au protocole de l'étude. Les détails sont fournis à la Figure 4.1

Tableau 4.1 Principales caractéristiques cliniques des participants

Sujets	Genre	Lésion Cérébrale	Âge (ans)	Délai post AVC vs. T1 (jours)	Délai adm.RFI vs. T1 / (T1 vs. T3) (jours)
S1	M	D	46	88	73/(9)
S2	F	G	41	76	55 /(13)
S3	F	D	40	53	41 /(47)
S4	M	G	45	44	21 /(15)
S5	F	D	44	67	19 /(23)
S6	M	D	66	44	27 /(54)
S7	F	G	52	31	15 /(21)
S8	F	D	78	100	69 /(15)
S9	M	G	76	55	12 /(35)
S10	F	D	58	73	41 /(28)
S11	F	D	35	56	16 /(17)
S12	M	G	52	23	9 /(8)
S13	M	D	38	40	15 /(8)
S14	F	G	55	19	10 /(7)
S15	M	G	52	37	20 /(8)
S16	M	D	55	37	20 /(7)
Moyenne ou nombre	8M/8F	9 D/7G	52,0	52,6	28,9 /(19,6)
Écart-type ou proportion (%)	50/50	56/44	12,6	23,0	20,7/(14,5)

Légende :

Genre : M indique masculin et F indique féminin

Lésion cérébrale : D = droite et G =gauche

Adm : Admission

Délai AVC : délai entre la première évaluation (T1) et la survenue de l'AVC

Délai Adm RFI vs. T1 : délai entre la première évaluation (T1) et l'admission en RFI

T1 vs. T3 : Délai entre la première évaluation (T1) et la dernière évaluation (T3)

Parmi les 16 participants, il y avait huit femmes et huit hommes. L'âge moyen du groupe était de 52,0ans ($\pm 12,6$). Ces participants avaient subi leur AVC en moyenne 52,6 jours ($\pm 23,0$) avant la première évaluation (T1) et une moyenne de 28,9 jours ($\pm 20,7$) s'étaient écoulés depuis l'admission à l'IRGLM à T1. Quatorze participants avaient un AVC ischémique et seulement deux un hémorragique. La lésion cérébrale était localisée du côté gauche chez sept participants et du côté droit chez les neuf restants (Tableau 4.1).

4.2 Évaluation clinique

4.2.1 Déficiences

L'évaluation clinique à l'entrée en RFI a révélé une atteinte modérée au membre inférieur parétique avec un score moyen (\pm écart-type) au Chedoke McMaster Stroke Assessment de 3,93/7 ($\pm 1,61$) à la jambe et de 3,43/7 ($\pm 2,15$) au pied (Tableau 4.2). Les valeurs médianes étaient respectivement de 4 et 3,5. Le tonus des muscles extenseurs du genou était augmenté chez six participants (37,5%) et celui des fléchisseurs plantaires de la cheville chez sept participants (43,7%). Au congé, les scores au Chedoke McMaster Stroke Assessment (Chedoke) étaient respectivement pour la jambe et le pied de 4,68/7 ($\pm 1,35$) et de 4,06/7 ($\pm 1,73$) avec des valeurs médianes de 5 et 4 (Tableau 4.2) et onze participants (69%) présentaient une augmentation du tonus aux deux groupes musculaires à T3 (congé).

En comparant la force statique maximale des extenseurs du genou entre les membres inférieurs, les tests t de Student ont montré une faiblesse significative ($p < 0,05$) au genou parétique par rapport au genou non parétique (Tableau 4.3). Avec la réadaptation, une discrète amélioration a été observée au niveau du genou parétique mais cette différence n'était pas statistiquement significative (Tableau 4.3).

Tableau 4.2 Résultats des tests cliniques réalisés par les cliniciens à l'entrée (T1) et au congé (T3)

	Chedoke McMaster Stroke Assessment			Berg (/56)	TUG (sec)	Vitesse de marche 10m (m/sec)
	Jambe (/7)	Pied (/7)	Postural (/7)			
	E/C*	E/C	E/C	E/C	E/C	E/C
S1	1/3	1/2	2/4	27/47	NE/16,5	NE/0,41
S2	2/3	1/2	2/4	3/14	NE/NE	NE/NE
S3	2/3	1/2	3/4	7/36	NE/NE	NE/NE
S4	¾	1/2	4/4	28/48	NE/14,8	0,43/1,25
S5	3/3	2/3	3/4	30/45	NE/18,2	NE/1,05
S6	¾	2/3	3/4	36/46	NE/43,0	NE/0,37
S7	4/6	2/4	4/6	35/46	NE/12,8	0,27/0,75
S8	¾	4/4	2/4	5/23	NE/NE	NE/NE
S9	4/5	4/4	3/4	26/37	NE/51	NE/0,27
S10	5/5	3/4	3/3	34/48	NE/14,2	NE/1,08
S11	5/5	4/4	5/5	31/55	21,3/18,7	0,42/0,33
S12	5/5	4/5	5/5	53/56	NE/11,4	0,69/0,80
S13	5/5	6/6	4/5	51/56	NE/9	0,90/1,20
S14	5/7	7/7	6/6	55/55	9,2/8,7	1,23/1,42
S15	6/6	6/6	6/6	56/56	NE/10,0	1,75/1,68
S16	7/7	7/7	6/6	50/54	8,1/7,7	1,42/1,66
Moyenne	3,9/4,7	3,4/4,1	3,8/4,6	32,9/45	12,9/18,2	0,88/0,94
Écart type	1,6/1,4	2,2/1,7	1,4/0,95	17,4/12,3	7,3/13,4	0,53/0,49

Légende : *E : Entrée (T1), C : Congé (T3), NE : Non évalué, Postural : Contrôle postural, test de marche sur 10m à vitesse confortable.

Dans ce tableau (ainsi que dans tous les autres) les participants sont ordonnés en fonction de leur fonction motrice du membre inférieur parétique (somme jambe et pied au Chedoke) du plus atteint au moins atteint.

Tableau 4.3 Moyennes (écart-types) de la force des extenseurs des genoux (Nm) aux différents temps d'évaluation

Côté évalué	Nombre de participants	T1	T2	T3
Genou non parétique	n=16	123,0 ± 41,0		
Genou Parétique	n=16	81,7 ± 40,6		86,2 ± 46,3
	n=10	71,3 ± 37,7	76,6 ± 50,9	75,9 ± 47,3

Légende : T1:évaluation initiale, T2:évaluation intermédiaire, T3:évaluation finale

L'évaluation de la sensibilité superficielle au membre inférieur parétique a révélé une hypoesthésie chez cinq participants (31%) et une anesthésie de tout le membre chez un seul participant. Huit participants (50%) avaient une sensibilité proprioceptive altérée au test de changement de la position du gros orteil et /ou des vibrations.

Le test de différenciation des poids n'a pas été correctement réalisé à l'évaluation initiale, par quatre participants (25%). Parmi ceux-ci, trois avaient inter changé deux poids, un avait commis trois erreurs et le dernier n'avait pu bien ordonner aucun des poids. A l'évaluation finale, seulement deux participants faisaient encore des erreurs pour ordonner les poids.

Au test de la verticale visuelle subjective, six participants (37%) avaient une déviation de la verticale dans les limites de la normale (soit inférieure à deux degrés) du côté parétique et non parétique. La verticale visuelle était déviée au-delà de deux degrés chez six participants (37%) du côté parétique et chez quatre participants (25%) du côté non parétique. Leurs valeurs de la moyenne, d'écart-type et d'étendue étaient respectivement de 4,17 ($\pm 2,38$) degrés [2,23 – 8,60] et de 3,33 ($\pm 1,51$) degrés [2,33 – 5,56].

4.2.2 Incapacités

A l'admission, les participants avaient un niveau d'équilibre modéré avec un score moyen sur l'échelle de Berg à 32,9/56 ($\pm 17,4$) et un score au Chedoke contrôle postural de 3,8/7 ($\pm 1,4$) (Tableau 4.2). Parmi les treize participants (81%) capables de marcher, huit (50%) utilisaient une aide technique. Les trois participants (19%) ayant pu être évalués avec le TUG ont obtenu un résultat de 12,9 sec ($\pm 7,3$) tandis que la vitesse de marche sur 10m des huit participants (50%) capables de réaliser cette distance était de 0,88m/sec ($\pm 0,53$). Chez les autres participants, ces tests (TUG et vitesse de marche) n'ont pas été évalués à l'entrée dans l'étude car les participants ne pouvaient les exécuter en respectant les consignes de l'évaluation standardisée ou les données étaient manquantes au dossier clinique.

Au congé, le score moyen sur l'échelle de Berg est passé à 45,0/56 ($\pm 12,3$) et celui du Chedoke contrôle postural à 4,6/7 ($\pm 0,95$) (Tableau 4.2). Tous les participants étaient capables de marcher, dont 11 (69%) avec aide technique. Le temps pour accomplir le TUG et la vitesse

confortable de marche sur 10m étaient respectivement de 18,2 sec ($\pm 13,4$) et de 0,94 m/sec ($\pm 0,49$) chez les 13 participants (81%) évalués avec ces tests.

4.3 Répartition d'appui lors des tâches debout et lors du PAD

La répartition d'appui a été évaluée en position debout et lors du PAD pour deux positions des pieds: spontanée (sp) et symétrique (sym). Une ANOVA sur mesures répétées a été utilisée pour tester les différences de MEC sur le côté parétique entre les trois essais pour chaque tâche et condition. Considérant, qu'aucune des ANOVAs n'a permis d'identifier de différences entre les essais d'une condition pour une même tâche, la moyenne des trois essais a été calculée et celle-ci a été utilisée dans les analyses subséquentes. Pour la position debout, les coefficients de variation (CV) moyens inter-essai étaient inférieurs à 13% pour les deux conditions et temps d'évaluation alors qu'ils étaient inférieurs à 10% pour la tâche de PAD.

Pour le PAD, les 16 participants ont réalisé les deux conditions de position des pieds aux temps T1 et T3. Parmi eux sept (S1, S2, S3, S6, S8, S9 et S10) avaient besoin d'un appui avec le bras non parétique pour se relever à T1 et quatre (S1, S2, S3 et S8) à T3. Pour la station debout, tous les participants ont réalisé la condition spontanée (Dsp) à T1 et T3 alors que pour la condition Dsym, un participant (S2) avec une atteinte sévère et un autre (S5) avec des douleurs lombaires à cette séance n'ont pas eu la tolérance nécessaire pour réaliser cette condition. En ce qui a trait aux visites intermédiaires (T2), les dix participants évalués ont réalisé les deux conditions de placements des pieds aux deux tâches.

A T1 et lors de la position debout spontanée, neuf participants avaient le pied parétique plus avancé que le pied non parétique d'en moyenne 3,41 cm [0,5 – 2,7] et sept participants avaient le pied parétique plus en arrière que le pied non parétique d'en moyenne 1,47 cm [0,5 – 2]. Au même temps d'évaluation (T1) et spontanément lors du PAD, 11 participants avaient le pied parétique plus avancé que le pied non parétique d'en moyenne 3,28 cm [0,5 – 4,6] et cinq participants avaient le pied parétique plus en arrière que le pied non parétique d'en moyenne 1,5 cm [0,2 – 3,3].

4.3.1 Évolution de la MEC au cours de la réadaptation (objectif #1)

Pour la position spontanée des pieds, l'ANOVA 2-voies sur mesures répétées n'a pas montré d'interaction entre le facteur temps d'évaluation (T1 vs. T2) et le type de tâches (debout vs. PAD) (ANOVA; $p>0.05$). De plus, la MEC du côté parétique ne différait pas pour les deux temps d'évaluation et entre les deux tâches (effet principaux; ANOVAs $p>0.05$). En moyenne, l'appui sur le côté parétique en condition Dsp est passé de 36,5 % ($\pm 15,0$) à l'évaluation initiale (T1) à 39,7 % ($\pm 13,4$) à l'évaluation finale (T3). Les valeurs correspondantes pour le PAD étaient de 38,5 % ($\pm 10,0$) et 39,1 % ($\pm 9,3$), respectivement. Étant donné qu'il n'y avait pas de différence significative de MEC entre les deux positions des pieds pour les deux tâches et aux deux temps d'évaluation (tests t de Student), l'évolution de MEC au cours de la réadaptation a été analysée uniquement pour la condition spontanée.

Les données individuelles de chacun des participants ordonnés selon la sévérité de l'atteinte à la jambe (/7) et de la somme jambe et pied (/14 au score du Chedoke) sont présentées à la Figure 4.2 pour la position debout (A) et le PAD (B). Lorsque deux participants avaient un score équivalent, le score du Chedoke au contrôle postural puis celui à l'échelle de Berg ont été considérés pour ordonner les participants. Ceci a permis de distinguer deux groupes de participants : un premier groupe de 10 participants (de S1 à S10) les plus atteints au niveau de leur fonction motrice (score au Chedoke de la somme jambe et pied inférieur ou égal à 8 /14) et un autre groupe de six participants (de S11 à S16) avec une atteinte moins sévère (score au Chedoke de la somme jambe et pied supérieur à 8 /14).

Pour les 10 sujets pour lesquels une évaluation intermédiaire (T2) a pu être réalisée, les résultats n'étaient pas différents avec une absence d'interaction de l'ANOVA sur mesures répétées aux trois temps d'évaluation (T1, T2 et T3) et pour les deux tâches. Aucun effet principal n'a été trouvé pour les deux facteurs ($p>0.05$). Les données aux trois temps d'évaluation sont présentées au Tableau 4.4.

Tableau 4.4 MEC du côté parétique (%) à T1, T2 et T3 pour la position debout et PAD (condition spontanée) pour les 10 participants ayant eu trois visites.

TÂCHES	T 1	T2	T3	ANOVA
	Moy (\pm E-T)	Moy (\pm E-T)	Moy (\pm E-T)	
Dsp	31,2 (\pm 13,3)	31,3 (\pm 11,6)	33,0 (\pm 12,0)	p>0,05
PADsp	36,8 (\pm 8,6)	37,1 (\pm 8,9)	36,7 (\pm 8,7)	p>0,05

Légende : Moy : Moyenne, E-T : Écart-type

Pour la position debout, l'observation des données individuelles (Figure 4.2 A) a révélé que 10/16 (62%) participants avaient une MEC du côté parétique à l'évaluation initiale (T1) inférieure aux données normales (zone grise). Ces derniers avaient une MEC asymétrique et ils favorisaient l'appui du côté non parétique en position debout. Ces participants étaient les plus atteints selon les scores au Chedoke avec une valeur, somme jambe et pied, inférieure ou égale à 8/14. Pour ces 10 participants, les données individuelles montraient une amélioration de la MEC sur le côté parétique au congé (T3) pour cinq d'entre eux (S1, S5, S6, S7 et S8) sans toutefois atteindre la zone normale. L'amélioration de MEC de ces participants était en moyenne de 11,2 % (\pm 2,1) avec une étendue de 8,2 à 13,6%.

Pour le PAD (Figure 4.2 B), les données individuelles ont révélé que la majorité, soit 15 participants (94%) n'étaient pas dans la zone normale de symétrie à l'évaluation initiale (T1). À T3, quatre participants (25%) ont atteint la zone de normalité de MEC (S7, S8, S9 et S14). Pour le PAD, le niveau de sévérité de l'atteinte ordonnait moins bien la MEC des participants que pour la station debout; le participant le moins atteint (S16) ayant une MEC comparable ou inférieure à plusieurs des 10 sujets les plus sévèrement atteints.

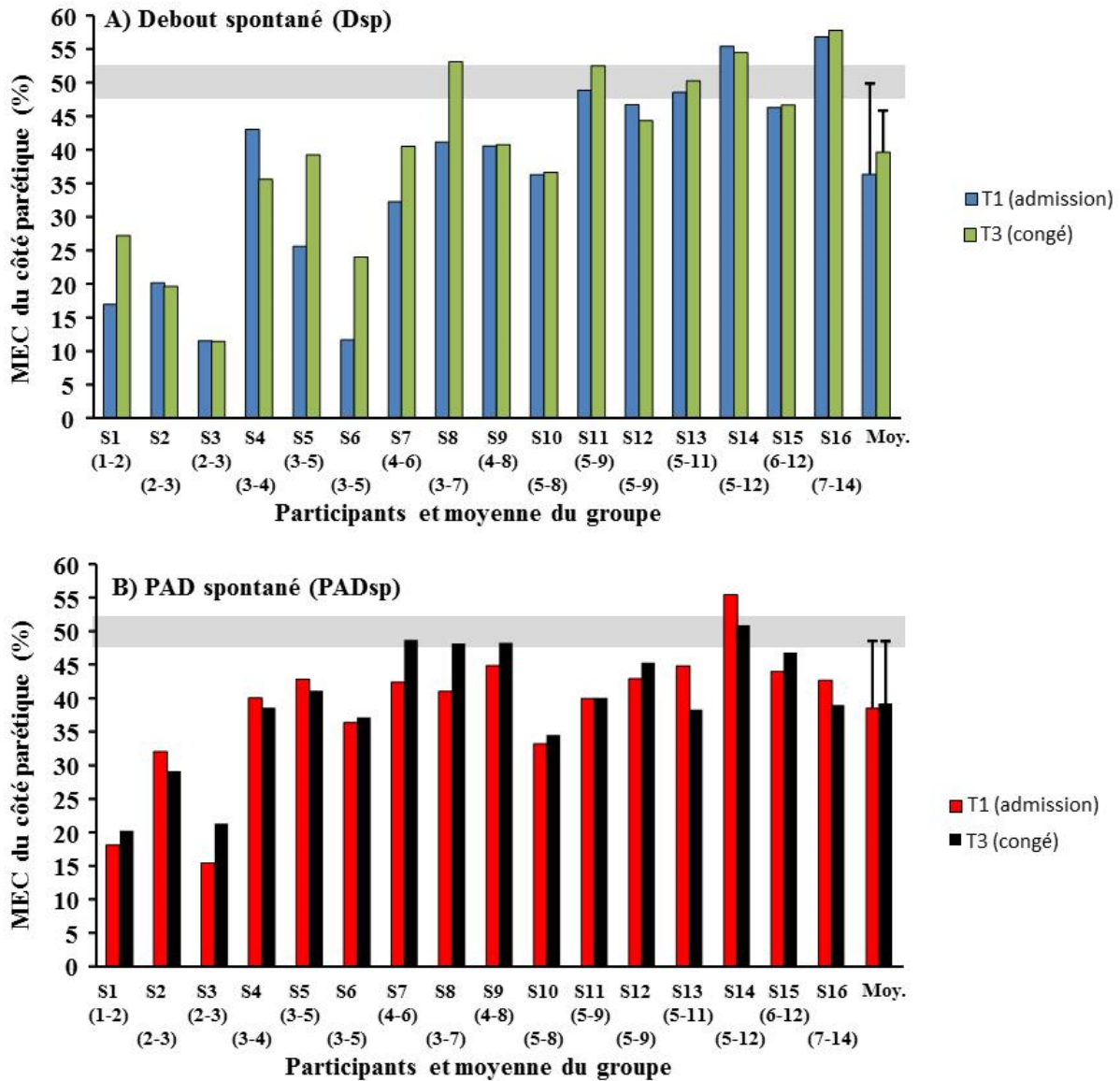


Figure 4.2 : MEC (%) sur le côté parétique pour A) la tâche Dsp à T1 et T3 et B) le PADsp à T1 et T3

Légende : La zone grise allant de 47 % à 53% correspond au seuil physiologique de MEC (valeur normale) selon Mansfield et al. (2011) et Martins et al. (2011) pour debout et Brière et al. (2013b) pour le PAD. Les chiffres entre parenthèses représentent le score au Chedoke de la jambe et celui de la somme jambe et pied. Voir le texte pour les détails.

4.3.2 Comparaison entre la MEC à la station debout et au PAD (objectif #2)

Les MECs du côté parétique pour les tâches debout et PAD ont été comparées à l'évaluation T1 pour les deux positions de pieds (spontanée et symétrique) (Figure 4.3) grâce à une ANOVA sur mesures répétées à deux facteurs (conditions et type de tâches). L'ANOVA n'a pas révélé d'interaction et aucune différence significative n'a été montrée entre les tâches et entre les positions de pieds ($p > 0,05$).

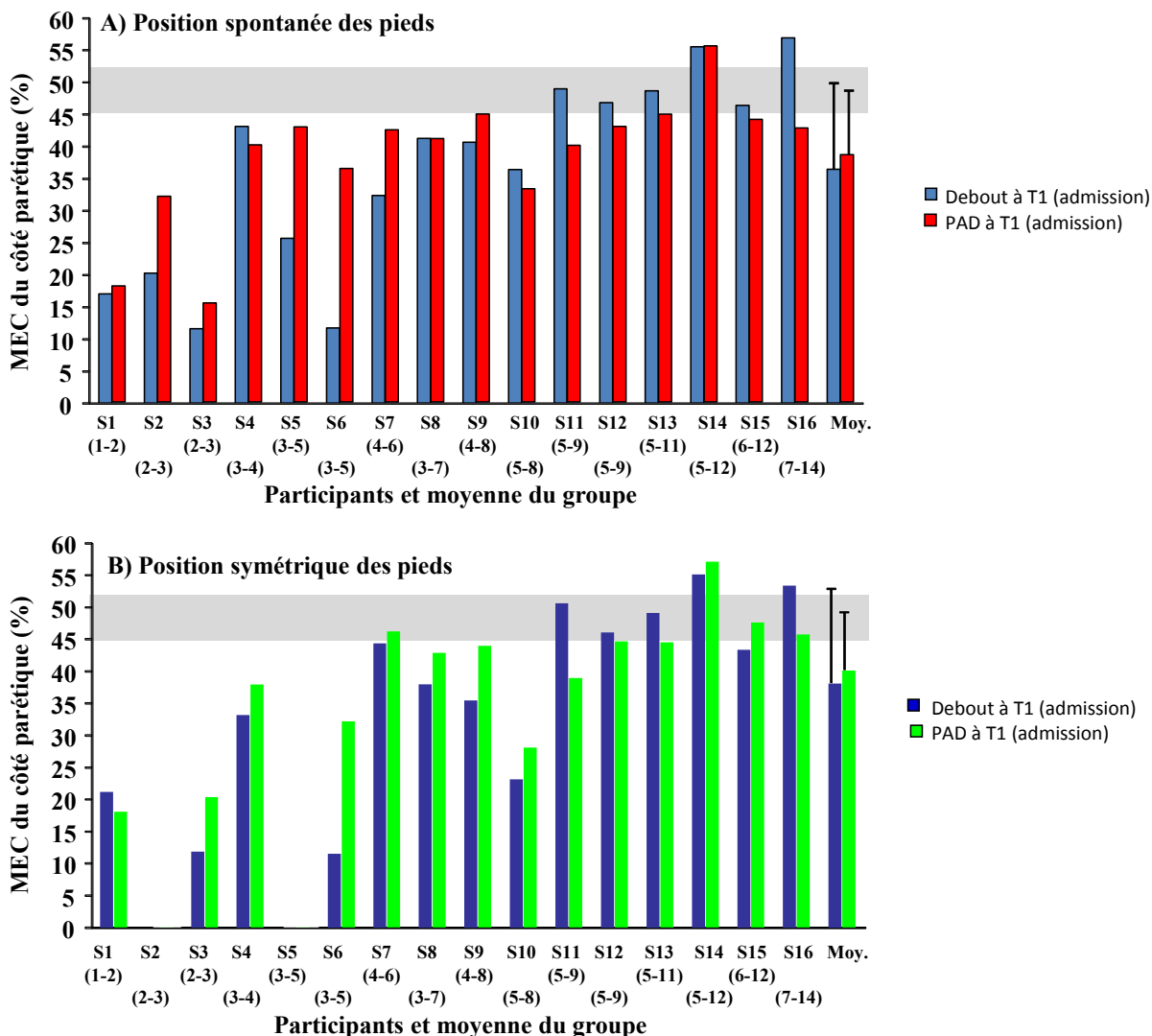


Figure 4.3 : MEC (%) sur le côté parétique pour A) comparaison entre les tâches Dsp et PADsp à T1 et B) comparaison entre Dsym et PADsym à T1.

Légende : La zone grise allant de 47 % à 53% correspond au seuil physiologique de MEC (valeur normale) selon Mansfield et al. (2011) et Martins et al. (2011) pour debout et Brière et al. (2013b) pour le PAD. Les chiffres entre parenthèses représentent le score au Chedoke de la jambe et celui de la somme jambe et pied. Voir le texte pour les détails.

En comparant la MEC du côté parétique entre les deux groupes (Figure 4.4) décrits plus haut (S1 à S10 et S11 à S16), on constate qu'elle diffère pour les deux tâches et conditions et que les valeurs de MEC sont inférieures chez le groupe le plus atteint (Test de Mann-Whitney). Le groupe le plus sévèrement atteint avait des valeurs plus petites de MEC du côté parétique en position debout par rapport au PAD pour les deux conditions de placement des pieds (Tests de Wilcoxon; $p < 0,05$). La différence de MEC entre les deux tâches était de 6,6 % ($\pm 9,3$) pour la position spontanée et de 12,2 % ($\pm 13,8$) pour la position symétrique des pieds. Pour le groupe moins atteint, la MEC du côté parétique était supérieure en position debout pour la condition spontanée (Test de Wilcoxon; $p < 0,05$) alors que pour la condition symétrique des pieds, bien que montrant aussi des valeurs plus élevées en position debout, la différence n'était pas significative (Tests de Wilcoxon; $p > 0,05$). L'augmentation de MEC pour la station debout par rapport au PAD dans ce groupe était de 6,3 % ($\pm 6,8$) et de 3,2 % ($\pm 6,0$) pour les conditions spontanée et symétrique, respectivement.

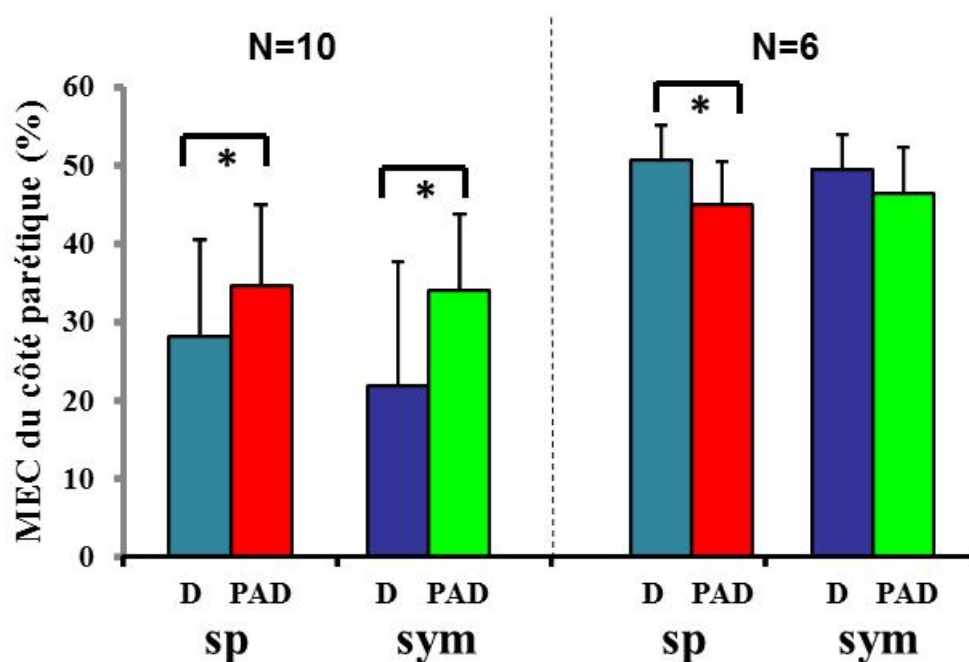


Figure 4.4 : Comparaison entre la MEC sur le côté parétique (%) pour les deux tâches (D vs. PAD) et conditions (sp vs. Sym) à T1 entre le groupe le plus sévèrement atteint (N=10) et le groupe le moins atteint (N=6).

4.3.3 Comparaison entre la MEC perçue et réelle (objectif #3)

Pour évaluer la perception de MEC et la quantifier au cours de la RFI, des coefficients de Pearson ont été utilisés pour comparer la répartition d'appui réelle et la cotation sur l'EVA pour les deux tâches et les deux conditions de placement des pieds pour les données collectées à T1 et T3. Les résultats étaient en faveur d'une association faible à modérée entre la MEC réelle et perçue (Figure 4.5). En effet, lors de la station debout, les coefficients étaient de 0,721 et 0,508 respectivement pour T1 et T3. Les valeurs correspondantes pour le PAD étaient de 0,594 et de 0,451.

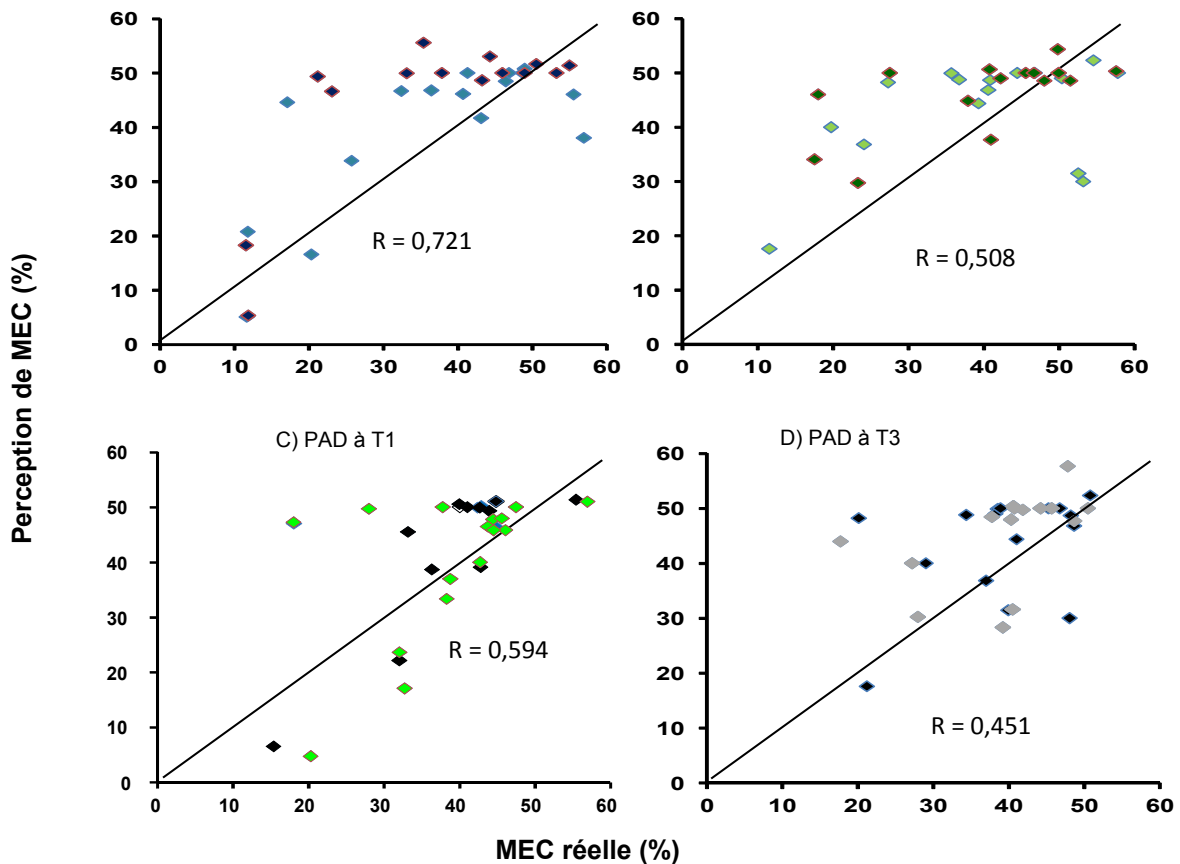


Figure 4.5 : Diagrammes de dispersion montrant l'association entre la MEC réelle et perçue pour A) et B) la tâche debout, et C) et D) le PAD dans les deux conditions de placement des pieds à T1 et T3. Le symbole foncé correspond à la position symétrique des pieds et le symbole pâle à la position spontanée des pieds. La ligne oblique sur un diagramme correspond à la droite d'équité.

L'observation de la dispersion des points dans les diagrammes a révélé que la MEC perçue (cotée sur l'EVA) est souvent jugée supérieure à la MEC réelle par la majorité des participants: les points de MEC perçue se retrouvant à gauche de la ligne d'équité. Les participants avaient tendance à se percevoir moins asymétriques qu'ils ne le sont en réalité pour les deux tâches (Figure 4.5). Les données concernant les différents types d'erreurs sont présentées au Tableau 4.5.

Tableau 4.5 Moyennes (\pm écart-types) de la MEC sur le côté parétique (%) et des types d'erreurs pour les deux tâches et conditions à T1 et à T3

Tâches/ conditions	MEC (%)				Types d'erreurs							
	Réelle		EVA		Brute*		Brute norm. *		Absol.	Absol. norm.		
	Moy	(É-T)	Moy	(É-T)	Moy	(É-T)	Moy	(É-T)	Moy	(É-T)		
Entrée (T1)												
Dsp	36,5	(15,0)	39,6	(13,8)	-3,18	(10,58)	-0,16	(0,49)	8,23	(7,10)	0,32	(0,39)
Dsym	36,8	(14,8)	45,0	(14,4)	-8,14	(10,67)	-0,30	(0,47)	10,07	(8,72)	0,38	(0,39)
Dcv (n=14)	41,2	(16,2)	45,8	(12,9)	-4,06	(11,98)	-0,21	(0,59)	9,42	(8,10)	0,37	(0,50)
PADsp	38,5	(10,0)	43,6	(12,3)	-5,05	(9,31)	-0,15	(0,44)	8,38	(6,24)	0,28	(0,37)
PADsym	38,6	(10,3)	39,8	(13,6)	-1,19	(11,86)	-0,06	(0,52)	8,16	(8,42)	0,30	(0,43)
PADcv(n=12)	41,1	(11,8)	45,2	(13,7)	-4,07	(11,13)	-0,13	(0,49)	8,26	(8,21)	0,29	(0,41)
Congé (T3)												
Dsp	39,72	(13,40)	43,37	(9,72)	-3,65	(12,64)	-0,19	(0,39)	10,60	(7,34)	0,32	(0,28)
Dsym	39,83	(12,56)	46,25	(6,93)	-6,42	(9,63)	-0,27	(0,46)	8,21	(8,04)	0,31	(0,44)
Dcv (n=14)	45,35	(13,02)	48,81	(4,12)	-3,45	(10,12)	-0,19	(0,47)	7,44	(7,46)	0,26	(0,44)
PADsp	39,14	(9,31)	43,37	(9,72)	-5,72	(8,97)	-0,19	(0,38)	7,60	(7,32)	0,25	(0,34)
PADsym	39,93	(8,86)	46,61	(10,41)	-5,66	(9,02)	-0,20	(0,40)	8,51	(6,17)	0,27	(0,35)
PADcv(n=14)	43,17	(11,45)	49,12	(4,7)	-5,95	(13,40)	-0,25	(0,50)	11,31	(8,93)	0,34	(0,44)

*Le signe négatif pour l'erreur brute et l'erreur brute normalisée par rapport à l'appui sur le côté parétique indique une cotation sur l'EVA supérieure à la MEC réelle, É-T : Écart-type; norm.: normalisée. Dcv; PADcv : Debout commande verbale et PAD commande verbale, respectivement.

Les ANOVAs sur mesures répétées (pour deux tâches et deux temps d'évaluation) comparant les erreurs lors des deux tâches étaient non significatives entre les données des tâches aux deux temps d'évaluation excepté pour la condition commande verbale (cv) où une interaction significative a été obtenue pour les erreurs absolues ($p < 0,05$) et absolues normalisées ($p < 0,05$). Les tests de t utilisés pour contraster les données des deux tâches ont révélé une seule différence significative ($p = 0,042$) indiquant une valeur plus grande d'erreur absolue pour le PAD (11,31) versus la position debout (7,44) à T3 (en gras dans le Tableau 4.6).

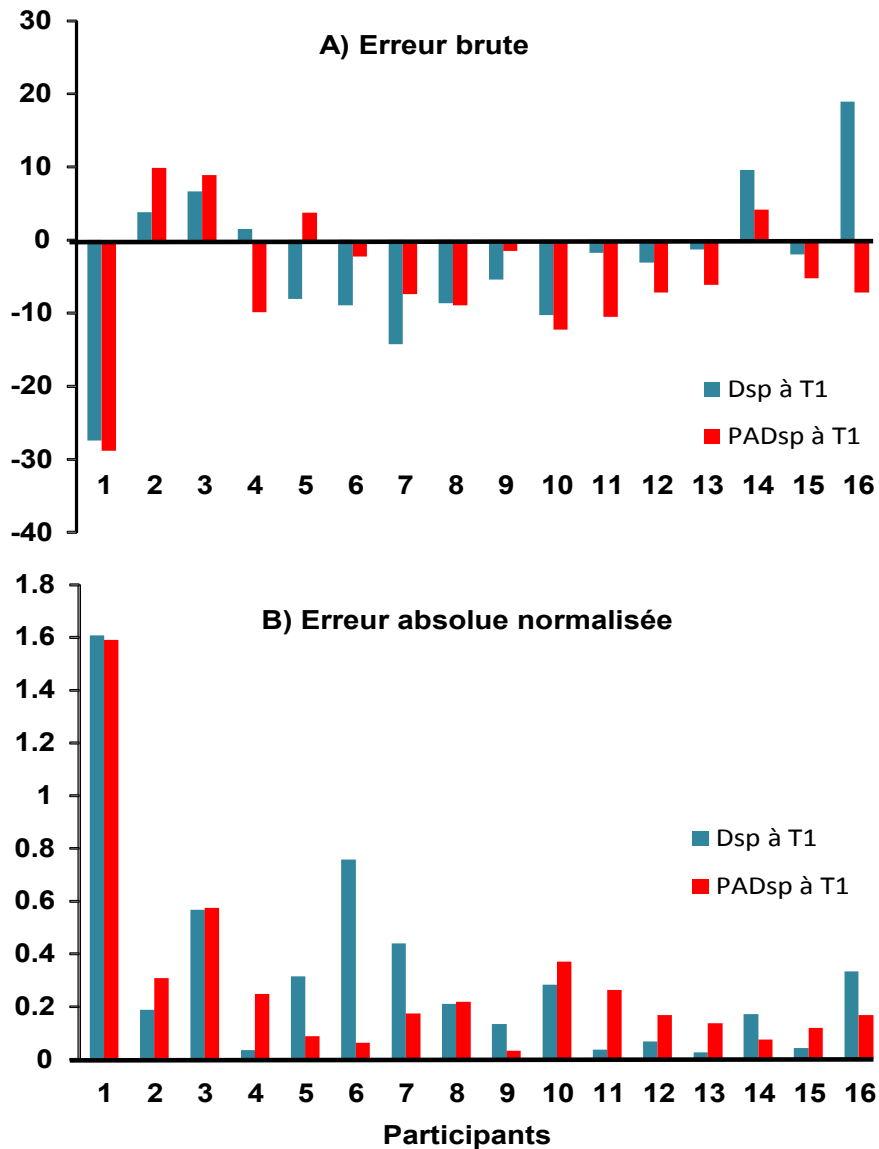


Figure 4.6 : Histogrammes des erreurs de perception pour chacun des participants pour les deux tâches exécutées de manière spontanée à T1 A) Erreurs brutes et B) erreurs absolues normalisées.

4.3.4 Facteurs influençant la MEC et la perception de MEC (objectif #4)

Pour répondre au dernier objectif, des coefficients de Pearson ont été utilisés pour identifier les facteurs associés aux erreurs de perception et d'asymétrie de la MEC. Les facteurs montrant une association supérieure à 0.5 ont été jugés importants (Tableau 4.6). Le score de Chedoke de la somme jambe et pied (Figure 4.7) et la force des extenseurs du genou parétique ont ainsi été

identifiés comme des facteurs susceptibles d'influencer l'asymétrie de MEC et la perception de MEC pour les deux tâches. Le niveau d'équilibre évalué par l'échelle de Berg et le type d'aide technique n'étaient associés qu'à l'asymétrie de MEC mais pas à la perception de MEC (Tableau 4.6).

Tableau 4.6 Coefficients de corrélation de Pearson entre les variables cliniques et la MEC et les erreurs de perception pour les 16 participants à T1

VARIABLES	MEC P Dsp	MEC P PADsp	Erreur absol.norm. Dsp	Erreur absol.norm. PADsp
Côté atteint (D/G)	-0,259	-0,418	0,393	0,308
Chedoke Jambe et pied	0,860**	0,709**	-0,531*	-0,513*
Berg Équilibre	0,614*	0,593*	-0,212	-0,284
Temps AVC T1 (jours)	-0,440	-0,520*	0,372	0,492
Sensibilité superficielle (présence/absence)	0,327	0,469	-0,238	-0,298
Proprioception (présence/absence)	0,374	0,452	-0,330	-0,315
Verticale P (degrés)	-0,187	-0,249	-0,126	0,069
Verticale NP (degrés)	-0,339	-0,322	-0,108	0,055
Héminégligence (présence/absence)	0,150	0,049	0,076	0,139
Force Ext. du genou NP (Nm/kg)	0,234	-0,024	-0,039	0,032
Force Ext. du genou P (Nm/kg)	0,710**	0,613*	-0,532*	-0,530*
Différence de Force des Ext. Genou (Nm/kg)	-0,544*	-0,741**	0,575*	0,658**
Aide à la marche (4 niveaux)*	0,809**	0,530*	-0,332	-0,145

*Fauteuil roulant, marchette, canne, aucune aide.

P=Parétique; NP : Non parétique

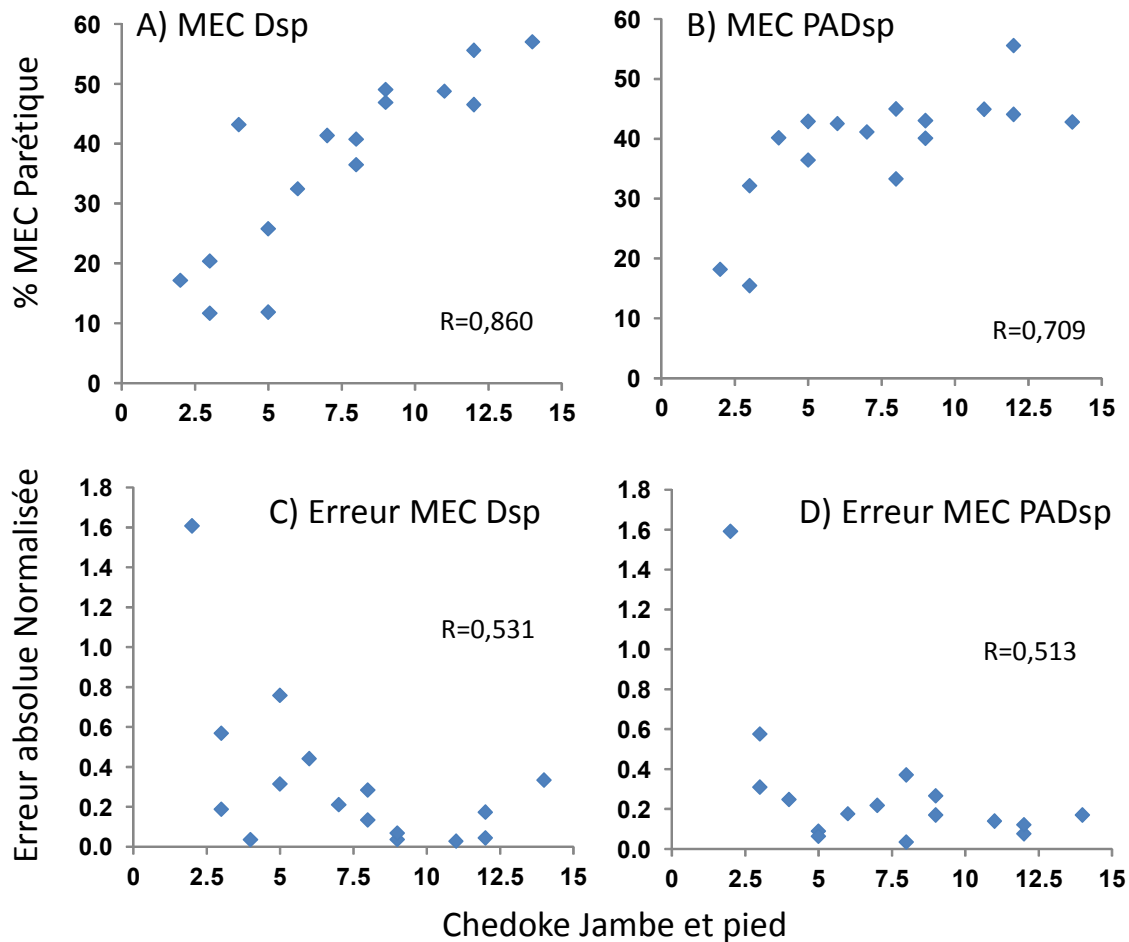


Figure 4.7 : Diagramme de dispersion de l'association entre la MEC du côté parétique (%) lors A) la station debout spontanée et lors B) du PAD et entre le score au Chedoke (somme jambe et pied \14) et les erreurs de perception C) debout et D) lors du PAD

Pour compléter l'analyse des facteurs les plus susceptibles d'influencer la MEC et la perception, une analyse de régression multiple a été effectuée (Tableau 4.7). La fonction motrice de la jambe et pied parétique (évaluée par le Chedoke) ainsi que la déviation de la verticale visuelle du côté parétique ont été identifiés comme responsables de 82,1 % des variations de la MEC en position debout. Pour la tâche du PAD, la fonction motrice de la jambe et pied et la différence de force des extenseurs du genou étaient responsables de 73,1 % des variations de la MEC. En ce qui concerne la perception de la MEC, la différence de force des extenseurs du genou expliquait 33,1 % de la variance dans les erreurs en position debout spontanée et 43,3 % pour le PAD spontané.

Tableau 4.7 Analyses de régression multiple (Stepwise) sur la MEC et les erreurs de perception.

Variabiles Dépendantes	Variabiles Indépendantes	B	Valeur p	R²
MEC spontanée debout côté parétique (Dsp) à T1	Chedoke Pied et jambe	1,026	0,000	0,740
	Verticale Parétique	0,329	0,031	0,081
	Total			0,821
MEC spontanée PAD côté parétique (PADsp) à T1	Différence de force ext. genou (Nm/kg)	-0,532	0,006	0,549
	Chedoke pied et jambe	0,475	0,011	0,182
	Total			0,731
Erreur absolue normalisée de perception debout spontané (Dsp) à T1	Différence de force extenseurs genou (Nm/kg)	0,575	0,020	0,331
Erreur absolue normalisée de perception PAD spontané (PADsp) à T1	Différence de force extenseurs genou (Nm/kg)	0,658	0,006	0,433

CHAPITRE 5 : DISCUSSION DES RÉSULTATS

Dans ce chapitre, une discussion des principaux résultats de l'étude composant ce mémoire sera d'abord présentée. Par la suite, les implications cliniques, les limites de l'étude ainsi que les avenues de recherche futures seront abordées.

5.1 Principaux résultats de recherche

Cette étude a évalué l'évolution, au cours de la réadaptation, de la répartition de MEC des personnes hémiparétiques lors de la station debout et du PAD dans deux positions de pieds et une condition avec consigne verbale. Étant donné qu'il s'agit de deux tâches avec des niveaux différents d'exigence motrice, la répartition de MEC a été comparée entre la station debout et le PAD. Enfin, la capacité des personnes hémiparétiques à juger leur répartition d'appui ainsi que les caractéristiques cliniques susceptibles de l'influencer ont été évaluées.

Il a été démontré que 10 (62,5%) et 15 (94%) des 16 participants avaient une asymétrie de MEC en faveur du côté non parétique au début de la réadaptation pour la station debout et le PAD respectivement. À la fin du séjour en réadaptation, la MEC sur le côté parétique n'a pas augmentée de façon significative si on considère le groupe en entier. Par contre, une amélioration semble plus marquée chez les participants classés plus atteints à l'égard de leur fonction motrice. De plus, dans ce sous-groupe, la MEC sur le côté parétique était plus importante lors du PAD par rapport à la station debout. Le comportement opposé a été observé chez le groupe de participants moins atteints avec une MEC du côté parétique plus importante lors de la station debout que lors du PAD. En termes de perception, l'ensemble des participants avaient tendance à surestimer leur MEC et donc à se juger comme étant moins asymétrique pour les deux tâches motrices que ce démontrent les données mesurées. Enfin, la force des muscles extenseurs du genou parétique et la différence de force ainsi que la fonction motrice évaluée par le Chedoke ont été identifiées comme les facteurs les plus susceptibles d'influencer l'asymétrie de MEC et la perception de MEC. La déviation de la perception de la verticale visuelle est aussi un facteur qui influence ce dernier paramètre.

5.2 Caractéristiques des participants de l'étude

Les participants à l'étude ont été référés par l'équipe traitante en moyenne 28,9 jours ($\pm 20,7$) après leur admission en RFI. L'évaluation initiale a donc été réalisée 52,6 jours ($\pm 23,0$) après la survenue de l'AVC et le suivi s'est déroulé sur une période moyenne de 19,6 jours ($\pm 14,5$). Ces délais permettent de situer les participants dans la phase subaiguë d'évolution d'un AVC. Toutefois, ils ne correspondent pas à ceux retrouvés dans l'étude de Gagnon et al. (2006) mais le contexte actuel marqué par des admissions de cas plus lourds pourrait expliquer ces différences. En termes de déficiences, ils avaient un niveau d'atteinte motrice modéré au membre inférieur parétique avec un score moyen au Chedoke McMaster Stroke Assessment de 3,93/7 ($\pm 1,61$) à la jambe et de 3,43/7 ($\pm 2,15$) au pied. Leur niveau d'équilibre était aussi modéré avec un score moyen sur l'échelle de Berg à 32,9/56 ($\pm 17,4$). Au niveau fonctionnel, seulement neuf d'entre eux étaient capables de se lever de la chaise sans s'appuyer avec les bras et 13 étaient capables de marcher dont huit avec une aide technique. Considérant ces limitations, les participants à la présente étude peuvent être décrits comme ayant un niveau d'atteinte global sévère à modéré.

Le protocole de recherche initial prévoyait une inclusion des participants dans le projet le plus près possible du début de la RFI et un suivi tous les 10 jours pour un total de trois à quatre évaluations. Cependant du fait que l'étude s'est déroulée dans un milieu clinique (IRGLM), ce protocole a dû être adapté pour respecter les contraintes liées au milieu et au contexte notamment l'horaire des soins de rééducation, le moment où les participants étaient informés du projet de recherche et la durée d'hospitalisation. Ainsi, le moment de l'évaluation initiale, la durée de suivi et le nombre d'évaluations ont été très variables entre les participants et différaient de ceux prévus initialement selon les données de l'étude de Gagnon et al. (2006). L'inclusion dans le projet et la première évaluation ont eu lieu entre 19 et 100 jours après l'AVC, ce qui correspond à une variabilité du même ordre que celle rapportée dans d'autres études menées au cours de la phase subaiguë (Cheng et al., 2001; de Haart et al., 2004) mais plus importante que celle de l'étude de Mercer et al. (2014) au cours de laquelle tous les participants ont été évalués un mois après l'AVC. La durée de suivi a varié entre sept et 54 jours tandis qu'elle était constante dans d'autres études comme celle de de Haart et al. (2004) qui ont évalué la MEC debout sur 12 semaines ou celle de Mercer et al. (2014) qui ont évalué la MEC au PAD sur six mois. En

résumé, la variabilité dans les délais constitue sans doute un facteur important à considérer dans l'interprétation des résultats de la présente étude et surtout lors de la comparaison avec les études antérieures.

Les participants à la présente étude ont obtenu un score moyen au Chedoke McMaster Stroke Assessment de 3,93/7 ($\pm 1,61$) à la jambe et de 3,43/7 ($\pm 2,15$) au pied au membre inférieur parétique. Dans l'étude de Mercer et al (2014), les 33 sujets hémiparétiques avaient une cotation sur l'échelle du Fugl-Meyer des membres inférieurs de 17,8 /34 $\pm 6,2$ tandis que dans l'étude de de Haart et al. (2004), les participants avaient un score de deux sur cinq sur l'échelle du FAC (Functionnal ambulation Category). Comme ces études utilisent des outils d'évaluation différents et qu'il n'existe pas de barème précis permettant de classifier le niveau d'atteinte en fonction du résultat aux différentes échelles, il est difficile de comparer le niveau d'atteinte des participants de la présente étude à celui d'autres études avec des participants au même stade d'AVC. Néanmoins, le fait que les cotations moyennes se situaient au milieu des échelles pour les trois études laisse croire que les participants à notre étude peuvent être classifiés dans la même catégorie d'atteinte que ceux des études de Mercer et al. (2014) et de de Haart et al. (2004). Par contre, en comparaison avec les sujets hémiparétiques chroniques, il est clair que les participants à la présente étude étaient plus atteints puisqu'ils n'étaient pas tous capables de marcher et de réaliser le PAD sans l'aide des bras contrairement aux participants à l'étude de Brière et al. (2013a). De même, leur score moyen au Chedoke McMaster du membre inférieur parétique était inférieur à celui retrouvé dans les études précédentes chez des personnes avec une hémiparésie chronique (Brière et al., 2013a; Mansfield et al., 2013; Roy et al., 2006). L'équilibre des participants à la présente étude était aussi nettement inférieur à celui rapporté par Brière et al (2013a) avec une valeur de 32,9 comparativement à 52,2 /56 sur l'échelle de Berg.

La seule similitude retrouvée entre nos participants et les hémiparétiques chroniques se situait au niveau du ratio de force des extenseurs des genoux du côté parétique par rapport au côté non parétique. Sa valeur moyenne était de 0,66 et donc proche de celle rapportée par les études précédentes: 0,67 et 0,6 pour les études de Brière et al. (2013a) et Roy et al. (2007) respectivement. En résumé, les caractéristiques et résultats aux tests cliniques identifient un

groupe de participants avec une atteinte sévère à modérée qui ne se comparent pas parfaitement aux participants des études effectuées avec des personnes ayant une hémiparésie chronique. Cet aspect pourrait expliquer certaines différences observées dans la réalisation de des deux tâches par rapport aux études précédentes.

5.3 Répartition d'appui lors des tâches debout et lors du PAD

Ayant déjà fait l'objet de plusieurs études (Brière et al., 2013b; Engardt & Olsson, 1992; Mansfield et al., 2013; Mercer et al., 2014), l'analyse de la répartition de MEC lors de la station debout et du PAD chez les personnes hémiparétiques n'était pas un des objectifs du présent mémoire. Néanmoins, les résultats obtenus concordent avec ceux précédemment rapportés, en montrant pour le groupe un appui plus important sur le côté non parétique. Une telle asymétrie a déjà été rapportée dès les premiers mois post AVC pour la station debout (de Haart et al., 2004) et pour le PAD (Engardt & Olsson, 1992; Mercer et al., 2014). De même, le placement symétrique des pieds n'a pas modifié la répartition d'appui au PAD par rapport au placement spontané des pieds, ce qui est en accord avec les études antérieures menées au stade chronique de l'AVC (Brière et al., 2013b; Lecours et al., 2008; Roy et al., 2006). Ainsi, il semble que même chez un groupe en phase de réadaptation, il faille placer le pied parétique en postérieur pour augmenter la MEC de ce côté. En plus, Roy et al. (2007) ont montré que placer le pied parétique derrière le pied non parétique s'accompagne d'une augmentation du moment en extension au genou parétique ce qui est intéressant considérant la faiblesse musculaire des extenseurs du genou chez les personnes hémiparétiques (Roy et al., 2007); une faiblesse également trouvée dans la présente étude.

5.3.1 Évolution de la MEC au cours de la réadaptation (objectif #1)

Entre le début et la fin de la réadaptation, la MEC sur le côté parétique des participants pour la station debout spontanée est passée de 36,5 % ($\pm 15,0$) à 39,7% ($\pm 13,4$), ce qui correspond à une amélioration (bien que non significative) très semblable à celle rapportée par de Haart et al. (2004). En effet dans cette dernière étude, 37 sujets hémiparétiques ont été évalués en moyenne 10 semaines après l'AVC, qui est un délai comparable à celui de notre étude, et leur appui sur le côté parétique est passé, après quatre semaines de réadaptation, de 36,5 % à 40% (de Haart et al., 2004). Toutefois, une meilleure évolution de la MEC en position debout pour les participants

à la présente étude ne peut être exclue, étant donné le délai relativement long (28,9 jours) s'étant écoulé entre l'arrivée en RFI et T1. Considérant que leur suivi était aussi limité à la période de réadaptation intensive, il n'est pas possible de juger l'évolution de leur MEC à plus long terme. Cependant leurs valeurs de MEC étaient similaires à celles obtenues avec des sujets chroniques (Mansfield et al., 2013; Singer et al., 2013), ce qui suggère que l'asymétrie de MEC lors de la position debout s'améliore peu en fonction du temps.

Entre le début et la fin de la réadaptation, l'appui sur le côté parétique pour le PAD est passé de 38,5% ($\pm 10,0$) à 39,1% ($\pm 9,3$), ce qui indique qu'aucun changement de la MEC ne s'est produit avec la RFI pour le groupe entier des participants. Dans l'étude de Mercer et al. (2014), une amélioration de l'appui sur le côté parétique lors du PAD a été observée pour un groupe de 33 sujets hémiparétiques évalués entre un et six mois post AVC à raison d'une fois par mois. Les valeurs de MEC correspondantes aux différents temps d'évaluation étaient de 35,7 %, 40,5%, 41,5%, 42,9%, 49,8% et 47,7% (Mercer et al., 2014). Malgré des changements relativement importants entre certaines de ces mesures, les résultats révèlent qu'entre deux et trois mois post AVC (MEC:40,5% et 41,5%), l'appui sur le côté parétique a augmenté de seulement 1%. Cette valeur est similaire à celle de la présente étude entre l'évaluation initiale et le suivi qui ont été réalisés dans les mêmes délais post AVC que notre étude. Ainsi, le fait que les participants dans la présente étude aient été évalués au-delà d'un mois post AVC et que le suivi ait été sur une courte période, pourrait expliquer l'absence d'amélioration de MEC constatée pour le PAD. Une autre explication pourrait être en lien avec le type de réadaptation que les participants ont reçu puisqu'elle ne ciblait pas spécifiquement l'amélioration de l'asymétrie de MEC mais davantage l'amélioration des capacités fonctionnelles. En effet, Engardt et al. (1993) ont obtenu une augmentation de l'appui sur le côté parétique de 13,2 % au PAD immédiatement après un entraînement de six semaines basé sur des exercices de symétrie de MEC en utilisant un feedback auditif. Dans une étude plus récente, Cheng et al. (2001) ont noté une augmentation de 10,9% de MEC du côté parétique six mois après un entraînement de trois semaines basé sur des exercices d'autocorrection de la MEC grâce à un feedback visuel et auditif et associés à des exercices répétés de PAD. Ces résultats soulignent l'importance de rééduquer de façon spécifique la répartition de MEC pour permettre une meilleure symétrie lors de l'exécution du PAD par les personnes ayant une hémiparésie à la suite d'un AVC.

5.3.2 Comparaison entre la MEC à la station debout et au PAD (objectif #2)

A notre connaissance, il s'agit de la première étude qui vise à comparer la MEC lors de la station debout et le PAD chez les personnes hémiparétiques. Les valeurs de MEC sur le côté parétique obtenues lors de la station debout spontanée au début et à la fin de la réadaptation étaient de 36,5 % ($\pm 15,0$) et 39,7% ($\pm 13,4$) respectivement et les valeurs correspondantes pour le PAD étaient de 38,5% ($\pm 10,0$) et 39,1% ($\pm 9,3$). La revue des études qui ont évalué l'une ou l'autre des deux tâches révèle des valeurs de MEC sur le côté parétique variant entre 38,5% et 40% lors de la station debout (Adegoke et al., 2012; Guillebaste et al., 2012; Mansfield et al., 2013; Rodriguez & Aruin, 2002) et entre 24 % et 43,2 % pour le PAD (Brière et al., 2010; Cheng et al., 1998; Engardt & Olsson, 1992). Néanmoins, il est difficile de comparer directement les deux tâches à partir des résultats de ces études puisqu'elles ont été évaluées avec des sujets présentant des caractéristiques cliniques différentes. D'autres études ont en plus utilisé des variables différentes pour le calcul de la MEC comme: le rapport d'appui entre le côté parétique et non parétique (Lecours et al., 2008), l'index d'asymétrie qui représente l'appui sur le côté non parétique en fonction de la symétrie parfaite (Roy et al., 2006) ou bien encore la différence d'appui entre les membres inférieurs (Cheng et al., 1998; Cheng et al., 2001). L'utilisation de ces différents outils rend, elle aussi, la comparaison difficile entre les données obtenues dans ces différentes études. Dans notre étude, la MEC des tâches a été comparée chez les mêmes sujets et en utilisant la même approche de calcul de l'asymétrie ce qui permet de comparer directement les données des deux tâches.

Les résultats obtenus dans la présente étude n'ont pas montré de différence significative au niveau de la répartition de MEC entre les deux tâches pour les 16 sujets hémiparétiques. Par contre un sous-groupe, représentant les dix personnes les plus atteintes, avait un appui sur le côté parétique plus important et statistiquement significatif lors du PAD par rapport à la station debout. Cette différence était de 6,6 % ($\pm 9,3$) et de 12,2 % ($\pm 13,8$) pour les conditions spontanée et symétrique respectivement. Il est difficile d'expliquer ce résultat contraire à l'hypothèse émise au début de ce travail, qui postulait que la tâche la plus exigeante (le PAD) provoquerait plus d'asymétrie. Il est possible qu'au moment de quitter le siège (seat-off), la tâche soit tellement difficile qu'elle requière une utilisation du côté parétique pour équilibrer les efforts entre les deux membres inférieurs. Une deuxième hypothèse serait que la MEC sur le

membre parétique pourrait aider à la stabilité lors de l'exécution du PAD. L'étude de Lecours et al. (2008) a montré une déviation importante du tronc vers le côté non parétique lors de l'exécution spontanée du PAD des personnes hémiparétiques (Lecours et al., 2008). Si plus d'asymétrie s'accompagne de plus de déviation du tronc comme le démontre leurs résultats, cela pourrait rendre la personne hémiparétique très instable et même à risque de chuter. Considérant qu'une réserve existe, c'est-à-dire que sur demande, en réponse à un feedback (Engardt, 1994) ou à un changement de placement de pied (Lecours et al., 2008), les personnes hémiparétiques réussissent à mettre plus de MEC sur le pied parétique, elles auraient donc la capacité de compenser ce déplacement du tronc (et donc du CM) en mettant plus de MEC sur le pied parétique. Cette contrainte n'existe pas en position debout et donc les participants pourraient choisir de porter plus de poids sur le pied non parétique. De plus, étant donné que le contrôle postural est plus aisé lors de la station debout par rapport au PAD, particulièrement au moment de quitter le siège (Schenkman et al., 1990), cet élément pourrait s'ajouter pour expliquer pourquoi la répartition d'appui est plus symétrique lors du PAD qu'en station debout.

Un dernier point qui pourrait expliquer les résultats obtenus est le fait que les personnes les plus sévèrement atteintes ont davantage eu recours à l'utilisation du membre supérieur sain lors du PAD alors que ce facteur n'est pas présent lors de la position debout. L'appui sur le bras non parétique pourrait contribuer à améliorer la stabilité de la tâche et donc permettre aux participants de mettre davantage d'appui sur ce membre inférieur faible qui pourrait mettre en difficulté leur équilibre lors du PAD. Les analyses ultérieures du CP en relation avec la position des pieds (données non analysées) pourraient permettre d'infirmer ou de confirmer les hypothèses sur le rôle de la stabilité dans cette augmentation de la symétrie de MEC lors du PAD en comparaison à la position debout.

5.4 Comparaison entre la MEC perçue et réelle (objectif #3)

Le troisième objectif de ce mémoire consistait à évaluer la capacité des personnes hémiparétiques à juger leur MEC lors de la station debout et le PAD au cours de la RFI. Pour les deux tâches, les moyennes de cotation sur l'EVA pour l'appui sur le côté parétique étaient inférieures à la valeur de la symétrie parfaite (50% de MEC de chaque côté), indiquant que les

personnes hémiparétiques se percevaient comme ayant un appui plus important sur le côté non parétique tel que postulé par la troisième hypothèse. Par contre, les erreurs brutes de perception étaient négatives, ce qui indique une surestimation de l'appui sur le côté parétique et donc une tendance à se juger moins asymétriques qu'elles le sont en réalité. Par conséquent, les personnes hémiparétiques en RFI semblent être capables de s'identifier comme étant asymétriques mais ont des difficultés à préciser leur MEC ce qui est en accord avec la conclusion avancée par Brière et al. (2010). Étant donné qu'un temps nécessaire de familiarisation et d'explication de l'EVA a été alloué avant d'évaluer la perception et qu'aucun participant ne s'est coté systématiquement comme ayant une symétrie parfaite sur tous les essais (biais de tendance centrale), il est peu probable que les erreurs de perception observées soient reliées à une mauvaise compréhension de l'échelle. Ces erreurs ne pourraient pas non plus, s'expliquer par la perception de l'effort puisque l'étude de Brière et al. (2013a) a montré que les personnes hémiparétiques jugent mieux leur répartition de MEC que leur répartition d'effort aux genoux. L'explication avancée par ces derniers auteurs est le fait que la perception de MEC est reliée à des afférences musculaires, proprioceptives et visuelles alors que la perception de l'effort est basée sur des afférences sensorielles plus restreintes provenant essentiellement des muscles. Ayant plus de sources d'informations, les personnes hémiparétiques pourraient percevoir leur MEC avec plus de facilité que l'effort. En résumé, les erreurs de perception calculées dans la présente étude seraient probablement dues à des troubles réels de la perception de MEC plutôt qu'à une mauvaise compréhension de l'EVA ou à la cotation d'une variable autre que la perception de MEC comme l'effort.

A notre connaissance, il s'agit de la première étude qui vise à évaluer la perception de MEC lors de la station debout en utilisant l'EVA. Les résultats ont révélé une association faible à modérée entre les scores de cotation sur l'EVA et l'appui réel, témoignant des troubles assez importants au niveau de la perception de MEC. Dans des études antérieures (Bohannon & Tinti-Wald, 1991; Bohannon et al., 1989), cette dernière variable a été étudiée en demandant aux participants de produire une répartition de poids selon une cible fixée à l'avance (25%, 50% et 75% du poids corporel total) et les erreurs de perception étaient calculées en faisant la différence entre la MEC produite par les sujets et la cible demandée. En utilisant cette approche d'évaluation de la perception de MEC, Bohannon et Tinti-Wald (1991) ont retrouvé des erreurs plus élevées chez

des personnes hémiparétiques évaluées en moyenne 35,2 jours après leur AVC par rapport aux personnes saines. Indépendamment de l'outil de mesure, il semble donc que les personnes hémiparétiques aient des difficultés à percevoir leur MEC et ceci dès les premiers mois post AVC. Cependant il est difficile de comparer précisément les erreurs de perception entre les études, compte tenu des différences au niveau des outils de mesure et des conditions d'évaluation (positions différentes de pieds et consigne verbale versus des cibles à atteindre). Considérant ces différences, la comparaison serait donc uniquement possible pour les tâches de répartition symétrique de l'appui (consigne verbale et cible à 50%). Bien que les erreurs des participants à la présente étude (4,06% ($\pm 11,9$) à T1) aient été supérieures à celles des sujets sains (3,3% ($\pm 3,7$)) (Bohannon et al., 1989), elles étaient inférieures à celles des sujets hémiparétiques de l'étude de Bohannon et Tinti-Wald, (1991) (5,2% ($\pm 4,0$)). La différence entre les outils d'évaluation pourrait expliquer ce résultat, puisque nous avons calculé la différence entre la perception des participants (la cotation sur l'EVA) et leur MEC réelle tandis que Bohannon et Tinti-Wald (1991) mesuraient la différence entre ce qui était fait et la cible demandée sans s'informer si les participants croyaient avoir atteint cette cible.

En ce qui concerne le PAD, une association faible à modérée entre les scores de cotation sur l'EVA et l'appui réel a été notée. Ces résultats indiquent des difficultés de perception de la MEC pour cette tâche chez les sujets hémiparétiques et est en accord avec les conclusions avancées dans les études antérieures (Brière et al., 2010; Brière et al., 2013a; Engardt & Olsson, 1992). Toutefois, les valeurs des erreurs (brutes et absolues) étaient supérieures à celles rapportées par Brière et al. (2010) pour la position spontanée des pieds et la condition avec consigne verbale de symétriser l'appui. Les participants à cette dernière étude avaient une meilleure fonction motrice du membre inférieur parétique et un meilleur équilibre que ceux des participants à notre étude. Ceci pourrait expliquer la différence au niveau des erreurs de perception de MEC et suggère que les troubles de perception pourrait varier dans le même sens que le niveau d'atteinte des personnes hémiparétiques.

La représentation graphique des données individuelles de perception pour les deux tâches démontre un comportement variable entre les participants. Certains jugeaient leur MEC avec des erreurs plus importantes au PAD par rapport à la station debout tandis que d'autres avaient

le jugement contraire. Chez les personnes saines, la perception de MEC durant la station debout (Bohannon et al., 1989) était comparable à celle au PAD (Lauzière et al., 2010). Il semble par conséquent, que l'importance des erreurs de perception ne soit pas reliée au type de tâche mais plutôt aux caractéristiques cliniques des personnes évaluées. L'association trouvée entre certaines données cliniques et les erreurs de perception supporte en partie cette explication.

A notre connaissance, il s'agit de la première étude qui a suivi l'évolution de la perception de MEC au cours de la réadaptation. Les résultats obtenus n'ont pas montré de changement entre le début et la fin de la réadaptation. Considérant que les erreurs des participants à la présente étude étaient supérieures à celles des sujets chroniques de l'étude de Brière et al. (2010), il est possible que la perception de MEC s'améliore au fil du temps tout comme les autres déficits reliés à l'AVC.

5.5 Facteurs influençant la MEC et la perception de MEC (objectif #4)

5.5.1 Facteurs influençant la MEC

Des corrélations allant d'un niveau modéré à fort ont été obtenues entre d'une part la faiblesse des extenseurs du genou parétique, la différence de force en extension des genoux et la fonction motrice du membre inférieur parétique, mesurée par le Chedoke, et d'autre part l'asymétrie de MEC pour la station debout et le PAD. De plus, ces facteurs étaient responsables à eux seuls de 73,1 % des variations de MEC au PAD spontané. Ces résultats soulignent l'implication possible de la motricité dans la génération d'une asymétrie de MEC et pourraient donc expliquer l'amélioration plus nette de la MEC qui a été observée dans le sous-groupe des participants les plus atteints (par rapport aux moins atteints). Dans les études antérieures (Brière et al., 2010; Genthon, Rougier, et al., 2008; Roy et al., 2007), la motricité a déjà été identifiée comme faisant partie des facteurs les plus susceptibles d'influencer la MEC des personnes hémiparétiques. De plus parmi les éléments de la motricité, la force des muscles extenseurs des genoux semble être la plus impliquée. Ce rôle a été mis en évidence par Roy et al. (2007) en montrant un lien entre l'asymétrie de force maximale des extenseurs du genou (ratio parétique / non parétique) et l'asymétrie des moments de force aux genoux lors du PAD : plus la force de ces muscles est semblable (moins de faiblesse du côté parétique) meilleure est la symétrie des moments de force

(Roy et al., 2007). L'hypothèse avancée par Roy et al. (2007) pour expliquer ce lien était que les sujets hémiparétiques axaient leur exécution sur la production d'un même effort aux membres inférieurs (Milot et al., 2007). Considérant qu'il existe une différence de force entre le côté parétique et non parétique, le résultat serait forcément une asymétrie des moments de force (Roy et al., 2007). Cette hypothèse n'a toutefois pas été vérifiée par les travaux de Brière et al. (2013a), lesquels ont aussi montré que les sujets hémiparétiques ont des difficultés à percevoir l'effort. De plus dans la présente étude, les muscles des hanches n'ont pas été évalués et le niveau d'association avec l'asymétrie de MEC n'a donc pas été testé. Considérant que le PAD ne s'accompagne pas d'une asymétrie des moments de force des hanches (Roy et al., 2007) aussi importante qu'aux genoux, il est peu probable que ces muscles soient impliqués dans l'asymétrie de MEC. Toutefois, il serait intéressant de vérifier cette hypothèse dans des études futures chez des personnes hémiparétiques en RFI.

Par ailleurs, 37% des participants de notre étude avaient une déviation de la verticale visuelle vers le côté controlatéral à la lésion cérébrale avec une valeur moyenne (\pm écart-type) de 4,17 (\pm 2,38) degrés ce qui concorde avec les résultats précédemment rapportés (Bonan, Leman, et al., 2006; Perennou et al., 2008). Cette déviation et la fonction motrice du membre inférieur parétique étaient responsables de 82,2 % des variations de MEC en position debout, ce qui suggère l'implication possible de la perception de la verticale visuelle dans la répartition d'appui. Dans les études antérieures, la déviation de la verticale visuelle vers le côté parétique a été associée à la "latéropulsion" qui est la déviation active du corps vers le même côté que la verticale perçue (Perennou et al., 2008). Les personnes hémiparétiques qui présentent ce trouble s'aligneraient selon une verticale visuelle déviée de la réalité mais qu'eux considèrent comme leur référence interne pour adapter leur posture (Perennou et al., 2014). Considérant que la déviation du corps se fait toujours dans le même sens que celle du CM (donc vers l'appui) et en se basant sur l'hypothèse de Perennou et al. (2008), la déviation de la verticale visuelle vers le côté parétique devrait obligatoirement s'accompagner d'un appui plus important du même côté. Cette conclusion ne correspond toutefois, pas à ce qui a été observé chez les participants de la présente étude. N'ayant pas de "latéropulsion", telle que décrite par Perennou et al. (2008), la déviation de la verticale visuelle révélée dans notre étude serait un trouble perceptuel global

susceptible d'influencer la MEC et non une référence sur laquelle les participants se basent pour répartir leur poids vers un côté ou un autre.

Enfin, une corrélation a été notée entre l'équilibre évalué par l'échelle de Berg et l'asymétrie de MEC pour les deux tâches. Pour maintenir un équilibre en position debout, le CG doit être confondu avec le CP (Genthon, Rougier, et al., 2008). Lorsque les déplacements du CP sont importants, ce dernier s'éloigne du CG et l'équilibre est compromis en conséquence. Dans les études antérieures, les déplacements du CP en position debout étaient plus importants chez les sujets hémiparétiques qui mettaient plus d'appui sur le côté non parétique par rapport à ceux ayant une MEC symétrique (Mansfield et al., 2013) et par rapport à des sujets âgés en bonne santé (de Haart et al., 2004), ce qui suggère qu'une MEC symétrique est nécessaire pour maintenir l'équilibre debout.

Concernant le PAD, un index de stabilité mesurant le temps requis pour que le CP atteigne les limites médiolatérales de la base de support (donc le temps nécessaire pour éviter la chute), était plus élevé chez les personnes hémiparétiques par rapport aux personnes saines (Duclos et al., 2008). Ce résultat pourrait expliquer les travaux de Cheng et al. (1998) qui avaient considéré l'asymétrie de MEC comme un facteur de risque de chutes. En somme, ces résultats indiquent une association entre l'asymétrie de MEC et l'équilibre des personnes hémiparétiques. La perturbation de l'équilibre étant associée au risque de chutes, il serait donc important d'améliorer la répartition de MEC afin de limiter ce risque. Tel que mentionné précédemment, le lien est encore plus difficile à établir dans la présente étude puisque certains patients (n=7) ont utilisé un appui sur le bras non parétique pour exécuter le PAD influençant la stabilité.

5.5.2 Facteurs influençant la perception de MEC

Le dernier objectif de ce travail était d'évaluer les facteurs qui sont les plus associés à la perception de la répartition d'appui. Tel qu'attendu, une association entre la perception de MEC et la motricité a été démontrée de trois façons. D'abord, les erreurs de perception de MEC étaient corrélées avec la fonction motrice du membre inférieur parétique mesurée par le Chedoke, la force des extenseurs du genou parétique et la différence de force en extension aux genoux. Ensuite, l'analyse de régression multiple a montré que la différence de force des extenseurs du

genou était responsable de 33,1 % des variations des erreurs en position debout spontanée et de 43,3 % du PAD spontané. Enfin, les sujets hémiparétiques avaient tendance à avoir plus d'erreurs de perception dans le sous-groupe le plus atteint. Dans l'étude de Brière et al. (2010), il n'y avait pas d'association entre la perception de MEC et la motricité. Comparée aux participants à la présente étude, les personnes hémiparétiques de l'étude de Brière et al. (2010) avaient un niveau de fonction motrice meilleur. Ceci pourrait expliquer la différence observée et suggère que la perception de MEC pourrait être différente selon le niveau d'atteinte : les personnes les moins atteintes percevraient mieux la MEC que les plus atteintes.

Le sous-groupe des participants les plus atteints était aussi celui ayant la MEC la plus asymétrique, ce qui laisse croire que l'asymétrie de MEC pourrait aussi être considérée comme un facteur prédictif de la perception de MEC. Toutefois, le lien de cause à effet entre ces deux paramètres mérite d'être investigué davantage afin de vérifier si les troubles de la perception contribuent à la persistance de l'asymétrie de MEC malgré la réadaptation. Au final, contrairement à ce qui était attendu (quatrième hypothèse), l'association entre la perception de MEC d'une part et la sensibilité et la perception spatiale d'autre part ne s'est pas avérée être présente. Une explication possible à ce résultat est que la sensibilité superficielle (toucher léger) et la proprioception ont été évaluées avec une variable à deux niveaux (présence ou absence). Une évaluation détaillée de la sensibilité aurait pu permettre une meilleure évaluation de cet aspect en discriminant davantage les différences entre les participants. L'existence d'autres facteurs plus déterminants pour la perception de MEC, comme les troubles moteurs, pourrait aussi expliquer l'absence d'association avec la sensibilité et la perception spatiale.

5.6 Retombées cliniques de l'étude

Habituellement, la RFI a comme objectifs la correction des déficiences reliées à l'AVC comme la motricité, la sensibilité ou l'équilibre dans le but ultime d'améliorer les capacités fonctionnelles des personnes hémiparétiques. Cependant, les résultats de la présente étude semblent indiquer que ce type de réadaptation ne permet pas d'atteindre une répartition symétrique de l'appui lors de l'exécution des tâches motrices et qu'un lien semble exister entre l'asymétrie de MEC et la sévérité de l'atteinte. De plus, les résultats montrent que les troubles de perception de MEC sont importants. Il serait par conséquent intéressant de considérer dans

le futur des interventions cliniques qui incluent en plus, des exercices de correction des déficiences physiques, d'autres exercices spécifiques aux troubles de perception de la MEC. Ce type d'intervention permettrait aux personnes hémiparétiques de prendre conscience de leur asymétrie et donc de mieux intégrer les consignes relatives à la répartition d'appui lors de l'exécution des tâches motrices. Des exercices utilisant le feedback visuel seraient un exemple relativement peu coûteux et dont l'efficacité a déjà été démontrée (Cheng et al., 2001). Il ressort également des résultats de la présente étude que la faiblesse des muscles extenseurs du genou parétique est un facteur important à considérer dans la répartition de MEC et la perception de MEC. L'augmentation de sa force devrait par conséquent continuer à être parmi les objectifs de la réadaptation.

5.7 Limites de l'étude

L'étude s'est déroulée en milieu clinique (IRGLM) et le protocole d'évaluation a dû, de ce fait, être adapté aux contraintes de ce contexte. Le recrutement des participants a été laborieux puisqu'il fallait retrouver des sujets présentant des capacités motrices suffisantes pour être capables de réaliser les tâches demandées (le PAD et se mettre debout pendant 10 secondes) et cognitives suffisantes pour comprendre l'échelle d'évaluation de la perception de MEC. De plus, chez certains participants, il a fallu attendre assez longtemps avant d'évaluer les participants puisque les cliniciens les jugeaient inaptes à réaliser le projet en raison de leurs faibles capacités motrices et d'endurance. Cet aspect a donc limité notre capacité à évaluer tôt les participants dans leur RFI. De ce fait, l'évaluation initiale a été cédulée en moyenne plus tard de ce qu'était prévu au début de l'étude. D'autres participants avaient au contraire très peu d'incapacités, ce qui a raccourci leur durée d'hospitalisation et nous avons donc pu évaluer que 10 participants sur 16 à plus de deux reprises. Trois autres participants ont eu congé après une seule évaluation et leurs données n'ont donc pas été utilisées dans l'analyse des résultats. En raison des difficultés de recrutement et de suivi sus décrites, le nombre final des participants était de 16, alors qu'il aurait été préférable d'avoir un échantillon de plus grande taille. Cet élément doit donc, être pris en considération dans l'interprétation des résultats.

L'évaluation clinique des participants de la présente étude s'est basée essentiellement sur des tests effectués par les cliniciens dans le cadre de leur protocole de suivi habituel ou ceux relevés

au dossier médical. Ce choix a été fait dans le souci d'écourter la séance d'évaluation au laboratoire afin de limiter la fatigue des participants. Néanmoins, ce compromis a été à l'origine de plusieurs données manquantes comme pour le TUG et le test de marche. Le choix des tests cliniques était aussi limité à ceux qui se faisaient de façon courante en clinique alors que d'autres tests plus spécifiques auraient pu être utilisés (exemple : test de la sensibilité superficielle avec les microfilaments au lieu du toucher léger). En ce qui concerne l'évaluation au laboratoire, le calcul de la MEC s'est fait de la même façon que dans l'étude de Brière et al. (2013b). D'autres méthodes de calcul auraient pu toutefois, être utilisées afin d'élargir les possibilités de comparaison avec les données de la littérature.

Parmi les 16 sujets hémiparétiques inclus dans notre étude, six avaient un niveau de fonction motrice élevé et une répartition quasi symétrique de l'appui avant même de commencer la RFI. Pour ce sous-groupe de sujets, il était difficile donc d'observer un changement au niveau de leur MEC avec la réadaptation.

L'évaluation de la perception de MEC a été effectuée au moyen d'une EVA administrée sur un ordinateur portable. Malgré un temps d'explication et de familiarisation suffisant, la possibilité d'une mauvaise compréhension de l'échelle ne peut être définitivement exclue surtout pour les participants moins familiers avec l'utilisation des ordinateurs. De plus, pour trois participants ayant des limitations fonctionnelles importantes au niveau de la main dominante, la cotation a été faite selon une échelle verbale tout en respectant la structure de l'échelle originale mais pourrait avoir biaisé la précision des résultats de leur perception.

5.8 Généralisation des résultats

La généralisation des résultats doit se restreindre aux personnes hémiparétiques présentant les mêmes caractéristiques que celles incluses dans cette étude et donc avec un niveau de déficiences motrice et sensitive modéré et dont l'AVC serait récent (entre deux et trois mois environ). Toutefois, le nombre de participants et la variabilité interindividuelle en particulier en rapport avec leurs déficiences limitent possiblement la généralisation de certains résultats. D'autres études avec des sujets hémiparétiques ayant des caractéristiques cliniques plus homogènes seraient donc intéressantes à considérer dans le futur.

5.9 Avenues des recherches futures

Cette étude a constitué une étape supplémentaire dans la compréhension de la perception de MEC des personnes hémiparétiques lors du maintien de la station debout et lors du PAD ainsi que des facteurs qui leur sont associés. L'analyse des implications cliniques et des limites de cette étude permet de dégager des nouvelles pistes pour des recherches futures. Les prochaines études pourraient ainsi tenter de suivre sur une plus longue période les changements de MEC afin de dresser une courbe d'évolution continue depuis la phase aiguë jusqu'à la phase chronique. D'autres études pourraient évaluer l'efficacité d'un programme d'entraînement basé en plus de la réadaptation conventionnelle sur des exercices d'amélioration de la perception de MEC. L'évaluation d'un tel programme d'entraînement permettrait ainsi de statuer sur l'implication des troubles de perception dans l'asymétrie de MEC.

CHAPITRE 6 : CONCLUSION

Il est connu que les personnes ayant une hémiparésie à la suite d'un AVC présentent une MEC asymétrique lors de la station debout et lors du PAD. Par contre, peu d'études ont quantifié l'évolution de la MEC avec la réadaptation ou la précision avec laquelle ces personnes sont capables de la juger. Cette étude, menée avec 16 participants, se veut donc une continuité vers une compréhension plus approfondie de ces troubles. Les résultats ont permis de démontrer qu'une asymétrie de répartition de l'appui en faveur du côté non parétique est présente dès les premiers mois après l'AVC et qu'elle persiste malgré la RFI. Toutefois, chez ceux présentant une atteinte sévère de la fonction motrice, la MEC tend à s'améliorer avec la réadaptation. Ce résultat suggère que la motricité des membres inférieurs doit être considérée parmi les facteurs susceptibles d'expliquer l'asymétrie de MEC. La suite des analyses a permis d'appuyer cette idée en montrant une corrélation forte à modérée entre le score au Chedoke du membre inférieur et la force des extenseurs du genou parétique d'une part et l'asymétrie de MEC de l'autre part.

Cette étude est la première à comparer la MEC entre la station debout et le PAD chez les personnes hémiparétiques. Les résultats obtenus n'ont pas montré de différence significative entre les deux tâches pour les 16 sujets hémiparétiques. Par contre un sous-groupe, représentant les dix personnes les plus atteintes à l'égard de la fonction motrice du membre inférieur, avait un appui sur le côté parétique plus important et statistiquement significatif lors du PAD par rapport à la station debout. Ce résultat suggère que les personnes hémiparétiques auraient une réserve pour symétriser l'appui qu'elles utilisent uniquement lorsqu'elles sont face à une tâche exigeante ou qui compromet leur stabilité comme le PAD.

En ce qui a trait à la perception de MEC, il serait possible pour les personnes hémiparétiques d'identifier le côté sur lequel ils mettent plus d'appui lors de la station debout et le PAD mais leur jugement se ferait dans le sens d'une surestimation de l'appui sur le côté parétique. Encore une fois, la motricité serait le facteur le plus important à considérer pour expliquer les erreurs de perception.

A la lumière de ces informations, des interventions thérapeutiques incluant des exercices spécifiques à la répartition et la perception de MEC peuvent être suggérées. L'augmentation de la force des extenseurs du genou parétique, serait nécessaire par exemple, afin de corriger l'asymétrie de MEC chez les personnes hémiparétiques mais ne serait pas le seul facteur à considérer. Les biais dans la perception pourraient aussi être un facteur déterminant dans le succès de la réadaptation mais des études futures seraient nécessaires pour le confirmer.

En somme, ce mémoire a contribué à l'enrichissement des connaissances en tentant d'expliquer les raisons de la répartition asymétrique et les erreurs de perception de MEC lors de la station debout et le PAD chez les personnes présentant une hémiparésie à la suite d'un AVC au stade de RFI. Les résultats obtenus ouvrent la voie à d'autres recherches qui pourraient explorer davantage les facteurs susceptibles d'influencer l'asymétrie et la perception de MEC et permettraient de mieux objectiver la relation de cause à effet entre ces deux variables.

CHAPITRE 7 : BIBLIOGRAPHIE

Accornero, N., Capozza, M., Rinalduzzi, S., & Manfredi, G. W. (1997). Clinical multisegmental posturography: age-related changes in stance control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 105(3), 213-219.

Ada, L., Dorsch, S., & Canning, C. G. (2006). Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. *Aust J Physiother*, 52(4), 241-248.

Ada, L., & Westwood, P. (1992). A kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke. *Aust J Physiother*, 38(2), 135-142.

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 (Pt 5), 1459-1476.

Adegoke, B. O., Olaniyi, O., & Akosile, C. O. (2012). Weight bearing asymmetry and functional ambulation performance in stroke survivors. *Glob J Health Sci*, 4(2), 87-94.

Aramaki, Y., Nozaki, D., Masani, K., Sato, T., Nakazawa, K., & Yano, H. (2001). Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res*, 136(4), 463-473.

Arcan, M., Brull, M. A., Najenson, T., & Solzi, P. (1977). FGP assessment of postural disorders during the process of rehabilitation. *Scand J Rehabil Med*, 9(4), 165-168.

Arcelus, A., Herry, C. L., Goubran, R. A., Knoefel, F., Sveistrup, H., & Bilodeau, M. (2009). Determination of sit-to-stand transfer duration using bed and floor pressure sequences. *IEEE Trans Biomed Eng*, 56(10), 2485-2492.

Arfken, C. L., Lach, H. W., Birge, S. J., & Miller, J. P. (1994). The prevalence and correlates of fear of falling in elderly persons living in the community. *Am J Public Health, 84*(4), 565-570.

Aruin, A. S., Hanke, T., Chaudhuri, G., Harvey, R., & Rao, N. (2000). Compelled weight bearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *J Rehabil Res Dev, 37*(1), 65-72.

Barbieri, G., Gissot, A. S., Fouque, F., Casillas, J. M., Pozzo, T., & Perennou, D. (2008). Does proprioception contribute to the sense of verticality? *Exp Brain Res, 185*(4), 545-552.

Barra, J., Marquer, A., Joassin, R., Reymond, C., Metge, L., Chauvineau, V., & Perennou, D. (2010). Humans use internal models to construct and update a sense of verticality. *Brain, 133*(Pt 12), 3552-3563.

Barreca, S., Sigouin, C., Lambert, C., & Ansley, B. (2004). Effects of Extra Training on the Ability of Stroke Survivors to Perform an Independent Sit-to-Stand: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Geriatric Physical Therapy, 27*(2), 59-64.

Bartley, S. H. (1970). The homeostatic and comfort perceptual systems. *J Psychol, 75*, 157-162.

Bauermeister, M., Werner, H., & Wapner, S. (1964). The effect of body tilt on tactual kinesthetic perception of verticality. *Am J Psychol, 77*, 451-456.

Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. I. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med, 27*(1), 27-36.

Berger, W., Horstmann, G., & Dietz, V. (1984). Tension development and muscle activation in the leg during gait in spastic hemiparesis: independence of muscle hypertonia and exaggerated stretch reflexes. *J Neurol Neurosurg Psychiatry, 47*(9), 1029-1033.

Bertrand, A. M. (2004). *Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral*: Université de Montréal, Montréal.

Bertrand, A. M., Mercier, C., Shun, P. L., Bourbonnais, D., & Desrosiers, J. (2004). Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *J Neurophysiol*, *91*(4), 1579-1585.

Blouin, M., & Attieh, G. (1995). *Dictionnaire de la réadaptation* (L. P. d. Québec Ed.). Québec.

Bobbert, M. F., de Graaf, W. W., Jonk, J. N., & Casius, L. J. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *J Appl Physiol* (1985), *100*(2), 493-499.

Bohannon, R. W. (2007). Knee extension strength and body weight determine sit-to-stand independence after stroke. *Physiother Theory Pract*, *23*(5), 291-297.

Bohannon, R. W., & Larkin, P. A. (1985). Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther*, *65*(9), 1323-1325.

Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*, *67*(2), 206-207.

Bohannon, R. W., & Tinti-Wald, D. (1991). Accuracy of weight bearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Percept Mot Skills*, *72*(3 Pt 1), 935-941.

Bohannon, R. W., Waters, G., & Cooper, J. (1989). Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills*, *69*(3 Pt 1), 875-880.

Bonan, I. V. (2011). Intérêts et limites de la mesure de la perception de la verticale pour l'évaluation des troubles de l'équilibre. Retrieved July 28, 2014, from <http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/coursDESverticalit%C3%A9.pdf>

- Bonan, I. V., Derighetti, F., Gellez-Leman, M. C., Bradai, N., & Yelnik, A. P. (2006). Visual dependence after recent stroke. *Ann Readapt Med Phys*, 49(4), 166-171.
- Bonan, I. V., Leman, M. C., Legargasson, J. F., Guichard, J. P., & Yelnik, A. P. (2006). Evolution of subjective visual vertical perturbation after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 20(4), 484-491.
- Bonan, I. V., Marquer, A., Eskiizmirliler, S., Yelnik, A. P., & Vidal, P. P. (2013). Sensory reweighting in controls and stroke patients. *Clin Neurophysiol*, 124(4), 713-722.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*, 14(5), 377-381.
- Brandt, T., Dieterich, M., & Danek, A. (1994). Vestibular cortex lesions affect the perception of verticality. *Ann Neurol*, 35(4), 403-412.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 41(8), 1704-1708.
- Brière, A., Nadeau, S., Lauzière, S., & Gravel, D. (2013a). Perception of weight-bearing and effort distribution during sit-to-stand in individuals post-stroke. *Percept Mot Skills*, 117(1), 1208-1223.
- Brière, A., Nadeau, S., Lauzière, S., Gravel, D., & Dehail, P. (2013b). Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis and healthy controls. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(2), 508-515.
- Britton, E., Harris, N., & Turton, A. (2008). An exploratory randomized controlled trial of assisted practice for improving sit-to-stand in stroke patients in the hospital setting. *Clin Rehabil*, 22(5), 458-468.
- Bronstein, A. M., Perennou, D. A., Guerraz, M., Playford, D., & Rudge, P. (2003). Dissociation of visual and haptic vertical in two patients with vestibular nuclear lesions. *Neurology*, 61(9), 1260-1262.

Brunnstrom, S. (1966). Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages. *Phys Ther*, 46(4), 357-375.

Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A., & Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(7), 924-929.

Buckingham, G. (2014). Getting a grip on heaviness perception: a review of weight illusions and their probable causes. *Exp Brain Res*, 232(6), 1623-1629.

Burnfield, J. M., McCrory, B., Shu, Y., Buster, T. W., Taylor, A. P., & Goldman, A. J. (2013). Comparative kinematic and electromyographic assessment of clinician- and device-assisted sit-to-stand transfers in patients with stroke. *Phys Ther*, 93(10), 1331-1341.

Camargos, A. C., Rodrigues-de-Paula-Goulart, F., & Teixeira-Salmela, L. F. (2009). The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 90(2), 314-319.

Cameron, D. M., Bohannon, R. W., Garrett, G. E., Owen, S. V., & Cameron, D. A. (2003). Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(4), 332-340.

Carson, R. G., Riek, S., & Shahbazzpour, N. (2002). Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *J Physiol*, 539(Pt 3), 913-925.

Chen, G., Patten, C., Kothari, D. H., & Zajac, F. E. (2005). Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture*, 22(1), 51-56.

Cheng, P. T., Chen, C. L., Wang, C. M., & Hong, W. H. (2004). Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 83(1), 10-16.

Cheng, P. T., Liaw, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Lee, M. Y., & Lin, P. S. (1998). The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(9), 1043-1046.

Cheng, P. T., Wu, S. H., Liaw, M. Y., Wong, A. M., & Tang, F. T. (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(12), 1650-1654.

Christiansen, C. L. and J. E. Stevens-Lapsley (2010). "Weight-bearing asymmetry in relation to measures of impairment and functional mobility for people with knee osteoarthritis." *Arch Phys Med Rehabil* 91(10): 1524-1528

Cooper, D. F., Grimby, G., Jones, D. A., & Edwards, R. H. (1979). Perception of effort in isometric and dynamic muscular contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 41(3), 173-180.

Dai, C. Y., Liu, W. M., Chen, S. W., Yang, C. A., Tung, Y. C., Chou, L. W., & Lin, L. C. (2014). Anosognosia, neglect and quality of life of right hemisphere stroke survivors. *Eur J Neurol*, 21(5), 797-801.

Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D., & Marsden, C. D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol*, 469, 479-499.

de Haart, M., Geurts, A. C., Huidekoper, S. C., Fasotti, L., & van Limbeek, J. (2004). Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(6), 886-895.

Desjardins, P., & Gagnon, M. (2001). A force platform for large human displacements. *Med Eng Phys*, 23(2), 143-146.

Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T., & Scheer, D. (1984). Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther*, 64(1), 19-23.

Duclos, C., Nadeau, S., & Lecours, J. (2008). Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, 22(6), 715-722.

Dyer, J. O., Maupas, E., Melo Sde, A., Bourbonnais, D., & Forget, R. (2011). Abnormal coactivation of knee and ankle extensors is related to changes in heteronymous spinal pathways after stroke. *J Neuroeng Rehabil*, 8, 41.

Eisler, H. (1962). Subjective scale of force for a large muscle group. *J Exp Psychol*, 64, 253-257.

Eng, J. J., & Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(8), 1138-1144.

Engardt, M. (1994). Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 31, 1-57.

Engardt, M., & Olsson, E. (1992). Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med*, 24(2), 67-74.

Engardt, M., Ribbe, T., & Olsson, E. (1993). Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehabil Med*, 25(1), 41-48.

Faria, C. D., Teixeira-Salmela, L. F., Silva, E. B., & Nadeau, S. (2012). Expanded timed up and go test with subjects with stroke: reliability and comparisons with matched healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(6), 1034-1038.

Fitzpatrick, R., Rogers, D. K., & McCloskey, D. I. (1994). Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J Physiol*, 480 (Pt 2), 395-403.

- Flansbjerg, U. B., Holmback, A. M., Downham, D., & Lexell, J. (2005). What change in isokinetic knee muscle strength can be detected in men and women with hemiparesis after stroke? *Clin Rehabil*, *19*(5), 514-522.
- Fleming, S. M., Maloney, L. T., & Daw, N. D. (2013). The irrationality of categorical perception. *J Neurosci*, *33*(49), 19060-19070.
- Forster, A., & Young, J. (1995). Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *Bmj*, *311*(6997), 83-86.
- Gagnon, D., Nadeau, S., & Tam, V. (2006). Ideal timing to transfer from an acute care hospital to an interdisciplinary inpatient rehabilitation program following a stroke: an exploratory study. *BMC Health Serv Res*, *6*, 151.
- Galli, M., Cimolin, V., Crivellini, M., & Campanini, I. (2008). Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture*, *28*(1), 80-85.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977a). Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. *J Physiol*, *272*(3), 673-689.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977b). Sensations of heaviness. *Brain*, *100*(2), 345-354.
- Gentaz, E., Badan, M., Luyat, M., & Touil, N. (2002). The manual haptic perception of orientations and the oblique effect in patients with left visuo-spatial neglect. *Neuroreport*, *13*(3), 327-331.
- Genthon, N., Gissot, A. S., Froger, J., Rougier, P., & Perennou, D. (2008). Posturography in patients with stroke: estimating the percentage of body weight on each foot from a single force platform. *Stroke*, *39*(2), 489.

Gentton, N., Rougier, P., Gissot, A. S., Froger, J., Pelissier, J., & Perennou, D. (2008). Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke*, 39(6), 1793-1799.

Gilman S. (2002). Joint position sense and vibration sense; anatomical organisation and assessment. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 73(5), 473-477.

Godi, M., Turcato, A. M., Schieppati, M., & Nardone, A. (2014). Test-retest reliability of an insole plantar pressure system to assess gait along linear and curved trajectories. *J Neuroeng Rehabil*, 11, 95.

Goldie, P. A., Matyas, T. A., Evans, O. M., Galea, M., & Bach, T. M. (1996). Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(6), 333-342.

Gonzalez-Fernandez, M., Ottenstein, L., Atanelov, L., & Christian, A. B. (2013). Dysphagia after Stroke: an Overview. *Curr Phys Med Rehabil Rep*, 1(3), 187-196.

Goulart, F. R., & Valls-Sole, J. (1999). Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. *Clin Neurophysiol*, 110(9), 1634-1640.

Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., . . . Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.

Grossman, G. E., Leigh, R. J., Bruce, E. N., Huebner, W. P., & Lanska, D. J. (1989). Performance of the human vestibuloocular reflex during locomotion. *J Neurophysiol*, 62(1), 264-272.

Guillebaste, B., Rougier, P. R., Sibille, B., Chrispin, A., Detante, O., & Perennou, D. A. (2012). When might a cane be necessary for walking following a stroke? *Neurorehabil Neural Repair*, 26(2), 173-177.

Guttman, A., Burstin, A., Brown, R., Bril, S., & Dickstein, R. (2012). Motor imagery practice for improving sit to stand and reaching to grasp in individuals with poststroke hemiparesis. *Top Stroke Rehabil, 19*(4), 306-319.

Hakim, A. M., Silver, F., & Hodgson, C. (1998). Is Canada falling behind international standards for stroke care? *Cmaj, 159*(6), 671-673.

Heart and Stroke Foundation of Canada. (2012, June 26, 2012). Stroke. Retrieved July 23, 2014, from <http://www.heartandstroke.qc.ca/site/c.pkI0L7MMJrE/b.3660197/k.358C/Statistics.htm#stroke>

Hebert, L. J., Gravel, D., & Arsenault, B. (1995). Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilization ratios. *Scand J Rehabil Med, 27*(2), 83-88.

Heilman, K. M., Valenstein, E., & Watson, R. T. (2000). Neglect and related disorders. *Semin Neurol, 20*(4), 463-470.

Hesse, S., Schauer, M., Malezic, M., Jahnke, M., & Mauritz, K. H. (1994). Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med, 26*(3), 161-166.

Hidler, J. M., Carroll, M., & Federovich, E. H. (2007). Strength and coordination in the paretic leg of individuals following acute stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 15*(4), 526-534.

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. *J Neurophysiol, 82*(6), 3021-3029.

Hislop, H., & Montgomery, J. (2007). *Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*: W.B. Saunders Company.

Hu, P. T., Lin, K. H., Lu, T. W., Tang, P. F., Hu, M. H., & Lai, J. S. (2013). Effect of a cane on sit-to-stand transfer in subjects with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil*, 92(3), 191-202.

Huskisson, E. C. (1974). Measurement of pain. *Lancet*, 2(7889), 1127-1131.

Hyndman, D., Ashburn, A., & Stack, E. (2002). Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(2), 165-170.

Janssen, W.G., Bussmann, J., Selles, R., Koudstaal, P., Ribbers, G., & Stam, H. (2010). Recovery of the sit-to-stand movement after stroke: a longitudinal cohort study. *Neurorehabil Neural Repair*, 24(8), 763-769.

Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*, 82(9), 866-879.

Jauch, E. C., Saver, J. L., Adams, H. P., Jr., Bruno, A., Connors, J. J., Demaerschalk, B. M., . . . Yonas, H. (2013). Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*, 44(3), 870-947.

Jenmalm, P., Schmitz, C., Forssberg, H., & Ehrsson, H. H. (2006). Lighter or heavier than predicted: neural correlates of corrective mechanisms during erroneously programmed lifts. *J Neurosci*, 26(35), 9015-9021.

Johansson, R. S., & Cole, K. J. (1992). Sensory-motor coordination during grasping and manipulative actions. *Curr Opin Neurobiol*, 2(6), 815-823.

Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983). Perceived force in fatiguing isometric contractions. *Percept Psychophys*, 33(4), 369-374.

- Jorgensen, L., Engstad, T., & Jacobsen, B. K. (2002). Higher incidence of falls in long-term stroke survivors than in population controls: depressive symptoms predict falls after stroke. *Stroke*, 33(2), 542-547.
- Kao, P. C., Dingwell, J. B., Higginson, J. S., & Binder-Macleod, S. (2014). Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture*.
- Karaahmet, O. Z., Eksioğlu, E., Gurcay, E., Karsli, P. B., Tamkan, U., Bal, A., & Cakci, A. (2014). Hemiplegic shoulder pain: associated factors and rehabilitation outcomes of hemiplegic patients with and without shoulder pain. *Top Stroke Rehabil*, 21(3), 237-245.
- Karnath, H. O., Ferber, S., & Dichgans, J. (2000). The neural representation of postural control in humans. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 97(25), 13931-13936.
- Kerkhoff, G., & Zoelch, C. (1998). Disorders of visuospatial orientation in the frontal plane in patients with visual neglect following right or left parietal lesions. *Exp Brain Res*, 122(1), 108-120.
- Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A., & Mollan, R. A. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(4), 236-245.
- Khemlani, M. M., Carr, J. H., & Crosbie, W. J. (1999). Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(4), 236-246.
- Kitisomprayoonkul, W., Cheawchanwattana, S., Janchai, S., & P, E. S. (2005). Effects of shoe lift on weight bearing in stroke patients. *J Med Assoc Thai*, 88 Suppl 4, S79-84.
- Knapik, J. J., Wright, J.E., Mawdsley, R. H., Braun, J. M. (1983). Isokinetic, isometric and isotonic strength relationships. *Arch Phys Med Rehabil*, 64(2). 77-80.

Kollen, B. J., Lennon, S., Lyons, B., Wheatley-Smith, L., Scheper, M., Buurke, J. H., . . . Kwakkel, G. (2009). The effectiveness of the Bobath concept in stroke rehabilitation: what is the evidence? *Stroke*, *40*(4), 89-97.

Lauzière, S., Brière, A., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand task in healthy young and elderly individuals. *Percept Mot Skills*, *111*(1), 187-198.

Lauzière, S., Dubois, B., Brière, A., & Nadeau, S. (2012). Magnitude of force perception errors during static contractions of the knee extensors in healthy young and elderly individuals. *Atten Percept Psychophys*, *74*(1), 216-224.

Lawson, B. R., Stephens, T. M., Devoe, D. E., & Reiser, R. F. (2006). Lower-extremity bilateral differences during step-close and no-step countermovement jumps with concern for gender. *J Strength Cond Res*, *20*(3), 608-619.

Lecours, J., Nadeau, S., Gravel, D., & Teixeira-Salmela, L. (2008). Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *J Rehabil Med*, *40*(3), 200-207.

Lee, M. Y., Wong, M. K., Tang, F. T., Cheng, P. T., Chiou, W. K., & Lin, P. S. (1998). New quantitative and qualitative measures on functional mobility prediction for stroke patients. *J Med Eng Technol*, *22*(1), 14-24.

Lee, N. K., Kwon, J. W., Son, S. M., Nam, S. H., Choi, Y. W., & Kim, C. S. (2013). Changes of plantar pressure distributions following open and closed kinetic chain exercise in patients with stroke. *NeuroRehabilitation*, *32*(2), 385-390.

Lin, S. I., Hsu, L. J., & Wang, H. C. (2012). Effects of ankle proprioceptive interference on locomotion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, *93*(6), 1027-1033.

Lomaglio, M. J., & Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*, *22*(2), 126-131.

Mackintosh, S. F., Goldie, P., & Hill, K. (2005). Falls incidence and factors associated with falling in older, community-dwelling, chronic stroke survivors (> 1 year after stroke) and matched controls. *Aging Clin Exp Res*, *17*(2), 74-81.

Mackintosh, S. F., Hill, K., Dodd, K. J., Goldie, P., & Culham, E. (2005). Falls and injury prevention should be part of every stroke rehabilitation plan. *Clin Rehabil*, *19*(4), 441-451.

Malouin, F., Richards, C. L., Doyon, J., Desrosiers, J., & Belleville, S. (2004). Training mobility tasks after stroke with combined mental and physical practice: a feasibility study. *Neurorehabil Neural Repair*, *18*(2), 66-75.

Malouin, F., Richards, C. L., Durand, A., & Doyon, J. (2009). Added value of mental practice combined with a small amount of physical practice on the relearning of rising and sitting post-stroke: a pilot study. *J Neurol Phys Ther*, *33*(4), 195-202.

Mann, C. W. (1952). Visual factors in the perception of verticality. *J Exp Psychol*, *44*(6), 460-464.

Mansfield, A., Danells, C. J., Inness, E., Mochizuki, G., & McIlroy, W. E. (2011). Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *26*(3), 312-317.

Mansfield, A., Danells, C. J., Zettel, J. L., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2013). Determinants and consequences for standing balance of spontaneous weight-bearing on the paretic side among individuals with chronic stroke. *Gait Posture*, *38*(3), 428-432.

Mansfield, A., Inness, E. L., Lakhani, B., & McIlroy, W. E. (2012). Determinants of limb preference for initiating compensatory stepping poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*, *93*(7), 1179-1184.

Mansfield, A., Mochizuki, G., Inness, E. L., & McIlroy, W. E. (2012). Clinical correlates of between-limb synchronization of standing balance control and falls during inpatient stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*, 26(6), 627-635.

Marigold, D. S., & Eng, J. J. (2006). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*, 23(2), 249-255.

Martins, E. F., de Araujo Barbosa, P. H., de Menezes, L. T., de Sousa, P. H., & Costa, A. S. (2011). Is it correct to always consider weight-bearing asymmetrically distributed in individuals with hemiparesis? *Physiother Theory Pract*, 27(8), 566-571.

Maschke, M., Tuite, P. J., Krawczewski, K., Pickett, K., & Konczak, J. (2006). Perception of heaviness in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 21(7), 1013-1018.

Mazza, C., Stanhope, S. J., Taviani, A., & Cappozzo, A. (2006). Biomechanic modeling of sit-to-stand to upright posture for mobility assessment of persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(5), 635-641.

McCloskey, D. I., Ebeling, P., & Goodwin, G. M. (1974). Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a "sense of effort". *Exp Neurol*, 42(1), 220-232.

Mehdi, Z., Birns, J., & Bhalla, A. (2013). Post-stroke urinary incontinence. *Int J Clin Pract*, 67(11), 1128-1137.

Menon, D. (1995). *Cerebral circulation*. London: BMJ Publishing Group.

Mercer, V. S., Freburger, J. K., Yin, Z., & Preisser, J. S. (2014). Recovery of paretic lower extremity loading ability and physical function in the first six months after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 95(8), 1547-1555.

Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2004). Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(10), 1619-1624.

Milot, M. H., Nadeau, S., & Gravel, D. (2007). Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(2), 184-193.

Milot, M. H., Nadeau, S., Gravel, D., & Requiao, L. F. (2006). Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 37(8), 2070-2075.

Mittelstaedt, H. (1998). Origin and processing of postural information. *Neurosci Biobehav Rev*, 22(4), 473-478.

Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., & Nisell, R. (1989). Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comput*, 27(2), 181-190.

Nadeau, S., Desjardins, P., Brière, A., Roy, G., & Gravel, D. (2008). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Med Biol Eng Comput*, 46(3), 299-306.

Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A., & Hirt, S. (1986). Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. *Phys Ther*, 66(11), 1708-1713.

Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1995). Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*, 26(5), 838-842.

O'Sullivan, S. B., & Schmitz, T. J. (2007). *Physical Rehabilitation*. Philadelphia: F.A Davis Company.

- Pendlebury, S. T. (2012). Dementia in patients hospitalized with stroke: rates, time course, and clinico-pathologic factors. *Int J Stroke*, 7(7), 570-581.
- Pereira, L. C., Botelho, A. C., & Martins, E. F. (2010). Relationships between body symmetry during weight-bearing and functional reach among chronic hemiparetic patients. *Rev Bras Fisioter*, 14(3), 229-266.
- Perennou, D. A., Amblard, B., Leblond, C., & Pelissier, J. (1998). Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci Lett*, 252(2), 75-78.
- Perennou, D. A., Mazibrada, G., Chauvineau, V., Greenwood, R., Rothwell, J., Gresty, M. A., & Bronstein, A. M. (2008). Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? *Brain*, 131(Pt 9), 2401-2413.
- Perennou, D. A., Piscicelli, C., Barbieri, G., Jaeger, M., Marquer, A., & Barra, J. (2014). Measuring verticality perception after stroke: why and how? *Neurophysiol Clin*, 44(1), 25-32.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 39(2), 142-148.
- Pollock, A., Baer, G., Campbell, P., Choo, P. L., Forster, A., Morris, J., . . . Langhorne, P. (2014). Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 4, Cd001920.
- Proske, U., Gregory, J. E., Morgan, D. L., Percival, P., Weerakkody, N. S., & Canny, B. J. (2004). Force matching errors following eccentric exercise. *Hum Mov Sci*, 23(3-4), 365-378.
- Prudente, C., Rodrigues-de-Paula, F., & Faria, C. D. (2013). Lower limb muscle activation during the sit-to-stand task in subjects who have had a stroke. *Am J Phys Med Rehabil*, 92(8), 666-675.

- Riley, P. O., Krebs, D. E., & Popat, R. A. (1997). Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 5(4), 353-359.
- Rodriguez, G. M., & Aruin, A. S. (2002). The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(4), 478-482.
- Roebroek, M. E., Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 9(4), 235-244.
- Roerdink, M., Geurts, A. C., de Haart, M., & Beek, P. J. (2009). On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 23(3), 267-274.
- Roland, P. E., & Ladegaard-Pedersen, H. (1977). A quantitative analysis of sensations of tension and of kinaesthesia in man. Evidence for a peripherally originating muscular sense and for a sense of effort. *Brain*, 100(4), 671-692.
- Rowe, F. J., Wright, D., Brand, D., Jackson, C., Harrison, S., Maan, T., & Scott, C. (2013). Profile of Gaze Dysfunction following Cerebrovascular Accident. 2013, 264604.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Pottie, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(6), 585-593.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Pottie, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(7), 795-804.
- Ryerson, S., Byl, N. N., Brown, D. A., Wong, R. A., & Hidler, J. M. (2008). Altered trunk position sense and its relation to balance functions in people post-stroke. *J Neurol Phys Ther*, 32(1), 14-20.

- Sackley, C. M. (1991). Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *Int Disabil Stud*, 13(1), 1-4.
- Sadeghi, M., Emadi Andani, M., Bahrami, F., & Parnianpour, M. (2013). Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function. *Exp Brain Res*, 229(2), 221-234.
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E., & Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(9), 1204-1212.
- Schaefer, L., & Bohannon, R. W. (1990). Perception of unilateral weight bearing during unilateral and bilateral upright stance. *Percept Mot Skills*, 71(1), 123-128.
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*, 70(10), 638-648; discussion 648-651.
- Schenkman, M., Riley, P. O., & Pieper, C. (1996). Sit to stand from progressively lower seat heights -- alterations in angular velocity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(3), 153-158.
- Silva, A., Sousa, A. S., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosens Mot Res*, 30(1), 48-55.
- Simon, A. M., Brent Gillespie, R., & Ferris, D. P. (2007). Symmetry-based resistance as a novel means of lower limb rehabilitation. *J Biomech*, 40(6), 1286-1292.
- Simon, A. M., & Ferris, D. P. (2008). Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Exp Brain Res*, 187(1), 129-138.

- Singer, J. C., Mansfield, A., Danells, C. J., McLroy, W. E., & Mochizuki, G. (2013). The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28(8), 921-926.
- Smith, M. T., & Baer, G. D. (1999). Achievement of simple mobility milestones after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(4), 442-447.
- Sperry, R. W. (1950). Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual inversion. *J Comp Physiol Psychol*, 43(6), 482-489.
- Taub, E., Miller, N. E., Novack, T. A., Cook, E. W., 3rd, Fleming, W. C., Nepomuceno, C. S., . . . Crago, J. E. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(4), 347-354.
- Taylor, N. A., Sanders, R. H., Howick, E. I., & Stanley, S. N. (1991). Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 62(3), 180-188.
- Teasell, R., McRae, M., Foley, N., & Bhardwaj, A. (2002). The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: factors associated with high risk. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(3), 329-333.
- Thibaut, A., Chatelle, C., Ziegler, E., Bruno, M. A., Laureys, S., & Gosseries, O. (2013). Spasticity after stroke: physiology, assessment and treatment. *Brain Inj*, 27(10), 1093-1105.
- Tyson, S. F., Crow, J. L., Connell, L., Winward, C., & Hillier, S. (2013). Sensory impairments of the lower limb after stroke: a pooled analysis of individual patient data. *Top Stroke Rehabil*, 20(5), 441-449.
- Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A. B., & Tallis, R. C. (2008). Sensory loss in hospital-admitted people with stroke: characteristics, associated factors, and relationship with function. *Neurorehabil Neural Repair*, 22(2), 166-172.

Ugur, C., Gucuyener, D., Uzuner, N., Ozkan, S., & Ozdemir, G. (2000). Characteristics of falling in patients with stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, *69*(5), 649-651.

van Nes, I. J., van Kessel, M. E., Schils, F., Fasotti, L., Geurts, A. C., & Kwakkel, G. (2009). Is visuospatial hemineglect longitudinally associated with postural imbalance in the postacute phase of stroke? *Neurorehabil Neural Repair*, *23*(8), 819-824.

Vander Linden, D. W., Brunt, D., & McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, *75*(6), 653-660.

Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol*, *75*(6), 2334-2343.

Wissel, J., Schelosky, L. D., Scott, J., Christe, W., Faiss, J. H., & Mueller, J. (2010). Early development of spasticity following stroke: a prospective, observational trial. *J Neurol*, *257*(7), 1067-1072.

Yelnik, A. P., Lebreton, F. O., Bonan, I. V., Colle, F. M., Meurin, F. A., Guichard, J. P., & Vicaut, E. (2002). Perception of verticality after recent cerebral hemispheric stroke. *Stroke*, *33*(9), 2247-2253.

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

Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2014). Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height. *Biomed Eng Online*, *13*(1), 27.

Young, R. R. (1994). Spasticity: a review. *Neurology*, *44*(11 Suppl 9), S12-20.

Zawadzki, J., Bober, T., & Siemienski, A. (2010). Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions. *Acta Bioeng Biomech*, *12*(4), 25-32.

ANNEXE 1 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT EN FRANÇAIS



INSTITUT DE RÉADAPTATION
Gingras-Lindsay-de-Montréal



TITRE DU PROJET :

Évolution de la distribution de mise en charge en cours de réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) chez les patients présentant une hémiparésie consécutive à un accident vasculaire cérébral (AVC)

RESPONSABLES :

Sylvie Nadeau, Ph.D. Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRM)

Cyril Duclos, Ph.D. Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRM)

Rachid Aissaoui, PhD Professeur à l'École de technologie supérieure et chercheur associé au site IRGLM du CRIR

PRÉAMBULE

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique différentes séances d'évaluations se déroulant au laboratoire de pathokinésiologie au 4^e étage de l'IRGLM. Ces évaluations visent à étudier la distribution de mise en charge entre les deux pieds lors de la position debout et lors du passage de la position assise à debout.

Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements suivants.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS

Certaines activités fonctionnelles, comme la capacité de se lever d'une chaise, sont modifiées chez les personnes ayant une hémiparésie suite à un accident vasculaire cérébral (AVC). Le plus souvent, la performance est caractérisée par une diminution de la vitesse et par une asymétrie des mouvements entre les deux jambes. Cependant, sur demande, ces personnes peuvent habituellement effectuer la tâche à une vitesse plus élevée et de façon plus symétrique que ce qu'elles font de façon naturelle. Les résultats de nos travaux antérieurs suggèrent que la perception de l'effort produit, afin de réussir la tâche, pourrait expliquer la stratégie de mouvements choisie par les personnes avec une hémiparésie. Les objectifs de ce projet sont 1) de suivre de suivre l'évolution de la distribution de mise en charge en cours de la phase de réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) chez les personnes hémiparétiques et 2) d'identifier si les efforts perçus lors de l'exécution de l'activité de se lever d'une chaise comptent parmi les facteurs explicatifs de la performance motrice mesurée en laboratoire et en clinique chez le sujet hémiparétique.

Pour répondre à ces objectifs 15 participants du programme AVC de l'Institut de Réadaptation Gingras Lindsay de Montréal (IRGLM) seront recrutés.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Le projet de recherche pour lequel votre participation est sollicitée évalue la performance motrice lors de la tâche de se lever d'une chaise et de se tenir debout chez les personnes avec une hémiparésie consécutive à un AVC. Cette étude comporte un nombre variable de visites, d'une durée maximale de

30 minutes, soit à tous les dix jours d'ici votre congé de l'Institut de réadaptation. Toutes les évaluations seront réalisées au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse de tâches fonctionnelles du site Institut de réadaptation Gingras Lindsay de Montréal (IRGLM).

À chaque visite vous devrez vous tenir debout sans aide technique ou humaine environ 30 secondes et ce à quelques reprises. Puis, dès que vous le pourrez nous vous demanderons aussi de vous lever d'une chaise à plusieurs reprises (environ à 10 reprises) en respectant certaines consignes que nous vous donnerons sur la façon de placer vos pieds. Vous devrez dans un premier temps effectué la tâche (rester debout ou se lever d'une chaise) avec les pieds positionnés de façon naturelle. Dans un deuxième temps vous devrez effectuer la tâche avec les pieds placés dans une position prédéterminée. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez sous les pieds à l'aide de plates-formes de forces. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de deux caméras vidéo afin de nous fournir une image témoin de la manière dont vous exécutez les tâches. Suite à chacune des tâches, nous vous demanderons de coter votre perception du niveau de mise en charge que vous appliquez sur votre côté hémiplegique lorsque vous exécutez la tâche (voir Figure 1). Cette partie de l'évaluation devrait durer environ 15 minutes.

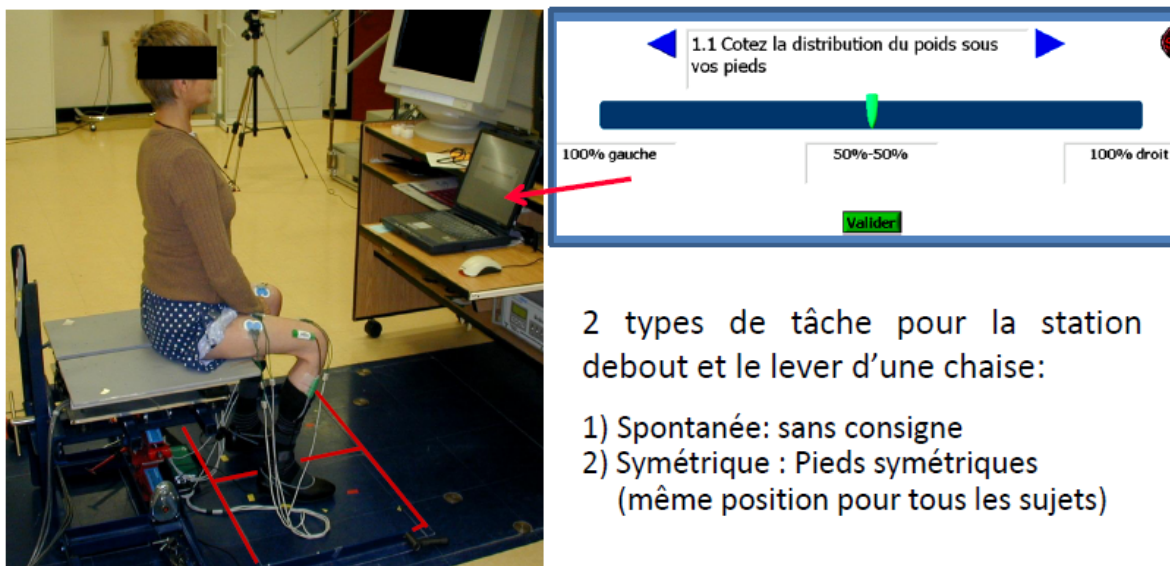


Fig. 1 Organisation physique pour la tâche de se lever d'une chaise

Par la suite, nous allons aussi évaluer la force du muscle de vos cuisses à l'aide d'un appareil nommé dynamomètre manuel (Fig.2). Pour ce faire, vous serez assis sur une chaise et votre tronc, votre bassin, votre cuisse et votre jambe seront stabilisés par des courroies. Vous aurez à forcer vers le haut avec votre cuisse de manière à essayer d'étendre le genou pendant 5 secondes. Le test sera répété à trois reprises. Lors de la première évaluation les deux jambes seront évaluées et seule votre jambe atteinte le sera lors des évaluations suivantes. Ce test devrait durer moins de 10 minutes. Si vous êtes trop fatigué il est possible que nous prenions un rendez-vous dans les jours qui suivent pour effectuer ce test.



Fig.2 Installation pour évaluation de la force musculaire

Il est aussi possible que certains tests physiques supplémentaires soient réalisés lors des deuxième et troisième visites. Il s'agit de tests de marche et d'équilibre que votre physiothérapeute traitant aura déjà fait avec vous lors de votre première semaine à l'IRGLM. Nous les referons au besoin pour noter les changements.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

En tant que participant, vous ne retirerez aucun avantage personnel de votre participation à ce projet de recherche. Toutefois, votre participation aura contribué à l'avancement de la science en améliorant la compréhension des stratégies motrices chez les personnes avec une hémiparésie et afin d'éventuellement améliorer les traitements offerts en réadaptation.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fera courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Le risque de chute, pouvant exister lors de l'activité de se lever debout et de maintenir une position debout, sera limité par la présence constante d'une personne (ou assistant de recherche) à vos côtés.

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

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Il se peut que les efforts demandés lors des évaluations en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire. Tout au cours de la séance d'évaluation des pauses aussi fréquentes que nécessaires vous seront accordées.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal. Nous préleverons à votre dossier certaines informations sur votre état de santé, sur les tests et mesures réalisés par les cliniciens en lien avec les évaluations décrites plus haut.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

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

CONFIDENTIALITÉ

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse d'activités fonctionnelles de l'IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le CÉR des établissements du CRIR, qui adhère à une politique de stricte confidentialité.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toutes les questions que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toutes informations ou questions, vous pourrez communiquer avec Sylvie Nadeau, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR.

RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire; il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre

participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal En cas de retrait de votre part, les documents audiovisuels et écrits vous concernant seront détruits.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Aucune indemnité compensatoire ne vous sera offerte pour votre participation.

CONSENTEMENT

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

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

J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par le même chercheur principal pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe :

non

oui (pour une durée d'un an) *

oui (pour une durée de deux ans) *

oui (pour une durée de cinq ans) *

** Notez que si vous cochez l'une de ces trois cases, vos coordonnées personnelles seront conservées par le chercheur principal pour la période à laquelle vous avez consenti.*

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

oui non

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

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Fait à _____,

le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné (e), _____, certifie

(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;

(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;

(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;

et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet

ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

ANNEXE 2 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT EN ANGLAIS



INSTITUT DE RÉADAPTATION
Gingras-Lindsay-de-Montréal



PROJECT TITLE:

Evolution of weight-bearing distribution during intensive rehabilitation in persons with hemiparesis following a stroke

PROJECT DIRECTOR:

Sylvie Nadeau, pht, PhD Researcher in charge of the research project, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), Site: Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Pathokinesiology and Functional Task Analysis Laboratory. Full Professor – Université de Montréal, École de réadaptation.

CO-INVESTIGATORS

Cyril Duclos, pht, PhD Researcher, CRIR, Site: IRGLM. Assistant Professor, Université de Montréal, École de réadaptation

Rachid Aissaoui, Eng, PhD Researcher, CRIR, Site: IRGLM and École de technologie supérieure

PREAMBLE

You are being invited to take part in a research project involving various assessments that will be conducted at the Pathokinesiology Laboratory on the 4th floor of the IRGLM. The goal of these assessments is to evaluate weight-bearing distribution between your feet in a standing position and during sit-to-stand tasks.

Before you agree to participate in this research study, please take the time to read and understand the information below.

This consent form explains the goal of this study, the procedures, the benefits, the risks and the inconveniences. It also contains information about the people to contact if needed.

This consent form may contain words that you do not understand. Please ask the researcher or the other staff members involved in the research project to explain any word or information that is not clear.

PROJECT DESCRIPTION AND OBJECTIVES

Certain functional activities, such as the ability to rise from a chair, are modified in persons with hemiparesis following a stroke. Performance is most often characterized by reduced speed and asymmetrical movement of the legs. However, when asked, these persons can usually carry out a task faster and in a more symmetrical way than they would naturally. The results of our previous work suggest that the perception of the effort to be produced to accomplish a task may explain the movement strategy chosen by hemiparetic individuals. The objectives of this project are: 1) to follow the evolution of weight-bearing distribution during intensive rehabilitation in individuals with hemiparesis following a stroke and 2) to determine if the perceptible efforts during a sit-to-stand task are among the factors that explain motor performance measured in a laboratory and in a clinic among hemiparetic subjects.

To meet these objectives, 15 participants will be recruited from the following the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM).

NATURE AND DURATION OF PARTICIPATION

You are being invited to participate in a research project to evaluate motor performance while rising from a chair and while standing in persons with hemiparesis resulting from a stroke. This project will include several 30-minute evaluation sessions during your rehabilitation and will be performed every ten (10) days until you leave the rehabilitation center. Evaluation sessions will be held in the Pathokinesiology Laboratory on the 4th floor of the IRGLM.

Every visit you will have to stand several times (3 to 5) without any assistance for approximately 30 seconds. We will also ask you to rise from a chair about 10 times, without using your hands if possible, but while following certain instructions related to the positioning of your feet. You will first have to perform each task (remain standing or rise from a chair) with your feet in a natural position. You will

then have to repeat these tasks with your feet in a specific position. We will measure the forces that you produce under your feet simultaneously, using force platforms. Each trial will also be recorded with two video cameras, providing us a target image of the manner in which you carry out the tasks. After each repetition, we will ask you to rate the level of weight-bearing distribution you perceive on your hemiparetic side during the tasks (see Fig.1). This part of the assessment will take approximately 15 minutes.

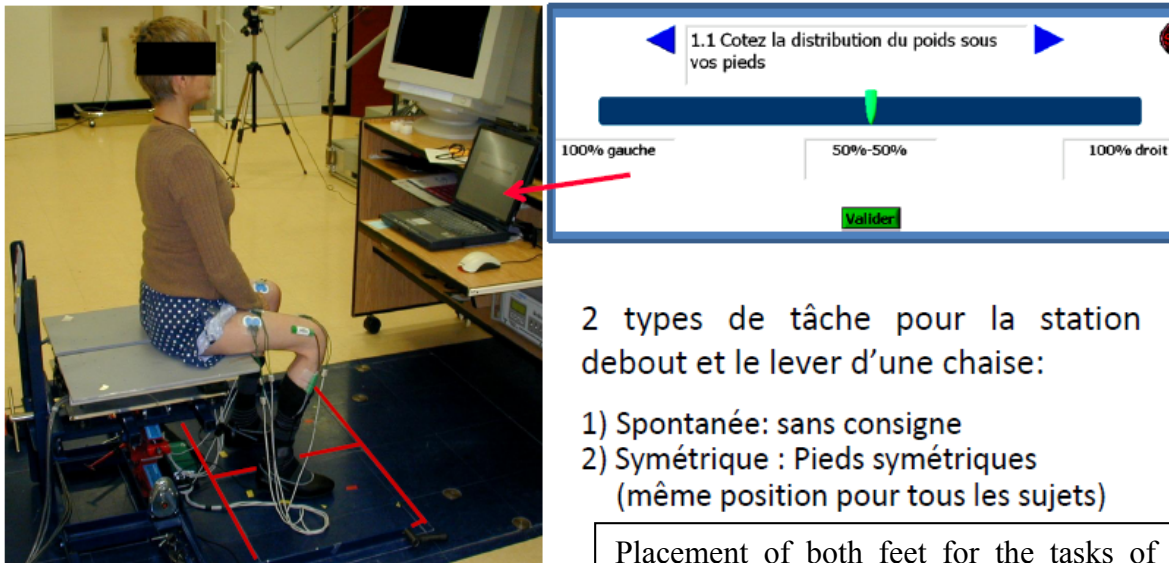


Fig. 1 Set-up for the sit-to-stand task

2 types de tâche pour la station debout et le lever d'une chaise:

- 1) Spontanée: sans consigne
- 2) Symétrique : Pieds symétriques (même position pour tous les sujets)

Placement of both feet for the tasks of standing and rising from a chair:

- 1) Natural position (no instructions)
- 2) Symmetrical position (specific instructions)

Subsequently, we will also evaluate the muscle strength of your thighs using a device called a *dynamometer* (see Fig. 2). For this part, you will sit on a chair with your trunk, hip, thigh and leg stabilized with straps. You will have to push up with your thigh in order to try to stretch out your knee. This test will be repeated three times for 5 seconds each time. During the first session, both legs will be assessed. During subsequent visits, only your hemiparetic leg will be evaluated. This test should take no more than 10 minutes. However, if you become too tired, we can set up another appointment a few days later to finish the test.



Fig.2 Set- up for muscle strength assessment

It is also possible that some others tests will be conducted during your second and third evaluation session. These tests assess your balance and walking speed.

POTENTIAL BENEFITS

You will not personally benefit from taking part in this research project. However, your participation will help to further the understanding of motor strategies in persons with hemiparesis. Your participation will also help to improve treatments in rehabilitation centers.

POTENTIAL RISKS

It is understood that your participation in this project will not expose you to any medical risk. However, since the risk of losing your balance cannot be completely eliminated, someone (e.g., a research assistant) will always be there in case you lose your balance during one of the tasks.

It is equally understood that your participation in this study will not interfere with any medical treatment or rehabilitation that you receive at the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM).

POTENTIAL PERSONAL INCONVENIENCES

The effort you are asked to exert during the laboratory evaluations may cause temporary fatigue. Breaks will be granted as much as needed during every session and at any time upon request.

ACCESS TO YOUR MEDICAL RECORD

Individuals associated with this project will have access to your medical record at the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal. We will look at your medical record to get information about your state of health as well as the tests and measurements carried out by the clinicians related to the evaluations described above.

AUTHORIZATION TO USE THE RESULTS

With your permission, the information gathered may be used in scientific communications, publications or for education purposes. It is understood that your anonymity will be respected.

CONFIDENTIALITY

All information observed and collected about you for the research project described above will be kept confidential. All personal data collected will be coded and stored by the researcher in charge of the project in a locked cabinet in the Pathokinesiology and Functional Activity Analysis Laboratory at the IRGLM. Data collected will be kept for a period of 5 years following the end of the project. All data collected will be accessible only to the members of the research team. After this period of 5 years, the data will be destroyed. However, a person named by the Research Ethics Board (REB) of the institutions affiliated with the CRIR may need to consult your file for monitoring and control purposes. The REB has a strict confidentiality policy.

INFORMATION ABOUT THE PROJECT

We will answer to your satisfaction any questions you have about the research project in which you agree to participate. For any questions or information, you may contact the researcher in charge of the project, Sylvie Nadeau, PhD in Biomedical Sciences (Rehabilitation).

Any questions about your rights as a participant should be directed to Me Anik Nolet, the research ethics coordinator for the institutions affiliated with the CRIR.

VOLUNTARY PARTICIPATION AND TERMINATING YOUR PARTICIPATION

It is understood that your participation in this research study is completely free and voluntary. It is equally understood that you may, at any moment, end your participation without any repercussions and without any effect on the health services to which you are entitled at the Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal. If you decide to withdraw, all written and audiovisual documents concerning your participation will be destroyed.

RESPONSIBILITY CLAUSE

It is understood that by agreeing to participate in this study, you are neither waiving any of your rights, nor releasing the researchers or the institutions involved from their legal and professional obligations.

COMPENSATION

You will not be offered any financial compensation for your participation.

CONSENT FORM

I state that I have read this consent form. I understood this project, the nature and extent of my participation, as well as the benefits and risks/inconveniences to which I will be exposed as presented in this consent form. I have been given the opportunity to ask all my questions concerning any aspects of the study and have received answers to my satisfaction.

I, the undersigned, voluntarily agree to take part in this study. I can withdraw from the study at any time without prejudice of any kind. I certify that I have had sufficient time to consider my decision to participate in this study. A copy of this consent form will be placed into my medical chart.

I agree to be contacted for future related studies by the same principal researcher:

- No
- Yes (for a period of one year) *
- Yes (for a period of two years) *
- Yes (for a period of five years) *

** Note that your personal contact information will be kept by the principal researcher for the time to which you agree.*

I agree that the data collected in this study may be used for other scientific publications related to the study field of this project.

Yes No

A signed copy of this information and consent form will be given to me.

Participant's name

Participant's signature

Prepared at _____, on _____ 20__.

RESEARCHER'S COMMITMENT

I, the undersigned, _____, testify

- (a) That I have fully explained the terms of this form to the individual who signed above;
- (b) That I have answered the questions he/she asked me in this regard;
- (c) That I have clearly indicated to him/her that he/she can end his/her participation in the study at any time; and
- (d) That I will give him/her a signed and dated copy of this form.

Signature of the person in charge of the
project or his/her representative

Prepared at _____, on _____, 20__.

ANNEXE 3: CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Comité d'éthique de la recherche
des établissements du CRIR



Certificat d'éthique (Renouvellement)

Pour fins de renouvellement, le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche CRIR-714-0312 intitulé :

« Évolution de la distribution de mise en charge en cours de réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) chez les patients présentant une hémiparésie consécutive à un accident vasculaire cérébral (AVC) ».

Présenté par: Sylvie Nadeau, Ph.D.
Patrick Dehail, Md, Ph.D.
Cyril Duclos, Ph.D.
Rachid Aïssaoui, Ph.D.

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

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

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

Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
8 mai 2014

