

Université de Montréal

**Effets de l'application de charges aux membres  
inférieurs sur le patron de marche des personnes  
hémiparétiques chroniques**

par

Carole Miéville

Sciences biomédicales, 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 biomédicales

option réadaptation

Août 2010

© Carole Miéville, 2010

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Ce mémoire intitulé :

Effets de l'application de charges aux membres inférieurs sur le patron de marche des  
personnes hémiparétiques chroniques

Présenté par :

Carole Miéville

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr Dorothy Barthélémy, président-rapporteur

Dr Sylvie Nadeau, directeur de recherche

Dr Cyril Duclos, co-directeur

Dr Nicola Hagemester, membre du jury

## Résumé

Placer une charge au niveau du membre inférieur est une approche sans fondement scientifique, utilisée par les cliniciens, pour renforcer certains muscles clés de la marche. Cette étude a déterminé les modifications du patron de marche lors de l'ajout d'une charge à la cheville parétique ou non parétique chez des personnes ayant une hémiparésie suite à un accident vasculaire cérébral et a comparé les résultats à ceux d'un groupe témoin. Il est supposé qu'une charge placée à la jambe parétique/non dominante (charge ipsilatérale) augmenterait les efforts (moments et puissance) à la hanche parétique/non dominante lors de l'oscillation et qu'une charge placée controlatéralement augmenterait les efforts lors de la phase d'appui principalement pour les abducteurs de hanche stabilisant le bassin dans le plan frontal.

La marche avec et sans charge de cinq individus hémiparétiques chroniques et 5 personnes en santé a été analysée en laboratoire par l'enregistrement des forces de réaction du sol et des mouvements des membres inférieurs. Ces informations ont permis de calculer les paramètres temps-distance, les angles à la hanche parétique/non dominante et au tronc, les moments nets, les puissances et le travail mécanique à la hanche parétique/non dominante. Des tests statistiques non-paramétriques ont servi à déterminer l'effet de la condition, avec charge (ipsi- et controlatérale) ou sans charge et à comparer les résultats entre les deux groupes.

L'ajout d'une charge n'a pas modifié la vitesse de marche des sujets. Les phases d'appui et d'oscillation étaient rendus plus symétriques par la charge, même si peu de différences apparaissaient dans le plan sagittal avec ou sans la charge. Dans le plan frontal, le moment abducteur de hanche des sujets hémiparétiques a diminué avec la charge controlatérale, tandis qu'il a augmenté chez les sujets en santé. L'utilisation d'une stratégie posturale ou dynamique au tronc pourrait expliquer la différence de l'effet de la charge sur le moment abducteur à la hanche. Au vu de ces résultats, il est nécessaire de poursuivre l'évaluation de cette approche de renforcement musculaire spécifique à la tâche avant d'en recommander son utilisation.

**Mots-clés** : biomécanique, marche, hémiparésie, charge, hanche, tronc.

## **Abstract**

Adding a load on the lower limb is a non evidence-based approach used by clinicians to strengthen weak muscles that are important for faster gait. This pilot study was aimed at determining changes in the gait pattern in stroke individuals walking with a load on the affected or non-affected ankle and comparing their results to those of healthy control subjects. It is supposed that a load placed on the paretic/non-dominant leg (ipsilateral load) would increase efforts (moment and power) on the paretic/non-dominant hip during the swing phase and that a load placed contralaterally would increase efforts on this hip during the stance phase, particularly on the hip abductor muscles which stabilizing the pelvis in the frontal plane.

The gait pattern of five chronic stroke participants and five healthy individuals was assessed in laboratory by ground reaction forces and infrared marker recordings. Time-distance parameters, affected/non-dominant hip and trunk kinematics (angles) as well as affected/non-dominant hip kinetics (nets moments, powers and mechanical work) were compared between three conditions (two with a load) at similar cadences using non-parametric statistical tests in both groups.

Adding a load had no effect on gait speed in all participants. The load improved the swing and stance symmetry. Few changes in the sagittal plane with load were observed compared to without a load. In the frontal plane, stroke subjects showed a hip abductor moment decrease with the contralateral load while healthy controls showed an increase. Use of a dynamic or postural strategy at the trunk could explain the difference in the load effect on the hip abductor moment. These results require further investigations to assess this strength training specific to the task before recommending its use.

**Keywords:** biomechanics, gait, stroke, load, hip, trunk

## Table des matières

LISTE DES TABLEAUX.....	vii
LISTE DES FIGURES.....	viii
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	x
REMERCIEMENTS.....	xii
CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE.....	14
1.1 Introduction.....	14
1.2 Objectifs.....	16
1.3 Hypothèses.....	16
1.4 Pertinence de l'étude.....	17
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS.....	19
2.1 Épidémiologie de l'accident vasculaire cérébral (AVC).....	19
2.2 Tableau clinique général de l'AVC.....	20
2.2.1 L'accident vasculaire cérébral.....	20
2.2.2 Les signes cliniques de l'AVC.....	20
2.2.2.1 La sensibilité.....	21
2.2.2.2. La fonction motrice.....	21
Tonus et réflexes.....	21
Coordination et force musculaire.....	22
2.2.2.3 La faiblesse musculaire.....	22
2.2.2.4 Lien entre la faiblesse musculaire et la performance locomotrice.....	24
2.3 Marche chez le sujet en santé et la personne hémiparétique.....	25
2.3.1 Marche chez le sujet en santé.....	25
2.3.1.1 Paramètres temps-distance.....	26
2.3.1.2 Cinématique à la hanche et au tronc lors de la marche normale : déplacements angulaires.....	27
2.3.1.3 Forces de réaction du sol.....	30
2.3.1.4 Cinétique à la hanche lors de la marche normale : moments et puissances nets.....	32
2.3.2 Marche chez le sujet hémiparétique.....	35
2.3.2.1 Paramètres spatio-temporels.....	35

2.3.2.2 Cinématique à la hanche et au tronc lors de la marche hémiparétique : déplacements angulaires .....	35
2.3.2.3 Forces de réaction du sol.....	38
2.3.2.4 Cinétique à la hanche lors de la marche hémiparétique : moments et puissances nets .....	39
2.3.2.5 Marche avec une aide technique.....	40
2.4 Rééducation locomotrice chez la personne hémiparétique.....	41
2.4.1 Entraînement spécifique de la tâche .....	41
2.4.2 Méthodes complémentaires de la réadaptation à la marche.....	43
2.4.3 Renforcement musculaire .....	43
2.5 Adaptation du patron de marche aux conditions environnantes et à une charge placée sur un segment corporel.....	44
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE.....	49
3.1 Participants .....	49
3.2 Évaluation clinique des participants.....	51
3.3 Évaluation de la force musculaire des membres inférieurs .....	51
3.4 Évaluation de la marche au laboratoire de pathokinésiologie .....	54
3.4.1 Conditions de marche .....	54
3.4.2 Collecte des données cinématiques .....	56
3.4.3 Collecte des données cinétiques.....	57
3.5 Traitement des données .....	58
3.6 Analyses statistiques .....	59
CHAPITRE 4 : ARTICLE .....	60
4.1 Avant-propos .....	61
4.2 Résumé de l'article.....	62
4.3 Abstract.....	63
4.4 Article .....	64
4.4.1. Introduction .....	64
4.4.2. Methods .....	66
4.4.2.1 Participants.....	66
4.4.2.2 Clinical assessment .....	67
4.4.2.3 Gait assessment .....	67

4.4.2.3.1 Walking conditions .....	67
4.4.2.3.2 Kinematic and kinetic data .....	68
4.4.2.4 Statistical analyses .....	70
4.4.3. Results.....	70
4.4.3.1 Characteristics and clinical status of participants.....	70
4.4.3.2 Gait assessment .....	71
4.4.3.2.1 Time-distance parameters.....	71
4.4.3.2.2 Hip, pelvis and trunk kinematics .....	71
4.4.3.2.3 Hip kinetics (net joint moment, power and mechanical work).....	72
4.4.3.2.4 Vertical and medial ground reaction forces (GRF).....	73
4.4.4. Discussion .....	73
4.4.5. Conclusion .....	78
CHAPITRE 5 : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES .....	92
5.1 Force musculaire des fléchisseurs et extenseurs de hanche et score de perception ...	92
5.2 Cinématique et cinétique de la hanche parétique/non dominante dans le plan sagittal.....	92
5.2.1 Déplacements angulaires à la hanche .....	92
5.2.2 Moments nets à la hanche .....	93
5.2.3 Puissances musculaires à la hanche.....	93
5.3 Forces de réaction du sol antéro-postérieures.....	94
CHAPITRE 6 : DISCUSSION.....	99
6.1 Statut clinique .....	99
6.2 Patron de marche des personnes hémiparétiques dans les plans sagittal et frontal .....	100
6.3 Marche avec une charge à la cheville.....	103
6.3.1 Démarche de l'évaluation de la marche avec charge .....	103
6.3.2 Effets de la charge sur le patron de marche : paramètres temps-distance et cinématique de la hanche.....	104
6.3.3 Effets de la charge sur le patron de marche : cinétique de la hanche (moments et puissances).....	105
6.4 Limites du projet de recherche.....	110
6.5 Perspectives futures.....	111

CONCLUSION .....	113
BIBLIOGRAPHIE.....	115
ANNEXE 1 : CERTIFICAT D'ÉTHIQUE.....	I
ANNEXE 2 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT.....	III
ANNEXE 3 : FIGURES 1 À 10.....	XIII
Données individuelles des sujets hémiparétiques (H1 à H5) et des sujets en santé (S1 à S5) pour les trois conditions de marche .....	XIII
Figure 1 : Angles de la hanche dans le plan sagittal .....	XIV
Figure 2 : Angles de la hanche dans le plan frontal.....	XV
Figure 3 : Angles du tronc dans le plan frontal .....	XVI
Figure 4 : Moments de la hanche dans le plan sagittal .....	XVII
Figure 5 : Moments de la hanche dans le plan frontal .....	XVIII
Figure 6 : Puissances à la hanche dans le plan sagittal .....	XIX
Figure 7 : Puissances à la hanche dans le plan frontal.....	XX
Figure 8 : Forces de réaction du sol antéro-postérieures.....	XXI
Figure 9 : Forces de réaction du sol verticales .....	XXII
Figure 10 : Forces de réaction du sol médio-latérales .....	XXIII
ANNEXE 4 : ABRÉGÉS .....	XXIV



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1	Caractéristiques et valeurs moyennes individuelles (un écart-type: ÉT) valeurs moyennes des sujets hémiparétiques (H1 à H5) et des sujets en santé (S1 à S5).....	50
Tableau 4.1	Individual characteristics and mean values (SD) for the hemiparetic stroke and healthy control participants .....	79
Tableau 4.2	Clinical outcomes: individual data and mean values (SD) for the hemiparetic-stroke and healthy control participants.....	80
Tableau 4.3	Mean values (SD) of the time-distance parameters for the three walking conditions in hemiparetic-stroke and healthy controls .....	81
Tableau 4.4	Affected (non-dominant) hip kinematics and kinetic variables in frontal plane. Average values of each group (SD) for the three conditions....	82-3
Tableau 5.1	Force des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche des participants hémiparétiques et en santé .....	95
Tableau 5.2	Scores individuels de perception de l'effort sur l'échelle de Borg (0-10) pour les trois conditions .....	95
Tableau 5.3A	Valeurs moyennes des forces de réaction du sol antéro-postérieures et des angles pour chaque groupe de sujets et chacune des conditions de marche.....	96
Tableau 5.3B	Valeurs moyennes des moments, des puissances et du travail pour chaque groupe de sujets et chacune des conditions de marche .....	97

## LISTE DES FIGURES

Figure 2.1	Déplacements angulaires (A), moments (B) et puissances (C) nets à la hanche dans le plan frontal lors de la marche .....	29
Figure 2.2	Forces de réaction du sol (FRS) verticales (A), antéro-postérieures (B) et médio-latérales (C) normalisées à la masse des participants.....	31
Figure 2.3	Moments contribuant au moment net à l'articulation de la hanche dans le plan sagittal.....	33
Figure 2.4	Moments contribuant au moment net à l'articulation de la hanche dans le plan frontal.....	34
Figure 2.5	Accélération linéaire latérale du tronc lors de la marche chez le sujet sain en A) et hémiparétique en B) marchant à la même vitesse.....	37
Figure 3.1	Positions d'évaluation de la force maximale concentrique et statique en flexion et extension de la hanche (A) et statique en abduction (B) avec le dynamomètre Biodex .....	53
Figure 3.2	Sac avec tiges de métal utilisé pour charger le membre inférieur.....	55
Figure 3.3	Installation du sujet avec marqueurs infrarouges, électrodes EMG et charges .....	57
Figure 4.1	Affected (non-dominant) A) hip angles ( $^{\circ}$ ), B) moments (Nm/kg) and C) powers (W/kg) in frontal plane. Mean values of each group for the three conditions .....	84

Figure 4.2	Trunk inclination ( $^{\circ}$ ) in the frontal plane A) Mean values of each group for the three conditions. B) Individual data of the stroke participants (S1 to S5) at 30% of the gait cycle (mid-stance).....	85
Figure 4.3	Affected hip moments (Nm/kg) in frontal plane. Individuals values (Stroke participants S1 to S5) for the three conditions .....	86
Figure 4.4	Mediolateral ground reaction forces (N/kg) for each stroke participant (S1 to S5) for the three conditions .....	87
Figure 4.5	A) Healthy strategy: the additional load increases the hip abductor moment by increasing the weight of the segments that need to be balanced at the supporting hip. B) Dynamic strategy: The forces that may be modified to reduce the medial GRF under the supporting foot are shown. C) Postural strategy: the inclination of the trunk has the effect of decreasing the lever arm of the HAT segment. Both strategies, B and C, reduce the mechanical moment at the hip .....	88
Figure 5.1	Moyenne de chaque groupe pour les trois conditions A) des angles de la hanche parétique (non-dominante) dans le plan sagittal, B) des moments nets et C) des puissances .....	98

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

AMTI	Advanced Mechanical Technology, Inc.
ANOVA	Analyse de variances / Analysis of variance
AVC	Accident vasculaire cérébral
CÉR	Comité d'éthique à la recherche
CR-10	Category-ratio scale
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation
EMG	Électromyographie
EMRL	Équipe Multidisciplinaire en Réadaptation Locomotrice
ÉT	Écart type
FRS	Forces de réaction du sol
FRSQ	Fonds de la recherche en santé du Québec
GRF	Ground reaction forces
HAT	Head, arms, trunk
IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
IRSC	Instituts de recherche en santé du Canada
ISB	International society of biomechanics
L-CONT	Load contralateral
L-IPSI	Load ipsilateral
No-L	No load
REPAR	Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation
SD	Standard deviation
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

*À Barbara, un modèle professionnel, une  
conseillère exceptionnelle et une amie fidèle*

## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier les Docteurs Sylvie Nadeau et Cyril Duclos qui m'ont tous deux dirigée dans mes travaux. Ils ont su se rendre disponibles, être à l'écoute, patients et encourageants. Chacun à sa manière a su me transmettre sa passion pour la recherche, sa curiosité scientifique, son expertise dans le domaine de la recherche en réadaptation et sa rigueur scientifique et intellectuelle. Merci à Sylvie pour la confiance qu'elle m'a accordée, pour son respect et son soutien qui m'ont permis d'avancer professionnellement et personnellement. Merci à Cyril pour son écoute, sa compréhension et son soutien. Son humour et ses sarcasmes m'ont remonté le moral à de nombreuses occasions.

Je tiens également à remercier Séléna Lauzière, une collègue étudiante et amie. Elle fut pour moi un support technique pour la réalisation de mes affiches et un support intellectuel dans la réussite de mes examens. Elle a été aussi un soutien sportif lors de nos cours de cardio-vélo, moral et psychologique lors de partage de cafés moka, de cocktails ou lors de matchs de hockey. Merci à Séléna pour sa générosité et son amitié sans faille.

J'aimerais aussi remercier tous les membres du laboratoire de pathokinésiologie. Ils font de ce laboratoire un lieu où il est motivant de venir travailler. Je pense à : Youssef El Khamlichi dont la disponibilité, la patience, la persévérance et le positivisme ont permis de rendre mes données cohérentes et analysables; Pierre Desjardins qui, malgré nos malentendus et mes nombreuses questions non comprises ou/et irrésolues, a permis des discussions enrichissantes et rendu les repas ou congrès partagés sympathiques; Julie Lecours pour les nombreux lunchs que nous avons partagés, mais surtout son soutien incontestable lors de notre première présentation orale en anglais au cours d'un congrès de biomécanique; les autres membres du laboratoire et les étudiants d'été, car ils rendent ce lieu de travail dynamique.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers l'Université de Montréal, l'École de réadaptation ainsi que la Faculté des études supérieures et postdoctorales pour l'octroi de bourses d'études qui m'ont permis de me consacrer pleinement à mes études de maîtrise. Je

remercie aussi le Réseau Provincial de recherche en Adaptation-Réadaptation (REPAR) et l'Équipe Multidisciplinaire en Réadaptation Locomotrice (EMRL) pour avoir financé le projet de recherche.

Mes remerciements s'adressent aussi à ma colocataire, Natacha, qui a vécu mon isolement durant la rédaction de mon mémoire, mes gros coups de stress précédant mes présentations et qui a toujours eu un geste ou un mot pour m'encourager et diminuer ainsi la tension. Un merci tout particulier à mes amis en Suisse et en France qui, malgré la distance, sont restés fidèles, respectueux de mes choix et toujours certains de ma réussite.

Finalement, je me dois de remercier mes parents pour qui cela ne devait pas être facile de laisser partir leur fille unique de l'autre côté de l'océan. Ils ont toujours insisté sur le fait que chacun doit réaliser ses rêves, même si, parfois, ils ne comprennent pas ce que je fais réellement. Et merci à ma grand-maman qui ne comprend pas vraiment ce que je fais, pourquoi j'ai quitté un métier que j'aimais, mais qui respecte mes choix et sent que je m'épanouis dans cette nouvelle vie.

# CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE

Ce chapitre expose la problématique générale du mémoire, les objectifs généraux et spécifiques, les hypothèses principales de l'étude ainsi que sa pertinence pour la rééducation locomotrice des personnes avec une hémiparésie.

## 1.1 Introduction

Au Canada plus de 50 000 personnes sont victimes chaque année d'un accident vasculaire cérébral (AVC) (Réseau canadien contre les accidents cérébrovasculaires), lequel occasionne chez près de 300 000 d'entre elles des séquelles à long terme (Heart and Stroke Foundation; Canadian Stroke Network). Une enquête canadienne rapporte que 87% des personnes ayant eu un AVC présentent des limitations d'activités dans leur vie quotidienne et que 42% ont des problèmes de mobilité, qui compromettent ainsi sérieusement leur indépendance ainsi que leur rôle social (Hartman-Maeir et al., 2007; Hodgson, 1998; Mayo et al., 2002). Une récupération optimale de la marche est un objectif important pour ces patients de même que pour les thérapeutes (Kim & Eng, 2004).

Du point de vue moteur, l'hémiparésie (faiblesse motrice) caractérise les personnes qui ont subi un AVC (O'Sullivan & Schmitz, 2007). La faiblesse musculaire a été associée à la réduction de la performance de marche, notamment à la diminution de la vitesse de marche chez cette clientèle (Chen et al., 2003; Hsu et al., 2003; Kim & Eng, 2003; Milot et al., 2006; Nadeau, Arsenault, et al., 1999). En effet, la vitesse naturelle de marche des personnes hémiparétiques correspond, en moyenne, à 75-80% de la vitesse de marche naturelle des sujets témoins en santé présentant des caractéristiques physiques similaires, (Nadeau, Gravel, et al., 1999). Le niveau de force résiduelle du membre inférieur parétique, particulièrement à la hanche, est reconnue comme un déterminant important de la vitesse de marche (Hsu, et al., 2003; Jonkers et al., 2009; Nadeau, Arsenault, et al., 1999). Afin de mieux comprendre le rôle des muscles de la hanche lors de la marche, plusieurs auteurs ont analysé la biomécanique et l'activité des muscles dans le plan sagittal lors de la marche (Carr & Shepherd, 2003; Kim & Eng, 2003, 2004; Milot et al., 2008; Milot, et al., 2006;



S.J. Olney & Richards, 1996). Cependant, rares sont les études qui ont porté sur la fonction des muscles de la hanche dans le plan frontal chez cette clientèle (G. Chen et al., 2005; Kim & Eng, 2004). Chez les sujets en santé, le contrôle de la hanche et du bassin dans le plan frontal par les abducteurs de la hanche est un élément important d'une démarche normale (Anderson & Pandy, 2003; Eng & Winter, 1995; Kim & Eng, 2004; Mercer et al., 2009). Le travail de ces muscles du côté du membre inférieur en appui permet de stabiliser le bassin latéralement facilitant ainsi le passage du pied opposé à distance du sol lors de la phase d'oscillation de la marche. Lors de l'oscillation ipsilatérale, les muscles à la hanche dans le plan frontal contrôlent la position du membre inférieur qui se déplace vers l'avant pour permettre l'appui suivant (Perry, 1992).

Il est accepté que l'entraînement basé sur la tâche est une approche pertinente pour améliorer la fonction des personnes hémiparétiques (Dean et al., 2000; French et al., 2010; States et al., 2009). Ainsi, l'entraînement à la marche de ces personnes améliore leur capacité à marcher (French, et al., 2010; Moseley et al., 2005; Pollock et al., 2009). Une approche simple et intéressante pour accroître le travail des muscles à la hanche lors de la marche consiste à ajouter une charge à la jambe, en distal au dessus de la cheville ou au pied. Les effets de cette approche ont été documentés dans le plan sagittal (Noble & Prentice, 2006; Regnaud et al., 2008) mais aucune étude n'a rapporté l'effet d'une charge placée sur la jambe du côté parétique ou non parétique sur les mouvements et efforts à la hanche dans le plan frontal lors de la marche à vitesse naturelle.

Cette étude pilote avait donc comme but de quantifier, chez des sujets ayant une hémiparésie chronique et des personnes en santé (groupe témoin), les changements du patron de marche associés à l'ajout d'une charge placée du côté parétique (non dominant) ou non parétique (dominant) lors de la marche à vitesse naturelle. Plus spécifiquement, l'effet sur les paramètres temps-distance, sur la cinématique et la cinétique de la hanche parétique (non dominante) a été analysé. Les sujets sains marchaient aussi à cadence lente, cadence s'apparentant à la cadence moyenne naturelle des personnes hémiparétiques.

## 1.2 Objectifs

**L'objectif général du mémoire était de** déterminer les patrons de mouvements et d'efforts au niveau de la hanche chez des personnes en santé et hémiparétiques lors de la marche à différentes vitesses et les modifications dues à l'application d'une charge à la cheville.

### **Les objectifs spécifiques étaient de:**

- 1) Décrire le patron de marche dans le plan frontal des personnes hémiparétiques chroniques et de le comparer à celui des personnes en santé.
- 2) Quantifier, pour les deux groupes, l'effet d'une charge à la cheville sur les paramètres temps-distance, tels que la vitesse de marche, la durée et la longueur du cycle, la cadence, la durée et la longueur du pas, la durée, le pourcentage et la symétrie d'appui et d'oscillation.
- 3) Quantifier, pour les deux groupes, l'effet d'une charge à la cheville sur la cinématique (déplacements et vitesses angulaires) et la cinétique (moments, puissances, niveaux d'efforts) au niveau de l'articulation de la hanche parétique (non dominante) dans les plans frontal et sagittal.

Il faut préciser que lorsque la charge était placée sur le membre inférieur parétique (non dominant), la phase d'oscillation parétique (non dominante) était évaluée, tandis que lorsque la charge était placée sur le membre inférieur non parétique (dominant), la phase d'appui parétique (non dominante) était analysée.

## 1.3 Hypothèses

### **Les hypothèses posées stipulaient que :**

- 1) le patron de marche dans le plan frontal des personnes hémiparétiques présenteraient des caractéristiques différentes de celui des personnes en santé à cause des déficits secondaires à l'AVC (diminution de la fonction motrice, faiblesse musculaire,...) : une diminution de l'excursion angulaire et des amplitudes des moments et des puissances à la hanche est attendue en accord avec les données des deux études retrouvées chez cette clientèle.

Chez les deux groupes de participants, par comparaison à la marche naturelle, l'ajout d'une charge à la cheville d'un côté ou de l'autre :

- 2) ne modifierait pas la vitesse de marche, mais influencerait les autres paramètres temps-distance en augmentant la durée de la phase d'appui controlatérale (à la charge) et la durée de la phase d'oscillation ipsilatérale;
- 3) aurait un effet sur les paramètres cinématiques et cinétiques de flexion/ extension et d'abduction/ adduction au niveau de la hanche ipsilatérale (du côté de la charge) durant la phase d'oscillation : le moment fléchisseur augmentera lors de la transition entre l'appui et l'oscillation pour soulever la charge, le moment extenseur augmentera en fin d'oscillation pour ralentir le membre inférieur chargé et les moments abducteur et adducteur augmenteront pour contrôler la trajectoire du membre inférieur chargé;
- 4) influencerait les paramètres cinématiques et cinétiques de flexion/ extension et d'abduction/ adduction au niveau de la hanche controlatérale (du côté opposé à la charge) durant la phase d'appui, en augmentant les moments abducteur et fléchisseur pour stabiliser le bassin et la hanche.

## **1.4 Pertinence de l'étude**

Considérant que l'amélioration de la marche demeure toujours une préoccupation importante des patients avec des déficits sensori-moteurs au niveau des membres inférieurs, telles que les personnes avec une hémiparésie, la présente étude contribuera à bonifier les connaissances du domaine. Les personnes avec une hémiparésie consécutive à un AVC présentent une faiblesse musculaire et une vitesse de marche réduite comparativement à des personnes en santé; il est donc important de poursuivre des études visant à identifier des approches ayant un potentiel de réduire ces faiblesses. L'ajout de charge à la cheville lors de la marche comme moyen d'entraînement locomoteur commence à être utilisé par les thérapeutes. Cependant, rares sont les évidences supportant cette approche car celle-ci a été très peu étudiée jusqu'à présent. Plus particulièrement, aucune étude n'a démontré les effets d'une charge sur la cinématique et la cinétique de la marche des personnes hémiparétiques, en particulier dans le plan frontal, au niveau de la hanche. Étant donné que les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche sont des déterminants de la vitesse de marche et que

les abducteurs de hanche sont nécessaires à la stabilisation du bassin pour assurer l'équilibre lors de l'appui unipodal, il serait opportun de renforcer ces muscles dont la faiblesse est rapportée chez les personnes hémiparétiques. Par ailleurs, il a été démontré que le placement d'une charge à la cheville permet d'augmenter l'effort musculaire au niveau de la hanche. Ce projet pilote a donc permis d'obtenir des données préliminaires sur l'impact de l'ajout d'une charge sur un segment chez deux groupes de sujets (hémiparétiques et en santé) marchant à leurs vitesses naturelles et à cadences comparables.

## **CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS**

Ce chapitre se divise en six grandes sections. La première aborde l'épidémiologie des accidents vasculaires cérébraux (AVC). Le deuxième volet présente le tableau clinique des patients ayant subi un AVC. La troisième section décrit les caractéristiques de la marche des personnes hémiparétiques et des personnes en santé. La section suivante porte sur la rééducation locomotrice des personnes hémiparétiques. Finalement, la recension des écrits se termine par l'adaptation du patron de marche aux conditions environnantes et à une charge placée sur un segment corporel.

### **2.1 Épidémiologie de l'accident vasculaire cérébral (AVC)**

Selon le Réseau canadien contre les accidents cérébrovasculaires, plus de 50 000 AVC surviennent chaque année au Canada, soit une personne toutes les dix minutes (Canadian Stroke Network). Environ 300 000 Canadiens et Canadiennes vivent avec les séquelles d'un AVC. Une enquête canadienne rapporte que 87% des personnes ayant eu un AVC présentent des limitations d'activités dans leur vie quotidienne et que 42% ont des problèmes de mobilité, qui compromettent ainsi sérieusement leur indépendance ainsi que leur rôle social (Hartman-Maeir, et al., 2007; Hodgson, 1998; Mayo, et al., 2002). La situation est similaire aux États-Unis où l'AVC est la plus importante cause d'incapacité grave et de longue durée chez l'adulte (Stroke Center).

Les AVC contribuent de façon très importante aux coûts hospitaliers. En effet, il en coûte annuellement à l'économie canadienne près de 3,6 milliards de dollars en services médicaux, en coûts d'hospitalisation, en perte de salaire et en perte de productivité (Fondation des maladies du cœur, statistique de 2000). Les incapacités, de modérées à majeures, limitent environ 60% des patients. Leurs impacts privent les personnes de leur indépendance, de leur intimité et de leur dignité (Callow, 2006). Ainsi, pour une personne ayant subi un AVC, certaines tâches de la vie quotidienne, auparavant faciles à réaliser, telles que marcher, se laver et parler exigent maintenant des efforts considérables et ne sont plus réalisées normalement (Stroke Center). La littérature indique qu'environ 50% des

individus qui survivent à un AVC en subissent un second dans les cinq années suivantes (Callow, 2006) et que l'incidence de cette maladie augmente de façon dramatique avec l'âge (doublant à chaque décennie après 65 ans)(O'Sullivan & Schmitz, 2007). Ainsi, les personnes ayant une hémiparésie continueront d'être nombreuses au Canada au cours des prochaines années (Canadian Stroke Network).

## **2.2 Tableau clinique général de l'AVC**

### **2.2.1 L'accident vasculaire cérébral**

Un AVC est la perte soudaine de fonction neurologique causée par une interruption du flux sanguin au niveau du cerveau. Il existe deux types principaux d'AVC : ischémique (80% des AVC) et hémorragique (Bogousslavsky et al., 1993; O'Sullivan & Schmitz, 2007); Fondation des maladies du cœur). La localisation et l'étendue de la lésion, la quantité de flux sanguin collatéral ainsi que le délai de prise en charge déterminent la sévérité des déficits neurologiques consécutifs (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Une récupération spontanée avec résorption complète des symptômes peut survenir dans les trois semaines après l'AVC et ce dans 10% des cas. Toutefois, dans 75% des cas, des séquelles neurologiques persistent, entravant de façon permanente l'indépendance des patients ayant subi un AVC (Canadian Stroke Network).

### **2.2.2 Les signes cliniques de l'AVC**

Après un AVC, les personnes présentent généralement une paralysie motrice (plégie) ou une faiblesse motrice (parésie) affectant la moitié du corps et prépondérante du côté opposé à la lésion cérébrale. D'autres signes cliniques font partie du tableau général de l'AVC : des déficits sensoriels, de la douleur, des troubles de l'équilibre, une absence ou un manque de coordination, des troubles du tonus musculaire (spasticité), des troubles perceptifs, une hémiparésie, une dysphagie, une dysarthrie et des difficultés langagières (Brandstater & Basmajian, 1987); Canadian Stroke Network). Tous ces déficits entravent la capacité des patients ayant subi un AVC à réaliser de nombreuses activités de leur vie quotidienne, telles que marcher, parler, prendre soin d'eux-mêmes, etc. Ils ont également un impact sur leur participation sociale occasionnant un manque d'intérêt pour les loisirs et

le travail (Brandstater & Basmajian, 1987; Hartman-Maeir, et al., 2007; Mayo, et al., 2002). Cependant, considérant que la perte de sensibilité, de fonction motrice, du contrôle postural et de l'équilibre ainsi que la diminution de la force musculaire sont reconnus comme influençant la marche des sujets hémiparétiques, seuls ces déficits sont détaillés dans les sections suivantes.

### **2.2.2.1 La sensibilité**

La sensibilité superficielle et/ou profonde est fréquemment réduite au niveau de l'hémicorps parétique chez 53% des patients après un AVC. Elle est cependant rarement absente. La diminution de sensibilité se situe le plus souvent sur le visage, les membres supérieur et inférieur (rapporté dans 55% des cas) (Bogousslavsky et al., 1988). Des pertes de proprioception (sensibilité profonde) sont également fréquentes : O'Sullivan et Schmitz (2007) mentionnent que des patients avec un AVC peuvent présenter des troubles proprioceptifs associés à des déficits du contrôle moteur, de la fonction posturale et de l'équilibre (Connell et al., 2008; Leibowitz et al., 2008; O'Sullivan & Schmitz, 2007).

### **2.2.2.2. La fonction motrice**

Brunnstrom a décrit six stades de récupération motrice : le patient, au premier stade, est hypotonique et ne peut réaliser aucun mouvement avec ses membres, tandis qu'au dernier stade, la spasticité disparaît rendant les mouvements sélectifs possibles et la coordination de ceux-ci proche de la normale (Brunnstrom, 1970). Cependant, le degré de récupération motrice varie d'un individu à l'autre et dépend de nombreux facteurs, tels que la localisation et la sévérité de la lésion initiale, ainsi que la capacité d'adaptation à la rééducation (O'Sullivan & Schmitz, 2007). La fonction motrice regroupe différents éléments, incluant le tonus, les réflexes, la coordination et la force musculaire. La plupart d'entre eux sont altérés suite à un AVC.

#### *Tonus et réflexes*

La perturbation du tonus peut prendre deux formes différentes : l'hypotonie ou flaccidité, surtout présente immédiatement après l'AVC et l'hypertonie ou spasticité apparaissant du côté parétique chez environ 90% des sujets. Les muscles antigravitaires sont habituellement les plus touchés (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Les réflexes sont altérés

et varient en fonction du niveau de récupération. Lorsque la spasticité apparaît, une hyperréflexie est observée. Le réflexe d'étirement est hyperactif, les patients présentent un clonus, une réponse élastique à l'étirement (« en lame de canif ») et un signe de Babinski positif.

### *Coordination et force musculaire*

Plusieurs personnes hémiparétiques présentent également des problèmes à activer et à contrôler sélectivement les muscles parétiques, c'est-à-dire à effectuer le mouvement isolé d'un segment sans produire de mouvement dans le reste du membre. Ce déficit se nomme patron de synergie anormal. Il existe deux patrons de synergie anormaux distincts pour chaque extrémité : une synergie de flexion et une d'extension (Boissy et al., 1997; O'Sullivan & Schmitz, 2007). Les synergies de mouvements pathologiques ainsi que les syncinésies sont des troubles de la coordination. En effet, ces manifestations reflètent une activation involontaire de certains muscles et une difficulté à produire une contraction musculaire précise et focalisée. Le patient est ainsi limité dans sa capacité à adapter les mouvements en fonction de la variation des tâches ou des demandes environnantes (Dyer et al., 2009).

Étant donné que l'objectif de cette étude est de déterminer si l'ajout d'une charge à la cheville exige des muscles de la hanche de fournir une force plus grande pour stabiliser et/ou déplacer le membre inférieur, il est nécessaire de décrire ici les principales caractéristiques de la faiblesse musculaire chez des personnes hémiparétiques.

#### **2.2.2.3 La faiblesse musculaire**

La faiblesse, définie comme la perte de capacité à générer des quantités normales de force, contribue de façon majeure à la limitation d'activité physique (Ada et al., 2006; Chae et al., 2002; Kim & Eng, 2003). Selon certains auteurs, il existe une très grande corrélation entre la force des membres inférieurs et la performance locomotrice plus que pour d'autres déficits tels que la spasticité, l'incoordination ou la perte de sensibilité (Ada, et al., 2006; C. Canning, G. et al., 2004; Lin, 2005; Nadeau, Arsenault, et al., 1999).



La faiblesse musculaire (parésie) se retrouve chez 80 à 90% des personnes avec un AVC. Ces individus présentent des difficultés à générer les forces nécessaires pour initier et contrôler les mouvements (Bogousslavsky, et al., 1988; O'Sullivan & Schmitz, 2007). Des études ont montré que la perte de la force musculaire était présente à différentes vitesses de mouvements et à différentes positions des articulations (longueurs musculaires) (Ada, Canning, et al., 2003; Andrews & Bohannon, 2003; Harris et al., 2001; Landau & Sahrman, 2002). En comparant la force du côté non parétique à des valeurs contrôles, Andrews et Bohannon (2000) ont aussi observé une faiblesse musculaire du côté ipsilatéral à la lésion cérébrale avec des groupes de muscles présentant moins de 90% de la force normale (Andrews & Bohannon, 2000; Eng, 2004). Cependant, comme il est observé en clinique, les muscles controlatéraux à la lésion cérébrale sont plus atteints que ceux du côté ipsilatéral (Andrews & Bohannon, 2000; Patten et al., 2004). La faiblesse bilatérale peut être expliquée par le fait que seulement 75 à 90% des fibres cortico-spinales croisent au niveau du bulbe rachidien en direction controlatérale; le reste descend ipsilatéralement dans la moelle épinière par le faisceau cortico-spinal antérieur. Une fois dans la moelle épinière, certaines de ces fibres croisent tandis que les autres restent du même côté (Brandstater & Basmajian, 1987; Crossman & Neavy, 2004; Eng, 2004; O'Sullivan & Schmitz, 2007). Qui plus est, il est généralement admis que la faiblesse musculaire est plus importante au niveau des muscles distaux de ceux proximaux (Eng, 2004; O'Sullivan & Schmitz, 2007). Cependant, cela pourrait différer au stade aigu puisque Andrews et Bohannon (2000) rapportent une faiblesse plus marquée en proximal qu'en distal (Andrews & Bohannon, 2000; Tyson et al., 2006).

Les études montrent également que la faiblesse musculaire observée est aussi associée à des changements structuraux dans le muscle ainsi que dans l'unité motrice (Bourbonnais & Vanden Noven, 1989; Eng, 2004; O'Sullivan & Schmitz, 2007; Patten, et al., 2004). Les modifications apparaissent dans la composition du muscle et dans la grosseur des fibres (atrophie musculaire). Il y a une perte sélective des fibres de type II avec une augmentation de la proportion/prédominance des fibres de type I (Eng, 2004; Patten, et al., 2004). La perte sélective des fibres II a pour conséquence une difficulté à initier et produire des mouvements rapides et de force élevée. De plus, un recrutement

inadéquat des unités motrices entrave l'efficacité des patrons d'activation musculaire et le maintien d'un niveau constant de production de force (C. G. Canning et al., 1999; Eng, 2004; O'Sullivan & Schmitz, 2007).

La faiblesse musculaire a aussi été associée à une augmentation de la coactivation musculaire. Les muscles agonistes et antagonistes se contractent simultanément ce qui limite artificiellement la production de force externe durant les mouvements volontaires (Chae, et al., 2002; Gowland et al., 1992; Higginson et al., 2006; Lamontagne et al., 2002; Lamontagne et al., 2000; S.J. Olney & Richards, 1996). Plusieurs études, incluant celle de Higginson et al. (2006), ont montré une coactivation plus grande des muscles parétiques en phase d'appui du cycle de marche comparativement à celle observée chez les personnes en santé (Higginson, et al., 2006).

De plus, Petersen et al. (2001) ont démontré que le cortex moteur serait directement impliqué dans la génération de l'activité musculaire au niveau des muscles de la jambe lors de la locomotion. Ainsi, une lésion corticale changerait (ou diminuerait) cet input et contribuerait à la faiblesse musculaire (Petersen et al., 2001).

Par ailleurs, certains auteurs soutiennent qu'une partie de la faiblesse musculaire chez les sujets hémiparétiques est également le résultat de la diminution de l'activité physique conséquente aux déficits moteurs et sensoriels provoqués par l'AVC (Carr & Shepherd, 2003; Eng, 2004). Ce facteur pourrait également expliquer la diminution bilatérale de la force observée chez ces patients.

#### **2.2.2.4 Lien entre la faiblesse musculaire et la performance locomotrice**

La force musculaire des membres inférieurs est reliée à la vitesse de marche chez le sujet hémiparétique (ex. (Chen, et al., 2003; Hsu, et al., 2003; Kim & Eng, 2003; Milot, et al., 2006; Milot et al., 2004; Nadeau, Arsenault, et al., 1999). Winter (1991) a clairement montré que les muscles des membres inférieurs étaient des déterminants importants de l'augmentation de la vitesse de marche chez les sujets sains. Particulièrement, il a montré que les muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de hanche, par leur action

concentrique, étaient les principaux générateurs d'énergie permettant d'accélérer le pas lors de la marche rapide (Winter, 1991a).

Chez les sujets hémiparétiques chroniques, selon Nadeau et al. (1999), la force des muscles fléchisseurs de hanche explique 69 à 77% de la variance des données de vitesse de marche entre les patients (Nadeau, Arsenault, et al., 1999). Le rôle des fléchisseurs de hanche serait important: 1) lors de la phase de mi-appui pour contrôler l'extension de la cuisse ; 2) lors de la phase d'oscillation pour déplacer le membre inférieur et 3) probablement, pour contrôler le tronc à la fin de la phase d'appui (Nadeau, Arsenault, et al., 1999). L'importance de la force musculaire est aussi confirmée par Hsu et al. (2003) qui concluent qu'un déficit de force respectivement des muscles fléchisseurs de hanche et extenseurs du genou parétiques est un déterminant de la marche à vitesse naturelle et rapide et que ces groupes de muscles influencent principalement la longueur des pas (Hsu, et al., 2003). L'ensemble de ces études semble suggérer qu'une approche visant à renforcer la musculature autour de la hanche durant la marche pourrait permettre aux personnes hémiparétiques d'augmenter leur vitesse de marche.

## **2.3 Marche chez le sujet en santé et la personne hémiparétique**

Comme il a été mentionné précédemment, les activités quotidiennes des personnes hémiparétiques après un AVC sont entravées par de nombreux déficits, en particulier des déficits sensori-moteurs, des difficultés d'équilibre, un manque de coordination, etc. Une limitation de la performance de marche et une asymétrie des mouvements sont communément observées chez ces patients (Carr & Shepherd, 2003). Dans cette section, la marche normale est décrite puis les anomalies des personnes hémiparétiques seront présentées.

### **2.3.1 Marche chez le sujet en santé**

La marche normale doit concilier deux impératifs : maintenir la stabilité du corps à partir d'une base d'appui réduite et déplacer efficacement le membre oscillant pour permettre le pas successif (Brandstater & Basmajian, 1987; Winter, 1991a). La marche est

donc caractérisée par une succession de pas droit et gauche qui forme un cycle de marche. Plusieurs paramètres permettent de décrire le patron de marche d'un individu.

### **2.3.1.1 Paramètres temps-distance**

Un cycle de marche normal, normalisé à 100%, débute par le contact d'un pied avec le sol, habituellement le talon, et se termine avec le contact identique et successif du même pied. Un cycle de marche comprend deux phases distinctes: une phase d'appui couvrant environ 60% et une phase d'oscillation d'environ 40%. La phase d'appui peut être divisée en trois périodes, la réception du poids du corps, le mi-appui et la poussée plantaire. Lors de la phase d'appui (0- 60% du cycle), il y a deux périodes de double appui entrecoupées d'une période d'appui simple. Les périodes de double appui sont caractérisées par des appuis des deux pieds au sol. Durant ces périodes, le poids du corps est transféré du membre inférieur postérieur au membre inférieur situé en avant. La vitesse de marche influence le temps passé en double appui; en effet, une personne diminue ce temps si elle augmente sa vitesse de marche et inversement si elle marche lentement. La phase d'oscillation débute lorsque le pied quitte le sol et elle se termine lorsque le pied refait contact avec le sol à 100% du cycle de marche. Elle correspond à la période où le pied n'est plus en contact avec le sol. La phase d'oscillation se divise en deux, le début et la fin de l'oscillation.

Le pas est la période correspondant au contact successif du même événement de pieds différents. Une longueur de pas normale se situe autour de 70 cm alors que la longueur d'un cycle de marche, incluant un pas gauche et un pas droit, est de près de 1,50 m. Lors d'un cycle de marche chez les sujets en santé, la durée et la longueur du pas sont généralement identiques de chaque côté (Brandstater & Basmajian, 1987). Il en est de même pour le cycle de marche droit et gauche. La vitesse de marche de personnes entre 20 et 60 ans est d'environ 1,2-1,4 m/s avec une cadence de 101 à 122 pas/min (Carr & Shepherd, 2003; Winter, 1991a).

### **2.3.1.2 Cinématique à la hanche et au tronc lors de la marche normale : déplacements angulaires**

La cinématique décrit le mouvement dans l'espace indépendamment des forces impliquées, internes et externes, qui causent le mouvement (Winter, 1991a). Elle peut être décrite dans les trois plans de l'espace et elle inclut les déplacements linéaires et angulaires, les vitesses et les accélérations. Seuls les déplacements angulaires dans le plan sagittal et frontal à la hanche, au bassin et au tronc seront décrits dans cette section.

De grands mouvements angulaires à la hanche sont produits dans le plan sagittal. Au contact initial du pied avec le sol (début du cycle de marche), la hanche est fléchie (environ  $20^\circ$  à  $30^\circ$ ) et va progressivement en extension pour atteindre une extension maximale ( $10$ - $15^\circ$ ) à la fin de la phase d'appui, au moment de la poussée des orteils (Brandstater & Basmajian, 1987; Nadeau et al., 2001). La hanche revient par la suite en flexion de façon progressive jusqu'à la fin de la phase d'oscillation. L'excursion totale à la hanche augmente avec la vitesse de marche ( $\sim$  environ  $10^\circ$ ).

Les mouvements de la partie supérieure du corps, tête, tronc et bassin, sont très importants pour le contrôle locomoteur étant donné que ces segments représentent une grande proportion de la masse totale du corps (Winter, 1991a). Les déplacements de la partie supérieure du corps tendent à minimiser les variations d'énergie (Capozzo et al., 1978; J. Saunders et al., 1953) ainsi qu'à maintenir l'équilibre du corps. Les mouvements du haut du corps visent également une stabilité optimale de la tête afin de favoriser l'apport des systèmes visuel et vestibulaire pour l'orientation du corps dans l'espace et le contrôle du mouvement (Capozzo, 1981; Thorstensson et al., 1984).

Dans le plan sagittal, lors de la marche, le tronc et le bassin s'inclinent vers l'avant et vers l'arrière produisant des mouvements de flexion et d'extension (Taylor et al., 1999). Les mouvements du bassin restent relativement faibles lors de la marche chez le sujet sain avec une variation moyenne de  $3^\circ$ . (Smidt, 1971; Whittle & Levine, 1999). De plus, les valeurs angulaires du tronc dans le plan sagittal montrent une grande variabilité d'un sujet à

l'autre (Whittle & Levine, 1999). Selon Thorstensson et al. (1984), l'étendue des déplacements angulaires du tronc est comprise entre  $1.5^\circ$  et  $6^\circ$  pour des vitesses allant de 1.0 m/s (marche) à 6.0 m/s (course) (Thorstensson, et al., 1984). L'étude de Sartor et al. (1999) précise que le tronc est en extension de  $5^\circ$  par rapport au bassin lors du contact initial, l'extension est maintenue durant tout le cycle de marche. La position du tronc en extension permettrait au tronc d'agir comme stabilisateur pour l'activité des muscles extenseurs de hanche. Selon Chung et al (2010), le mouvement du tronc dans le plan sagittal est postérieur au début de la phase d'appui unipodal puis le tronc commence à s'incliner vers l'avant juste avant le contact du talon et durant la période de double appui (Chung et al., 2010).

La cinématique du plan frontal démontre des patrons de modulation similaires au bassin et à la hanche car le mouvement de la hanche est exprimé en relation avec le bassin. La hanche est en légère adduction lors de la phase d'appui; le bassin est plus élevé de ce côté (Figure 2.1A). À la fin de la phase d'appui, la hanche affiche une abduction progressive puis elle revient en position neutre lors de l'oscillation. Le bassin chute d'environ  $5^\circ$  du côté oscillant lors du décolllement des orteils (Carr & Shepherd, 2003; Plas et al., 1989). Dans la deuxième partie de l'oscillation, le bassin s'élève légèrement plus haut que la position neutre en préparation du contact du pied suivant.

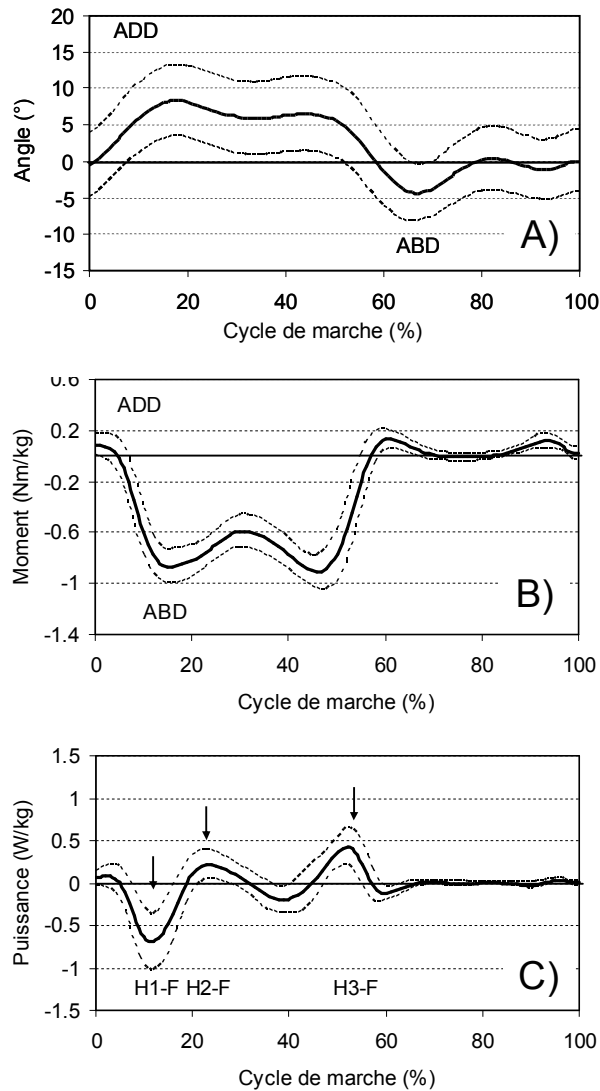


Figure 2.1 : Déplacements angulaires (A), moments (B) et puissances (C) nets à la hanche dans le plan frontal lors de la marche. Adapté de Fortin (Fortin et al., 2008).

Dans le plan frontal, plusieurs études ont analysé la cinématique de la partie supérieure du corps chez les personnes saines lors de la marche (Ex : (Capozzo, 1981; Crosbie et al., 1997; Dodd et al., 1998; Hirasaki et al., 1993; Krebs et al., 1992; Lamoreux, 1971; MacKinnon & Winter, 1993; Murray, 1967; Stokes et al., 1989; Taylor et al., 1999; Thorstensson, et al., 1984; Waters et al., 1973)). Le tronc oscille vers la droite et vers la gauche, effectuant deux déplacements latéraux par cycle de marche. Au contact du pied

droit ou gauche avec le sol, le tronc se déplace du même côté et atteint sa position maximale lors de la phase d'appui unipodal (Chung, et al., 2010; Thorstensson, et al., 1984). Pendant les phases de double appui, le centre de masse du tronc-tête et bras se trouve entre les deux pieds. Lors de la marche, les fléchisseurs latéraux de la colonne vertébrale ainsi que les muscles abdominaux stabilisent le tronc (MacKinnon & Winter, 1993) et contrôlent les mouvements dans le plan frontal (Thorstensson, et al., 1984). Ces muscles sont activés de manière asymétrique selon la jambe qui supporte le corps (Stokes, et al., 1989). Les hanches rétablissent la position du bassin, sur lequel repose le tronc, afin de renverser le déplacement latéral du tronc et de transférer l'appui sur l'autre jambe (MacKinnon & Winter, 1993).

### **2.3.1.3 Forces de réaction du sol**

Parmi les composantes de la force de réaction du sol, la force verticale est la plus importante et elle dépasse en intensité le poids du sujet. La courbe est caractérisée par deux sommets (Figure 2.2A). Notamment à l'attaque du talon, il y a une augmentation rapide de la force, et le premier maximum est rapidement atteint. Par la suite, une diminution progressive est observée jusqu'à un minimum qui correspond à l'appui unipodal. Une augmentation subséquente est observée et détermine un deuxième sommet, lors de la poussée des orteils. La force antéro-postérieure est environ 10 fois moins élevée que la force verticale (Figure 2.2B). Cette dernière résulte des accélérations linéaires horizontales. Elle reflète le freinage (valeurs négatives) et la propulsion du corps lors de la phase d'appui (valeurs positives). La deuxième force horizontale (médio-latérale) est de faible intensité (Figure 2.2C). Cette force représente l'accélération des segments dans le plan frontal. Elle est en rapport avec les déplacements latéraux du corps.



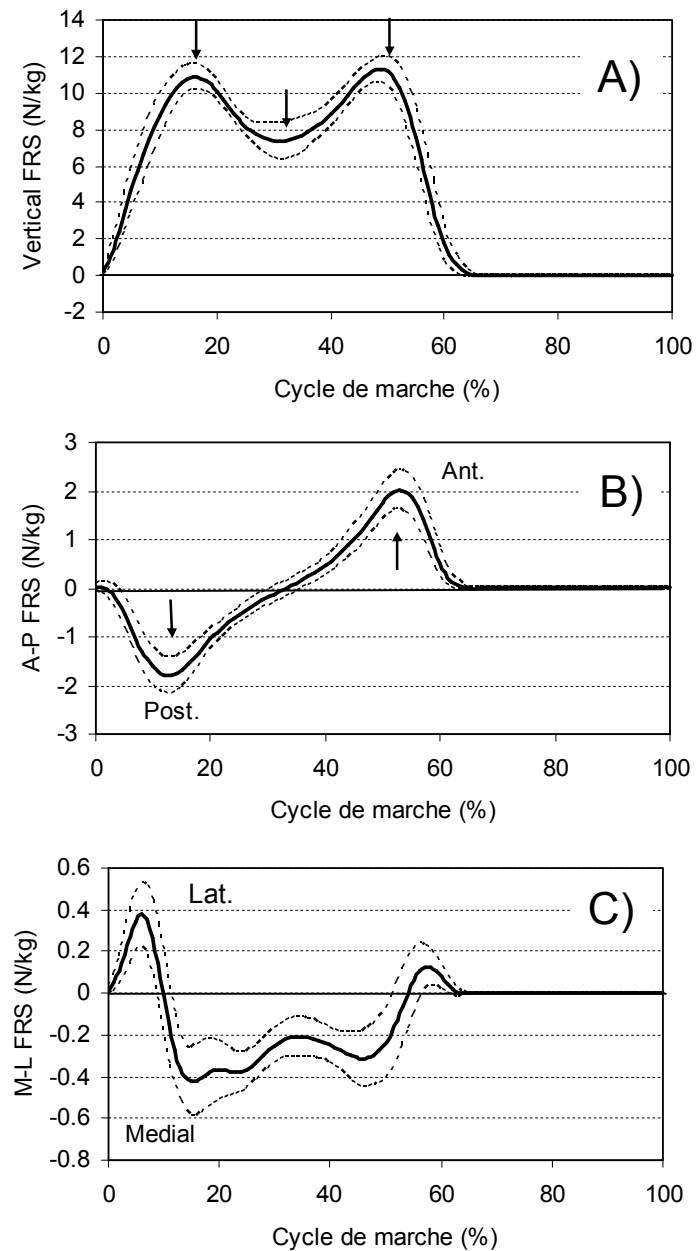


Figure 2.2 : Forces de réaction du sol (FRS) verticales (A), antéro-postérieures (B) et médio-latérales (C) normalisées à la masse des participants. Adapté de Fortin (Fortin, et al., 2008).

Lors de la marche, la force est principalement négative, c'est-à-dire qu'elle est dirigée vers le centre du corps. Tout comme pour les moments et les puissances, l'intensité des forces est influencée par la masse du sujet et par la cadence ou vitesse de marche.

#### **2.3.1.4 Cinétique à la hanche lors de la marche normale : moments et puissances nets**

La cinétique réfère aux forces, internes et externes, qui causent le patron de mouvement spécifique observé (Winter, 1991a). Les moments de forces et les puissances sont obtenus par les mesures des forces de réactions du sol combinées aux données cinématiques par un modèle dynamique inverse (Giakas & Baltzopoulos, 1997; Winter, 1991a). Les valeurs maximales de moment et de puissance augmentent avec la vitesse de marche.

Les muscles extenseurs de la hanche sont actifs au début du cycle de marche, par une contraction concentrique (génération d'énergie (bouffée H1-S) de 0% jusqu'à 25% du cycle de marche). Ils permettent la prise en charge du poids du corps sur le membre inférieur en appui au contact du pied avec le sol. Par la suite, la hanche va progressivement en extension. Ce mouvement est contrôlée par les muscles fléchisseurs de la hanche (bouffée H2-S, absorption d'énergie) jusqu'à la fin de la phase d'appui, où on observe un effort important des fléchisseurs pour initier la flexion du membre inférieur (bouffée H3-S, génération d'énergie) jusqu'à environ 75% du cycle de marche (Teixeira-Salmela et al., 2008; Winter, 1991a). À la fin de la phase d'oscillation, les muscles extenseurs freinent l'avancée du membre oscillant par une contraction excentrique (~ 80% à 100% du cycle). Les auteurs s'entendent pour dire que, de par leur proximité avec le segment tronc, les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche ont aussi un rôle dominant dans le contrôle du tronc dans le plan sagittal.

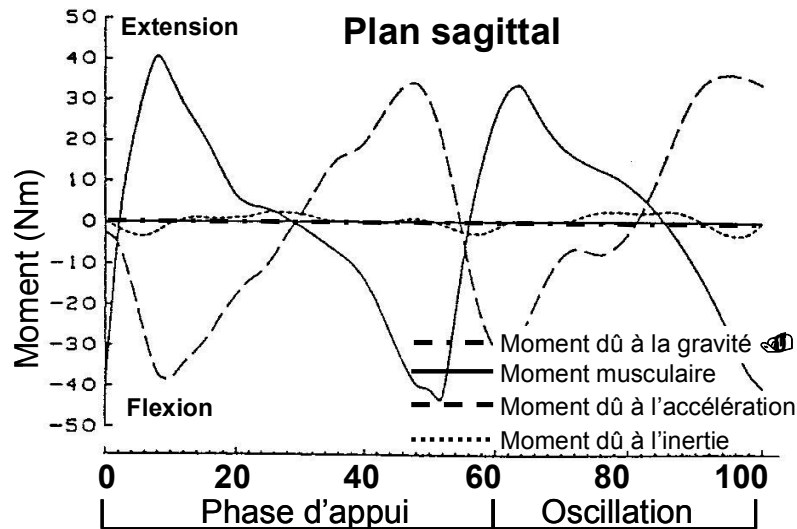


Figure 2.3 : Différents moments composant le moment net à l'articulation de la hanche dans le plan sagittal. Adapté de MacKinnon et Winter, 1993 (MacKinnon & Winter, 1993).

Sur la figure 2.3, le mouvement du tronc durant la progression du corps vers l'avant est représenté par le moment dû à l'accélération. Un moment musculaire, produit par les muscles extenseurs de hanche, est nécessaire pour s'opposer à ce moment dû à l'accélération et maintenir l'équilibre. Le moment dû à la gravité est très proche de zéro, car le segment « HAT » (tête, membres supérieurs et tronc), considéré comme rigide et se comportant comme un pendule inversé, est à la verticale. La dernière composante de la figure, le moment dû à l'inertie, représente le déplacement du centre de masse d'un membre inférieur vers l'autre lors de la phase de double appui.

Dans le plan frontal, exception faite du court moment d'adduction qui apparaît au début du cycle (0 à 5% du cycle), la phase d'appui est caractérisée par un moment abducteur (5 à 55% du cycle; Figure 2.1B). Au début de la phase d'appui, ce moment empêche la chute excessive du bassin du côté opposé (absorption d'énergie, bouffée H1-F; Figure 2.1C) puis il élève légèrement le bassin par une action concentrique (génération d'énergie, bouffée H2-F). À la fin de la phase d'appui (50 à 60% du cycle), l'amplitude de la contraction concentrique des abducteurs diminue rapidement alors que la hanche passe rapidement en abduction (génération d'énergie, bouffée H3-F). À l'oscillation, les moments

sont de faible intensité du côté de la jambe oscillante et permettent de maintenir le membre oscillant en position neutre (Fortin, et al., 2008).

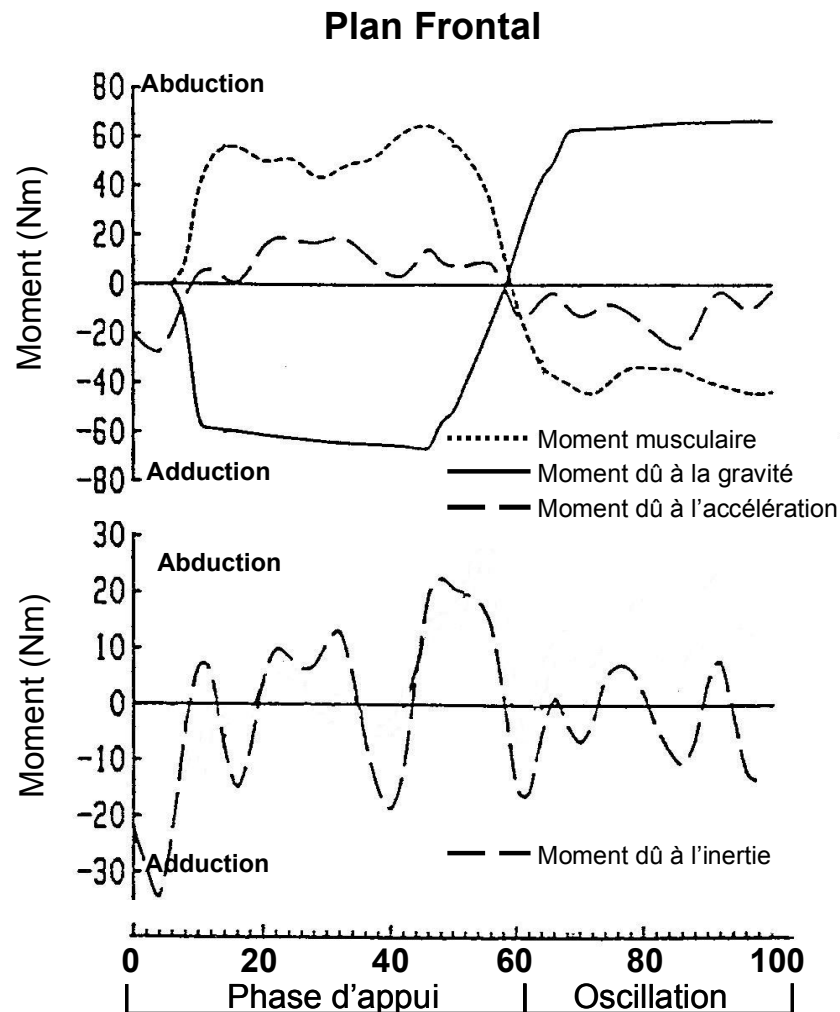


Figure 2.4 : Différents moments composant le moment net à l'articulation de la hanche dans le plan frontal. Adapté de MacKinnon et Winter, 1993 (MacKinnon & Winter, 1993).

La figure 2.4 montre que le moment causé par la force gravitationnelle est important et qu'il est opposé majoritairement par le moment musculaire des abducteurs de la hanche lors de l'appui unipodal. Durant cette période du cycle, l'accélération médiale à la hanche crée une force qui produit un moment qui agit dans le même sens que l'action des muscles (moment dû à l'accélération). Le moment inertiel angulaire est la somme des moments

musculaire, gravitationnel et dû à l'accélération et il illustre l'accélération angulaire médio-latérale du « HAT ».

Chez les personnes en santé, le bassin s'incline vers le bas durant la phase d'appui et vers le haut durant la phase d'oscillation (Chen, et al., 2003).

### **2.3.2 Marche chez le sujet hémiparétique**

La majorité des études portant sur la marche des individus hémiparétiques a montré une vitesse de marche naturelle diminuée (G. Chen, et al., 2005; Higginson, et al., 2006; Kim & Eng, 2004; Milot et al., 2007; S.J. Olney & Richards, 1996) et une asymétrie de la cinématique et de la cinétique du patron de marche comparativement à des personnes du même âge et en bonne santé (Higginson, et al., 2006; Kim & Eng, 2004; Milot, et al., 2006; S.J. Olney & Richards, 1996).

#### **2.3.2.1 Paramètres spatio-temporels**

La marche hémiparétique présente les caractéristiques spatio-temporelles suivantes : une diminution de la vitesse de marche (comprise entre 0.23m/s et 0.73m/s), de la longueur du pas et de la cadence (Chen, et al., 2003; Harris-Love et al., 2001; S.J. Olney & Richards, 1996). Chen et al. (2005) citent aussi une augmentation de la largeur du pas. Le temps d'oscillation du membre inférieur parétique est augmenté par rapport au côté sain et donc, à l'inverse, le temps d'appui simple est augmenté du côté non parétique (G. Chen, et al., 2005; Harris-Love, et al., 2001). Finalement, le temps passé en double appui est plus grand pour les personnes hémiparétiques comparativement à des individus en santé marchant à vitesse naturelle, tandis qu'à vitesse similaire le temps total de double appui serait plus petit (49% vs 53%) (Higginson, et al., 2006; S.J. Olney & Richards, 1996). Plusieurs de ces différences entre les sujets hémiparétiques et les sujets sains découlent de la diminution de la vitesse de marche chez le premier groupe de sujets.

#### **2.3.2.2 Cinématique à la hanche et au tronc lors de la marche hémiparétique : déplacements angulaires**

Malgré qu'il existe une variabilité inter-sujets importante, en général les modifications des déplacements angulaires sont plus importantes du côté parétique. À la

hanche, l'extension maximale à l'appui et la flexion à l'oscillation sont habituellement réduites. La flexion au début du cycle est aussi réduite si le pas est plus court (S.J. Olney & Richards, 1996). Plus la vitesse de marche est rapide, plus l'amplitude de la hanche parétique ou non parétique en extension est grande en fin d'appui (Carr & Shepherd, 2003; S.J. Olney & Richards, 1996). Selon Olney (2005), l'extension de hanche du côté parétique en fin d'appui est associée à la vitesse de marche et permet à la hanche parétique de produire une partie de l'énergie requise pour déplacer rapidement le membre inférieur vers l'avant (S.J. Olney, 2005).

Au niveau de la cinématique de la hanche dans le plan frontal, la particularité de certains sujets hémiparétiques est de présenter une seconde valeur sommet d'angle en abduction lors de l'oscillation correspondant à une circumduction du membre inférieur (G. Chen, et al., 2005; Kim & Eng, 2004) ; le reste du patron de mouvement est identique à celui des personnes en santé.

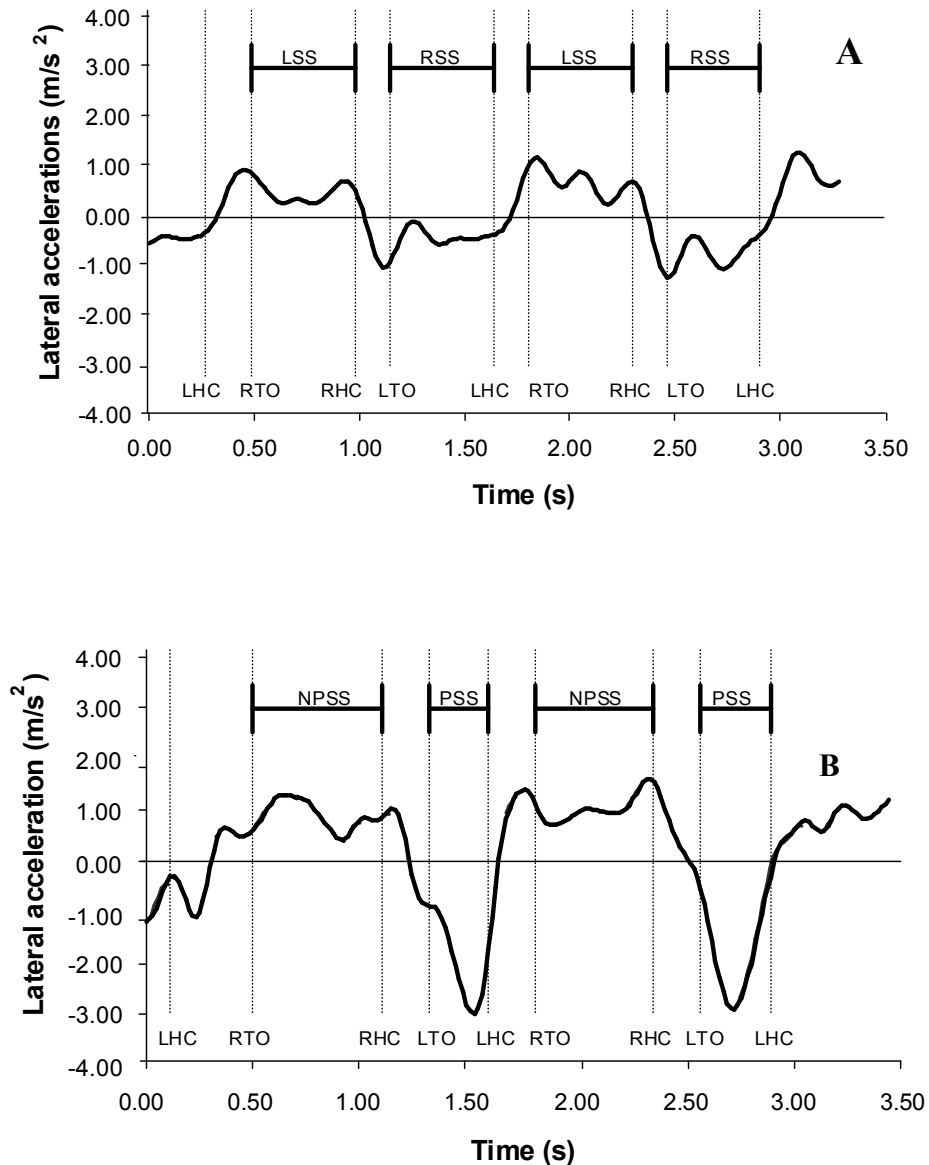


Figure 2.5 : Accélération linéaire latérale du tronc lors de la marche chez le sujet sain en A) et hémiparétique en B) marchant à la même vitesse (0.58 m/s). LHC: contact du talon gauche; LSS: appui unipodal gauche; LTO: décollement des orteils gauches; NPSS: appui unipodal non parétique; PSS: appui unipodal parétique; RHC: contact du talon droit; RSS: appui unipodal droit; RTO: décollement des orteils droits. Adapté de De Bujanda (De Bujanda et al., 2003).

Dans le plan frontal, les personnes hémiparétiques, marchant à vitesse naturelle et similaire aux individus en santé, présentent de plus grands déplacements latéraux du tronc

(2,1cm de plus au niveau du bassin). Les accélérations linéaires latérales du tronc sont aussi plus importantes chez les personnes hémiparétiques durant la phase d'appui; ceci est probablement dû au fait qu'un déplacement latéral plus grand nécessite une plus grande accélération pour fournir la même vitesse (Figure 2.5B). Les accélérations sont plus élevées du côté parétique que du côté non parétique, ce qui indiquerait une plus grande difficulté à contrôler la vitesse du déplacement du poids du côté parétique (Figure 2.5B, PSS). De plus, les personnes hémiparétiques dont l'appui unipodal parétique est fortement réduit présentent les plus grands déplacements et accélérations latéraux. Les amplitudes de mouvements latéraux au niveau des épaules sont cependant identiques à celles du bassin, pour les personnes hémiparétiques comme pour celles des sujets en santé (De Bujanda et al., 2004). Dodd et al. relatent des déplacements latéraux du bassin de 88.4 mm chez une personne hémiparétique et de 40.8 mm chez les personnes en santé; la personne hémiparétique présente aussi une asymétrie avec un plus grand déplacement du côté non parétique (Dodd, et al., 1998).

Certains auteurs ont rapporté des valeurs d'obliquité du bassin et des angles de la hanche dans le plan frontal lors du décolllement des orteils : pour le bassin,  $2.9^\circ \pm 1.1$  avec une valeur sommet de  $8.2^\circ \pm 2.8$  et pour la hanche,  $-4.0^\circ \pm 5.1$  d'abduction avec une valeur sommet de  $2.0^\circ \pm 2.3$ ; dans cette étude, les sujets hémiparétiques n'avaient presque pas d'adduction de hanche (Cruz & Dhaher, 2009). Chen et al. (2003) ont observé de plus grandes amplitudes d'inclinaisons dans le plan frontal chez les personnes hémiparétiques présentant un déficit de contrôle moteur comparativement à des individus en santé; ces amplitudes sont plus grandes du côté non parétique. Du côté parétique, ils notent aussi que le mouvement du bassin s'élève durant la phase d'appui et s'abaisse durant la phase d'oscillation contrairement aux individus en santé (Chen, et al., 2003).

### **2.3.2.3 Forces de réaction du sol**

Les forces de réaction du sol antéro-postérieures permettent de déterminer la contribution du membre inférieur parétique à la propulsion du corps vers l'avant lors de la marche (Bowden et al., 2006). Bowden et al (2006) ont rapporté qu'à une vitesse de marche de 1.2 m/s, les aires sous la courbe de ces forces, positives et négatives, étaient très



semblables. Cependant, à une vitesse comprise entre 0.44 et 0.6 m/s, les aires sous la courbe étaient asymétriques et démontraient ainsi une diminution de propulsion du membre inférieur parétique et une augmentation de propulsion du membre inférieur non parétique.

#### **2.3.2.4 Cinétique à la hanche lors de la marche hémiparétique : moments et puissances nets**

Les moments et les puissances à la hanche sont diminués chez le sujet hémiparétique surtout en raison de la diminution de la vitesse de marche. Par comparaison avec un sujet sain marchant à vitesse similaire, une augmentation et une prolongation du moment des extenseurs est observé au début de la phase d'appui. La puissance associée (génération-bouffée H1-S) est aussi parfois augmentée. Le moment fléchisseur de hanche au début de l'oscillation est semblable ou supérieur à celui du sujet sain et la puissance produite par ces groupes de muscles est parfois plus élevée que chez les sujets témoins. Il est avancé que le sujet hémiparétique compense la diminution de la poussée plantaire par une augmentation de l'utilisation des muscles de la hanche (Chen, et al., 2003; Milot, et al., 2008; Nadeau, Gravel, et al., 1999; Teixeira-Salmela et al., 2001). Le profil des moments et des puissances à la hanche est généralement conservé chez cette clientèle.

Seules deux études ont analysé le plan frontal à la hanche chez des personnes hémiparétiques (G. Chen, et al., 2005; Kim & Eng, 2004). Kim et Eng (2004) ont rapporté une diminution du moment abducteur durant l'appui parétique et ont identifié deux patrons différents à la hanche lors du décolllement des orteils et lors de l'oscillation: un patron normal, caractérisé par un moment de la hanche dans le plan frontal proche de zéro et un second patron (présent chez 12 des 20 sujets de l'étude) présentant un moment abducteur additionnel à la hanche associé une bouffée de puissance positive (nommée H4-F) (Kim & Eng, 2004). Durant l'oscillation, les personnes hémiparétiques peuvent donc montrer une élévation du bassin ou une circumduction du membre inférieur parétique pour compenser la diminution de flexion du genou au décolllement des orteils et lors de la mi-oscillation.

Peu d'études ont rapporté les mouvements du bassin lors de la marche parétique. Chen et al. (2005) expliquent que le coût plus élevé en énergie mécanique par cycle de

marche provient d'une augmentation du coût en énergie potentielle liée à l'élévation exagérée du tronc en pré-oscillation et lors de l'oscillation du membre inférieur parétique (G. Chen, et al., 2005).

En résumé, la marche hémiparétique est caractérisée par une vitesse de marche réduite, une asymétrie du patron de marche et une diminution des valeurs sommet des puissances et de moments du côté parétique. La majorité des études a analysé la marche dans le plan sagittal. Compte tenu du rôle important des muscles abducteurs de hanche pour assurer une stabilité du bassin (et l'équilibre global de la personne) lors de la phase d'appui (Anderson & Pandy, 2003; Eng & Winter, 1995; Kim & Eng, 2004; Mercer, et al., 2009), il serait important d'avoir plus de données sur ce plan de mouvement. Tout comme les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche, les muscles abducteurs de la hanche sont probablement aussi des déterminants importants de la vitesse de marche (naturelle et rapide) des sujets hémiparétiques (Kim & Eng, 2004).

### **2.3.2.5 Marche avec une aide technique**

Comme le montrera la suite de la section, un grand nombre de personnes hémiparétiques se déplacent avec une aide technique. C'est pourquoi la majorité des sujets de notre étude garderont leur canne durant les collectes de données.

Habituellement, une aide technique, comme une canne, est un moyen de décharger le membre inférieur controlatéral. Elle peut donc être utile à des personnes hémiparétiques qui présentent des difficultés d'équilibre debout et lors de la marche (Marigold & Eng, 2006). Ainsi, dès leur rééducation, les personnes hémiparétiques marchent fréquemment avec une aide de marche, comme une canne simple ou quadripode, qui facilite ainsi leur stabilité. Les personnes hémiparétiques utilisent un appui léger ou fort sur une canne durant la phase d'appui parétique et principalement durant l'appui unipodal parétique, ce qui améliore leur stabilité latérale (Boonsinsukh et al., 2009). La canne permettrait à ces personnes d'augmenter leur vitesse de marche et la longueur de cycle (C.-L. Chen et al., 2001; Kuan et al., 1999). Selon Kuan et al., la canne influence plus les paramètres spatiaux de la marche que les temporels (augmentation de la durée et de la longueur du cycle, de la

longueur du pas parétique et diminution de la cadence et de la largeur du pas). Au niveau de la cinématique du côté parétique, ces auteurs ont observé une plus grande obliquité du bassin, une augmentation de l'abduction de hanche en fin d'appui, une augmentation de l'extension de hanche en pré-oscillation et de l'adduction de hanche durant l'oscillation. La canne améliore ainsi la marche hémiparétique en assistant le membre inférieur parétique en appui pour déplacer le centre de masse vers le membre inférieur controlatéral et en participant à la poussée plantaire parétique (Kuan, et al., 1999). Buurke et al., ont comparé la marche de personnes hémiparétiques sans aide technique, avec une canne et avec une canne quadripode. Ils ont constaté une diminution de la vitesse de marche avec la canne quadripode. Une différence d'amplitudes électromyographiques des muscles grand et moyen fessiers et vaste latéral était présente entre la marche sans aide et la marche avec une canne (Buurke et al., 2005). Maguire et al. ont aussi montré une diminution de l'activité électromyographique du moyen fessier et du tenseur du fascia lata parétiques lors de la marche avec une canne (Maguire et al., 2010). Cependant, l'utilisation de la canne réduit l'asymétrie de longueur du pas en allongeant le pas parétique et aussi l'asymétrie temporelle en augmentant le temps d'appui sur le membre inférieur parétique.

## **2.4 Rééducation locomotrice chez la personne hémiparétique**

Le but de la réadaptation des patients avec un AVC est d'atteindre un niveau d'indépendance fonctionnelle suffisant pour retourner à domicile et de réintégrer le plus possible la vie communautaire (B. Kollen et al., 2006). Pour cela, différents types d'interventions existent. Certaines de ces interventions sont globales et visent la marche en tant qu'activité ; d'autres sont ciblées sur l'amélioration des déficits perturbant le patron de marche, tels que la faiblesse musculaire.

### **2.4.1 Entraînement spécifique de la tâche**

Réduquer la marche en faisant marcher les patients est une approche fonctionnelle, dite "orientée vers la tâche", utilisée dans la plupart des approches thérapeutiques (States, et al., 2009). La marche peut être effectuée au sol, sur des parcours d'obstacles (Dean, et al., 2000), sur tapis roulant, avec ou sans harnais de suspension pour supporter le poids du patient (French, et al., 2010; Moseley, et al., 2005). Les approches considérées comme

intégrant l'apprentissage moteur vont également intégrer des exercices analytiques concernant des composantes de la marche (French, et al., 2010; Pollock, et al., 2009), comme l'oscillation de la jambe, l'alternance des mouvements entre les deux membres inférieurs ou supérieurs, le passage assis-debout, etc. (French, et al., 2010). Du point de vue des effets directs de la réadaptation sur le patron de marche, plusieurs études ont montré que l'entraînement sur tapis roulant avait un effet positif sur la longueur de pas (Ada, Dean, et al., 2003; Patterson et al., 2008; Yen et al., 2008) et le temps d'oscillation parétique, et engendrait une diminution du temps d'appui parétique et du double appui (Patterson, et al., 2008). Patterson et al. (2008) ont observé que l'augmentation de la vitesse de marche sur tapis roulant se traduisait également par une augmentation de la vitesse de marche au sol (Patterson, et al., 2008).

Enfin, des approches centrées sur le renforcement spécifique à des moments-clés de la marche et sur le réentraînement cardio-respiratoire par des exercices de marche ont également été proposées (Macko et al., 2005; Patterson, et al., 2008; D. H. Saunders et al., 2009; van de Port et al., 2007). Alors que différentes études peuvent montrer un impact positif de chacune de ces approches, plusieurs méta-analyses récentes montrent une efficacité faible, ou un manque d'évidence positive, pour ces types d'entraînements sur la vitesse de marche, les performances de marche en général ou l'indépendance fonctionnelle (French, et al., 2010; Moseley, et al., 2005; D. H. Saunders, et al., 2009; van de Port, et al., 2007), même si une intervention en physiothérapie aura un effet positif comparé à l'absence d'intervention (Pollock, et al., 2009; van de Port, et al., 2007). De même, l'impact à long terme, six mois ou un an après la fin de la réadaptation intensive, est limité, même si le nombre d'études à ce sujet intégré dans les méta-analyses est encore faible (French, et al., 2010).

Les approches plus traditionnelles, telles que l'approche neuro-développementale (concept Bobath) ou la neuro-facilitation proprioceptive, sont parfois comparées à l'approche orientée vers la tâche. Cependant, leur efficacité ne semble pas différente de celle de l'approche orientée vers la tâche (Pollock, et al., 2009). Ces derniers auteurs remarquent cependant que ce type d'approche thérapeutique globale, souvent utilisée

comme traitement du groupe contrôle, pose différents problèmes. D'une part, son contenu a beaucoup évolué au cours des dernières années et il devient difficile, sans une description complète des interventions, d'en connaître les détails. D'autre part, la tendance actuelle serait davantage d'individualiser les interventions, en fonction des déficits propres aux patients, et non pas de suivre une approche basée sur une "école" particulière. Ces auteurs parlent d'une évolution de la pratique basée sur la recherche, plutôt que sur une philosophie particulière (Pollock, et al., 2009).

#### **2.4.2 Méthodes complémentaires de la réadaptation à la marche**

Diverses techniques ont également été proposées dans la littérature pour compléter les approches présentées plus haut. Elles comprennent, entre autres, la réalité virtuelle, la stimulation auditive rythmée (Prassas et al., 1997), l'électromyostimulation fonctionnelle (Yavuzer et al., 2006) / biofeedback, le port d'orthèses, etc. L'ensemble de ces approches a montré des effets positifs dans des études contrôlées et randomisées et pourrait être utile dans l'arsenal d'interventions basées sur la recherche mentionné plus haut.

#### **2.4.3 Renforcement musculaire**

Étant donné le déficit de force associé à l'hémiplégie, plusieurs études ont testé l'effet d'un renforcement musculaire pour augmenter la force maximale des personnes ayant une hémiplégie afin d'améliorer leurs capacités de marche. Une augmentation de la force de différents groupes musculaires du membre inférieur a ainsi été mise en évidence à plusieurs reprises au moyen de différents types d'entraînement en résistance. Cependant, ce renforcement était associé à une augmentation des capacités de marche seulement dans certains cas (Bale & Inger Strand, 2008; Cramp et al., 2006; Morris, 2004). L'impact sur la marche était faible ou nul dans d'autres études (Ada, et al., 2006; R. W. Bohannon, 2007; Kim et al., 2001; B. Kollen, et al., 2006; Milot, et al., 2008). Certains auteurs ont observé, suite à un programme de renforcement musculaire du ou des membre(s) inférieur(s), une meilleure symétrie lors des activités fonctionnelles (Bale & Inger Strand, 2008) ou une diminution des niveaux d'efforts sans augmentation de la vitesse de marche (Milot, et al., 2008). Finalement, une récente méta-analyse a cependant montré que le renforcement musculaire n'améliore pas significativement les performances de marche (van de Port, et

al., 2007). Ce résultat est soutenu par Carr et Shepherd (2003), qui précisent qu'une augmentation de la force ne serait pas suffisante pour améliorer la performance de marche sans qu'il y ait une pratique de l'activité elle-même, nécessaire pour une adaptation neurale à une tâche (Carr & Shepherd, 2003).

Les programmes de renforcement musculaire ne permettent donc pas une réelle amélioration de la performance de marche, renforçant ainsi l'idée que les approches de traitement traditionnelles conduisent à des améliorations qui sont restreintes au niveau des déficits seulement et qui ne se généralisent pas à un niveau d'amélioration fonctionnelle (B. Kollen, et al., 2006). Ceci suggère une approche alliant l'entraînement orienté sur la tâche et un renforcement musculaire des membres inférieurs.

## **2.5 Adaptation du patron de marche aux conditions environnantes et à une charge placée sur un segment corporel**

Puisque les méthodes de réentraînement les plus reconnues actuellement intègrent des exercices directement reliés à la tâche à améliorer, il est intéressant de comprendre comment le patron de marche d'un adulte en santé ou présentant un déficit sensorimoteur peut s'adapter aux conditions de marche. Cela permettrait de proposer de nouvelles interventions pour améliorer l'entraînement orienté vers la tâche. Tout en travaillant la tâche à améliorer, il serait possible d'intervenir spécifiquement sur les déficits les plus limitatifs de la marche et ainsi possiblement d'améliorer la marche.

Cette notion d'adaptation est définie par Noble et Prentice (2006) comme les ajustements du patron de marche réalisés pour s'habituer aux nouvelles propriétés mécaniques du membre ou des conditions dans lesquelles la tâche est réalisée. Ces ajustements sont effectués pour atteindre un patron de marche stable et peuvent ou non persister après le retour à une condition de marche normale (sans perturbation); on parlera alors de post-effets (Bastian, 2008; Noble & Prentice, 2006). Ces post-effets sont un des marqueurs de l'adaptation motrice, mais leur analyse ne sera pas développée davantage dans ce travail. Plusieurs types de modifications des conditions de marche ont été étudiés,

tels qu'une résistance appliquée sur le membre inférieur oscillant, la modulation de la vitesse du tapis roulant ou l'ajout d'un poids au membre inférieur.

Le premier moyen utilisé pour induire une adaptation du patron de marche est le tapis roulant, soit en utilisant un tapis à double courroie, soit en utilisant le tapis pour un seul membre inférieur. Avec le tapis à double courroie tournant à deux vitesses différentes, le groupe de Bastian a montré que les personnes en santé et les personnes présentant une hémiparésie pouvaient adapter la coordination entre les deux membres inférieurs et entre les segments d'un seul membre inférieur assez rapidement après le début de la période d'adaptation (Reisman et al., 2010). Lorsque les deux courroies revenaient à la même vitesse, l'asymétrie de marche des patients était réduite pour plusieurs minutes grâce au post-effet suivant l'adaptation. Le même type de résultat a été obtenu en entraînant seulement le membre inférieur non parétique sur le tapis roulant pendant 20 minutes. Après 10 séances, la réduction de l'asymétrie était même maintenue pendant plus de 24 heures (Kahn & Hornby, 2009).

Le second moyen utilisé pour induire une adaptation est d'imposer une résistance au déplacement du membre inférieur. Les méthodes utilisées dans ce but sont l'orthèse robotisée ou l'ajout d'un poids sur un segment de membre. La résistance imposée par une orthèse robotisée dépendait de la vitesse de déplacement angulaire du genou et de la hanche et était appliquée pendant l'oscillation, au milieu de la phase d'appui controlatérale. L'enregistrement électromyographique a montré que la commande motrice s'adaptait rapidement, particulièrement pour le droit antérieur et le tibial antérieur lors de l'oscillation, mais aussi avant l'oscillation, au niveau des ischio-jambiers après plusieurs cycles de marche. Ces deux types de réponse à la résistance montreraient le rôle de l'adaptation de la commande ainsi que du retour sensoriel dans les modifications du patron de marche. Le même type d'adaptation de l'activité électromyographique a été observé par les mêmes auteurs chez des patients ayant une lésion médullaire avec la résistance par orthèse robotisée, ou avec une charge placée à la cheville (Lam et al., 2008).

L'effet de l'ajout d'une charge sur différents segments corporels a été davantage étudié chez des populations contrôles ou présentant un déficit sensorimoteur. Chez les sujets sains, les résultats sont contradictoires concernant les effets sur la cinématique de la marche. Une réduction de la coordination entre les deux membres inférieurs, et entre les segments des membres inférieurs dans une moindre mesure, a été observée lors de la marche. Cette réduction de la coordination était de plus majorée avec l'augmentation progressive de la charge, entre 0,9 et 4,5 kg, placée à une cheville (Haddad et al., 2006). De même, une charge de 1,95 kg placée à la cheville augmente le temps d'oscillation du côté chargé, et le temps d'appui du côté non-chargé (Smith & Martin, 2007). Ces modifications temporelles ont été immédiates, à l'ajout de la charge, alors que l'augmentation des moments à la hanche du côté de la charge a nécessité un temps d'adaptation de 5 minutes pour être significative. Des modifications temporelles similaires ont été mesurées avec une charge de 1,2 kg (Royer & Martin, 2005) et entre 2 et 8 kg à la cheville (Browning et al., 2007). Par contre, Noble et Prentice (2006) n'ont pas mis en évidence de changement des temps d'oscillation ou d'appui avec une charge de 2 kg placée à la cheville (Noble & Prentice, 2006).

En termes de moments articulaires, la plupart des études ont mis en évidence une augmentation des moments à la hanche et au genou. Plus spécifiquement, le moment fléchisseur de hanche augmentait en début d'oscillation, au moment de lever la charge (Browning, et al., 2007; Noble & Prentice, 2006), alors que le moment en extension augmentait en fin d'oscillation, pour ralentir la charge (Browning, et al., 2007; Noble & Prentice, 2006; Smith & Martin, 2007). Browning et al. (2007) indiquent également, que pour les charges très lourdes (8 kg dans ce cas), les muscles abducteurs de hanche jouent probablement un rôle important dans le support du bassin pour permettre l'oscillation controlatérale de la charge. Au genou, le moment extenseur en début d'oscillation, et le moment fléchisseur en fin d'oscillation augmentaient avec la charge (Browning, et al., 2007; Noble & Prentice, 2006; Smith & Martin, 2007).

La distribution et la valeur de la charge sur le corps modifient l'effet de la charge, en modifiant le moment d'inertie imposé par la charge (Browning, et al., 2007; Royer &



Martin, 2005). Par exemple, l'augmentation des moments, du niveau d'activité électromyographique, à la hanche, ou du coût énergétique de la marche, est plus importante pour une masse identique placée à la cheville plutôt qu'à la cuisse (Browning, et al., 2007; Royer & Martin, 2005). La distance entre la charge et l'articulation étudiée a donc un effet primordial sur la magnitude de la réponse à la charge.

Les effets de la charge sont assez directement expliqués par les équations de la mécanique. En termes linéaires, la force "F" est le produit de la masse "m" par l'accélération "a" ( $F = ma$ ). Si la masse de la charge augmente et que l'accélération reste constante, la force, qui peut représenter l'effet de la charge, est plus élevée. Ainsi, lors de la marche avec une charge qui augmente la masse du membre inférieur, la force plus grande est nécessaire au niveau des articulations proximales pour déplacer cette charge. L'effet de la charge n'est présent que si l'accélération des différents segments reste constante ou augmente. La vitesse de marche est donc une variable importante dans l'étude de l'effet de la charge. En termes angulaires, le moment d'inertie " $I_0$ " est le produit de la masse par le carré du rayon de giration "k", qui représente la distribution de la masse par rapport à l'axe de rotation du solide étudié ( $I_0 = mk^2$ ). Il représente la résistance qu'un corps oppose à la rotation s'il est au repos ou oppose à l'arrêt s'il est en mouvement. Une charge placée distalement sur le membre inférieur sollicite davantage les muscles de la hanche car la distance de la charge à la hanche est assez grande.

En ce qui concerne les clientèles avec une pathologie, l'effet d'une charge a été étudié chez des personnes amputées trans-tibiales pour comprendre le rôle de la masse de la prothèse sur leur marche. Les résultats sont similaires à ceux observés par Noble et Prentice (2006) chez les sujets en santé, avec des modifications limitées de la cinématique, mais une augmentation des moments (Selles et al., 2004). Les auteurs parlent d'invariance cinématique. Chez les patients hémiparétiques, Regnaud et al. (2008) ont évalué les effets d'une charge sur le membre inférieur non parétique lors d'une séance de 20 minutes (avec deux pauses) de marche sur tapis roulant. Ils ont montré que des adaptations, telles qu'une augmentation de la mise en charge sur le membre inférieur parétique associée à des modifications cinématiques, étaient maintenues 20 minutes après l'entraînement. Ce post-

effet indique qu'une adaptation du patron de marche est possible chez les personnes hémiparétiques. Cette étude n'a cependant pas analysé l'adaptation à la charge, seulement ses post-effets (Regnaux, et al., 2008).

En résumé, l'application d'une charge au niveau du membre inférieur présente des effets variables d'une étude à l'autre. Elle peut modifier les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques du patron de marche selon l'emplacement et la valeur de la charge et selon les sujets à l'étude. Cependant, aucune étude n'a documenté les effets d'une charge sur la biomécanique du patron de marche dans les plans frontal et sagittal chez des personnes hémiparétiques chroniques, lorsque la charge est placée à la cheville et que sa masse est spécifique à chaque sujet.

## CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE

Cette section présente la méthodologie utilisée dans cette étude. Dans un premier temps, les participants à l'étude sont décrits, puis l'évaluation clinique ainsi que la dynamométrie sont présentées. Ensuite, suit la description de l'évaluation de la marche, celle des variables pertinentes pour l'étude et les analyses statistiques. Le projet a reçu l'approbation de la convenance institutionnelle de l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) et l'approbation éthique du comité d'éthique des établissements du CRIR (Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation). Cette étude pilote a été réalisée au laboratoire de pathokinésiologie du CRIR situé au 4<sup>e</sup> étage de l'IRGLM.

### 3.1 Participants

Cinq participants hémiparétiques, quatre hommes et une femme, ont pris part à cette étude. L'âge moyen était de 58,6 ans ( $\pm$  12,9). Quatre utilisaient une aide technique à la marche (cane simple ou cane quadripode) et trois portaient une orthèse à la cheville parétique. Un seul individu avait une hémiparésie gauche. Pour participer au présent projet, les personnes hémiparétiques devaient répondre aux critères suivants : avoir eu un AVC plus de six mois auparavant, marcher à une vitesse naturelle située entre 0,4 et 0,8 m/s, être autonomes à la marche avec ou sans aide technique et tolérer une activité de 3 heures avec des périodes de repos. Cette étendue de vitesse a été ciblée parce que les patients qui marchent à cette vitesse sont classés comme étant limités pour leurs déplacements dans la communauté (Perry et al., 1995) et ils bénéficieraient donc d'une intervention permettant d'améliorer leurs capacités locomotrices. Les critères d'exclusion comprenaient la présence de douleur entravant la marche, un déficit sensitif sévère au niveau du pied, une aphasie de compréhension, une dépression majeure, une instabilité cardio-respiratoire avérée et d'autres maladies non reliées à l'AVC. Toutes ces informations ont été obtenues du dossier médical du participant ou du médecin traitant. Un déficit cognitif défini lors de l'évaluation clinique par un score plus petit que 25/30 au Folstein Mini-Mental exam (Folstein et al., 1975) excluait aussi le sujet de l'étude.

L'étude comprenait aussi un groupe témoin composé de cinq participants en bonne santé et sans antécédents orthopédiques ou neurologiques ayant laissé des incapacités chroniques. Ces participants en santé ont été appariés aux individus hémiparétiques en considérant l'âge, le sexe, la taille et le poids. Le tableau 1 présente les caractéristiques des deux groupes de sujets. Chaque participant a signé un formulaire de consentement conformément aux pratiques recommandées par le comité d'éthique à la recherche (CER) des établissements du CRIR, après avoir été informé à sa satisfaction de son implication dans l'étude.

Tableau 3.1: Caractéristiques et valeurs moyennes individuelles (un écart-type: ÉT) valeurs moyennes des sujets hémiparétiques (H1 à H5) et des sujets en santé (S1 à S5).

Sujets (Genre)	Âge (ans)	Taille (m)	Masse (Charge) (kg)	Côté atteint/ non dom. (G/D)*	Aide de marche	Orthèse de cheville
H1 (M)**	58	1.72	78.0 (2.25)	D	aucune	Oui
H2 (M)	46	1.80	74.5 (2.1)	D	canne	Oui
H3 (M)	83	1.65	74.1 (2)	D	canne quadripode	Non
H4 (F)	63	1.66	55.0 (1.6)	D	canne	Oui
H5 (M)	38	1.69	94.0 (2.5)	G	canne	Oui
Moy (ÉT)	57.6 (17.3)	1.70 (6.1)	75.1 (13.9)	4D/1G		
S1 (M)	65	1.83	105.0 (2.5)	D		
S2 (M)	49	1.72	85.0 (2.5)	G		
S3 (M)	74	1.69	99.0 (2.5)	G		
S4 (F)	63	1.63	60.5 (1.75)	G		
S5 (M)	42	1.79	96.5 (2.5)	G		
Moy (ÉT)	58.6 (12.9)	1.73 (7.8)	89.2 (17.6)	1D/4G		

\* D: Droit; G: Gauche; Non dom: Non dominant; \*\* M: Masculin; F: Féminin.

Afin de limiter la fatigue, les évaluations se sont déroulées sur deux séances d'une durée d'environ 3 heures chacune. Lors de la première séance, un examen clinique et une évaluation de la force musculaire des membres inférieurs avec un dynamomètre

instrumenté ont été réalisés. La seconde séance était dédiée à l'évaluation de la marche au laboratoire de pathokinésiologie.

### **3.2 Évaluation clinique des participants**

Tous les participants hémiparétiques ont été évalués par un physiothérapeute afin de déterminer leur statut clinique. Cette évaluation incluait une anamnèse questionnant l'histoire médicale et personnelle, une évaluation de la motricité du pied et de la jambe parétiques avec le Chedoke-McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993), du tonus des fléchisseurs plantaires parétiques avec l'échelle d'Ashworth (R. Bohannon & Smith, 1987a) et une évaluation de l'équilibre avec l'échelle d'équilibre de Berg (Berg et al., 1995). La sensibilité superficielle (toucher léger) a été testée au niveau de la cheville (région inférieure à la malléole externe) avec les monofilaments Semmes-Weinstein (#5.18 à #4.17) et les vitesses de marche naturelle et maximale ont été mesurées sur 10 mètres (Salbach et al., 2001).

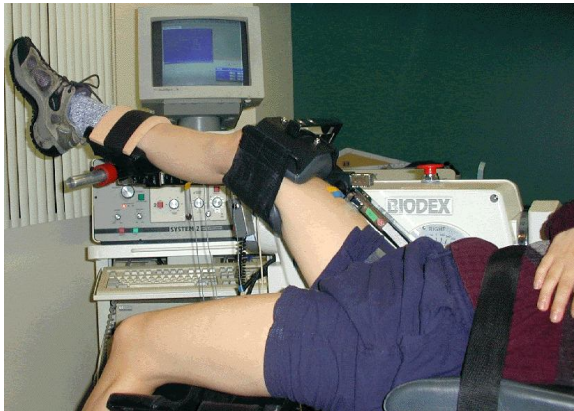
Pour le groupe de sujets témoins, l'examen clinique visait à éliminer tout problème physique pouvant influencer leurs résultats. Il comportait une anamnèse portant sur des antécédents ou des problèmes médicaux actuels pouvant influencer l'étude, une évaluation sommaire de l'équilibre, de la mobilité et de la force musculaire aux membres inférieurs et des tests de marche sur 10 mètres afin de quantifier les vitesses de marche naturelle et rapide des participants.

### **3.3 Évaluation de la force musculaire des membres inférieurs**

La force musculaire dynamique des muscles fléchisseurs et extenseurs aux membres inférieurs ainsi que la force statique des muscles abducteurs de la hanche ont été évaluées chez les deux groupes de participants. Pour ce faire, un dynamomètre Biodex (Biodex Medical Systems, New York, USA) a été utilisé. À la hanche, pour évaluer la force des muscles fléchisseurs et extenseurs, le participant était installé confortablement en décubitus dorsal avec les membres inférieurs à l'extrémité du siège pour permettre le mouvement d'extension de la hanche. Le centre de rotation du dynamomètre était aligné avec le centre articulaire de flexion/extension de la hanche et le genou était maintenu fléchi à 25° au

moyen d'une adaptation fixée à l'appui-cuisse du dynamomètre et permettant de supporter le membre inférieur (Figure 3.1A). Cet angle du genou est semblable à celui observé au début de la phase d'appui de la marche et à la fin de la phase de poussée, deux moments où les muscles de la hanche (extenseurs et fléchisseurs) sont sollicités particulièrement pour générer l'énergie à la marche (Requião et al., 2005). Des courroies stabilisaient la cuisse et la jambe du côté testé ainsi que le bassin et le thorax. Le membre inférieur au repos était positionné en flexion de hanche et de genou, le pied reposait sur un appui (non-visible sur la Figure 3.1A). La force maximale a été mesurée sur l'amplitude entre 10° d'extension de hanche et 50° de flexion, aux vitesses angulaires de 30°/sec et de 90°/sec. La force musculaire maximale statique a également été évaluée à 10° d'extension, 20° et 50° de flexion de hanche.

Pour l'évaluation statique des muscles abducteurs, le participant était placé en décubitus latéral du côté opposé à la hanche évaluée (Figure 3.1B). La hanche était en position neutre de flexion/extension. L'axe du dynamomètre était aligné avec l'axe d'abduction-adduction à la hanche. Le bassin et le thorax étaient stabilisés par des courroies pour minimiser les mouvements compensatoires.



A)



B)

Figure 3.1: Positions d'évaluation de la force maximale concentrique et statique en flexion et extension de la hanche (A) et statique en abduction (B) avec le dynamomètre Biodex. Il est à noter que pour les fins de la photographie, la position du membre inférieur non évalué a été modifiée en A).

Pour toutes les conditions, trois essais d'efforts maximaux, espacés d'un minimum de soixante secondes de repos, étaient enregistrés après une période de familiarisation visant, également, le réchauffement des muscles. Les consignes données étaient de forcer au maximum dès le signal de l'évaluateur et de maintenir cet effort jusqu'à ce que l'évaluateur dise « relâcher ». Les encouragements verbaux étaient uniformisés entre les participants. Un enregistrement au repos, sans effort du sujet, a permis de corriger les valeurs pour le poids des accessoires et des segments. À la fin de l'évaluation de la première hanche, le sujet pouvait marcher quelques pas, puis il était installé pour évaluer la hanche du côté opposé. Par la suite, l'évaluation de la force en abduction était réalisée. Pour quantifier la force à la hanche, les valeurs maximales en flexion et extension à 20° de flexion de la hanche lors du test à 30°/sec ainsi que la valeur statique maximale en abduction ont été retenues. À noter que ces données ont été corrigées pour l'effet de la gravité et représentent donc la force active du participant. Les valeurs ont été normalisées à la masse du sujet (Nm/kg).

## **3.4 Évaluation de la marche au laboratoire de pathokinésiologie**

Cette deuxième séance comprenait la prise des caractéristiques anthropométriques, et la pose de marqueurs infrarouges pour l'analyse tridimensionnelle de la marche. L'ensemble des systèmes d'acquisition (Optotrak et plates-formes de force) utilisés dans cette étude a été fréquemment décrit dans des études antérieures réalisées au laboratoire (Gagnon et al., 2009; Requião, et al., 2005). Ces systèmes sont généralement rapportés comme ayant une bonne précision et validité.

### **3.4.1 Conditions de marche**

Chaque participant réalisait des essais de marche, avec ou sans aide technique, selon trois conditions, dont deux comprenaient le port d'une charge à la cheville. Le participant pouvait utiliser son aide technique de marche habituelle. Les paramètres temps-distance, cinématiques et cinétiques étaient enregistrés lors de cinq cycles de marche à vitesse naturelle stable pour chacune des trois conditions :

- 1) Marche spontanée sans charge à la cheville (No-L pour « No-load »); cette condition sert de référence afin de déterminer le patron de marche naturel du participant.
- 2) Marche avec une charge placée à la cheville parétique (non-dominant pour les sujets témoins). Cette condition est appelée L-IPSI pour « Load ipsilateral ».
- 3) Marche avec la même charge placée du côté non parétique (dominant pour les sujets en santé). Cette condition est notée L-CONT pour « Load contralateral ».

Les participants en santé marchaient à vitesses naturelle et lente dans les trois conditions. La vitesse lente était définie selon la cadence moyenne des sujets hémiparétiques, à savoir 72 pas/min ; celle-ci était donnée et contrôlée par un métronome. Un essai de marche était considéré comme valable si un seul pied, dans sa totalité, contactait la surface instrumentée du sol (pied sur les plates-formes de force). À la fin de chaque condition, tous les participants prenaient un temps de repos afin d'éviter l'effet de fatigue et marchait naturellement pour réduire les post-effets lorsque la charge était enlevée. On leur demandait à ce moment-là d'évaluer leur perception de l'intensité de l'effort ressenti au niveau des



membres inférieurs avec une échelle de Borg (0-10) (Borg et al., 1981). Au début de chaque nouvelle tâche, le participant marchait pendant environ 5 minutes afin de se familiariser avec la condition. L'équipe procédait à l'enregistrement des données lorsque le participant mentionnait qu'il sentait que sa démarche était stabilisée et qu'il était à l'aise avec la charge.

La charge, installée au dessus des malléoles, consistait en un sac d'entraînement à dix pochettes (Figure 3.2) permettant de recevoir des cylindres de métal de 250 grammes chacun totalisant une charge maximale de 2,5 kg (10 cylindres). La charge placée à la cheville équivalait à 20% du poids du segment cuisse (soit environ 3% du poids corporel global). Ainsi, par exemple, une personne de 80 kg marchait avec une charge de 2,4 kg à la cheville. L'ajout de cette charge sur le segment a été considéré dans l'analyse biomécanique en modifiant les paramètres du segment jambe en termes de localisation du centre de masse, de modification de la masse de la jambe et de changement du moment d'inertie. Cette correction a été rendue possible grâce à une procédure d'acquisition des données en laboratoire où le sac a été ajouté comme corps rigide au segment jambe. La valeur de la charge a été fixée à 20% du poids de la cuisse parce que cela correspondait à l'augmentation des moments à la hanche constatée lors d'une marche à vitesse maximale des sujets hémiparétiques (Milot, et al., 2006). Cette charge devait donc suffire à augmenter le niveau d'effort et pourrait être déplacée par tous les sujets lorsqu'ils marcheraient à vitesse naturelle.



Figure 3.2 : Sac avec tiges de métal utilisé pour charger le membre inférieur (ici, charge de 1,5kg).

### 3.4.2 Collecte des données cinématiques

La préparation et le réchauffement de l'équipement, ainsi que la vérification du matériel ont été effectués préalablement à l'arrivée du participant au laboratoire. Après la prise des mesures anthropométriques, 28 marqueurs infrarouges étaient placés sur le sujet: 3 sur le pied (talon, face dorsale du pied, tête du 5<sup>e</sup> métatarsien), la jambe (malléole latérale, mi-jambe antérieure, tête du péroné) et la cuisse (condyle fémoral latéral, mi-cuisse, grand trochanter) bilatéralement. Quatre marqueurs étaient placés sur le bassin (épine iliaques postéro-supérieures et crêtes iliaques), 3 dans la région dorso-lombaire (épine de L3 et de T8, T12 en paravertébral), 2 au niveau cervico-dorsal (T7 en paravertébral et épine de C7) et 1 dernier était placé sur la portion supérieure de l'acromion droite (Figure 3.3). De plus, 34 points anatomiques ont été sondés afin de compléter le modèle anatomique et de déterminer les axes de mouvements segmentaires à chaque articulation. Pour chaque membre inférieur, le sondage de cinq points précis situés sur le sac a aussi permis de le localiser dans le référentiel du segment jambe. Cette étape était importante pour corriger les paramètres segmentaires lorsque le sac était placé sur la jambe. La position des marqueurs placés sur le participant était enregistrée à une fréquence d'acquisition de 60 Hz avec un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) utilisant quatre barres de caméra. Les données recueillies étaient ensuite filtrées avec une fréquence de coupure de 6 Hz (filtre Butterworth de 4<sup>ème</sup> ordre sans déphasage). Les angles relatifs à la hanche étaient calculés avec une version adaptée pour le laboratoire du programme d'analyse Mishac Inc. (Mishac Kinetics, Waterloo, ON, Canada) en utilisant une matrice de rotation utilisant une séquence de rotation cardanique (rotation x-y-z).

Le laboratoire utilise un système de référence de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) où l'axe des X positifs définit la direction de la marche et l'axe Y, la verticale. La flexion-extension est observée autour de l'axe médio-latéral (Z), l'abduction-adduction et la rotation médiale et latérale autour des axes antéro-postérieur (X) et vertical (Y), respectivement. Pour ce projet, les angles à la hanche dans le plan frontal et sagittal du côté parétique ou non dominant, de même que l'inclinaison du tronc supérieur dans le plan frontal ont été retenus pour comparer l'effet des conditions sur la cinématique de la marche.

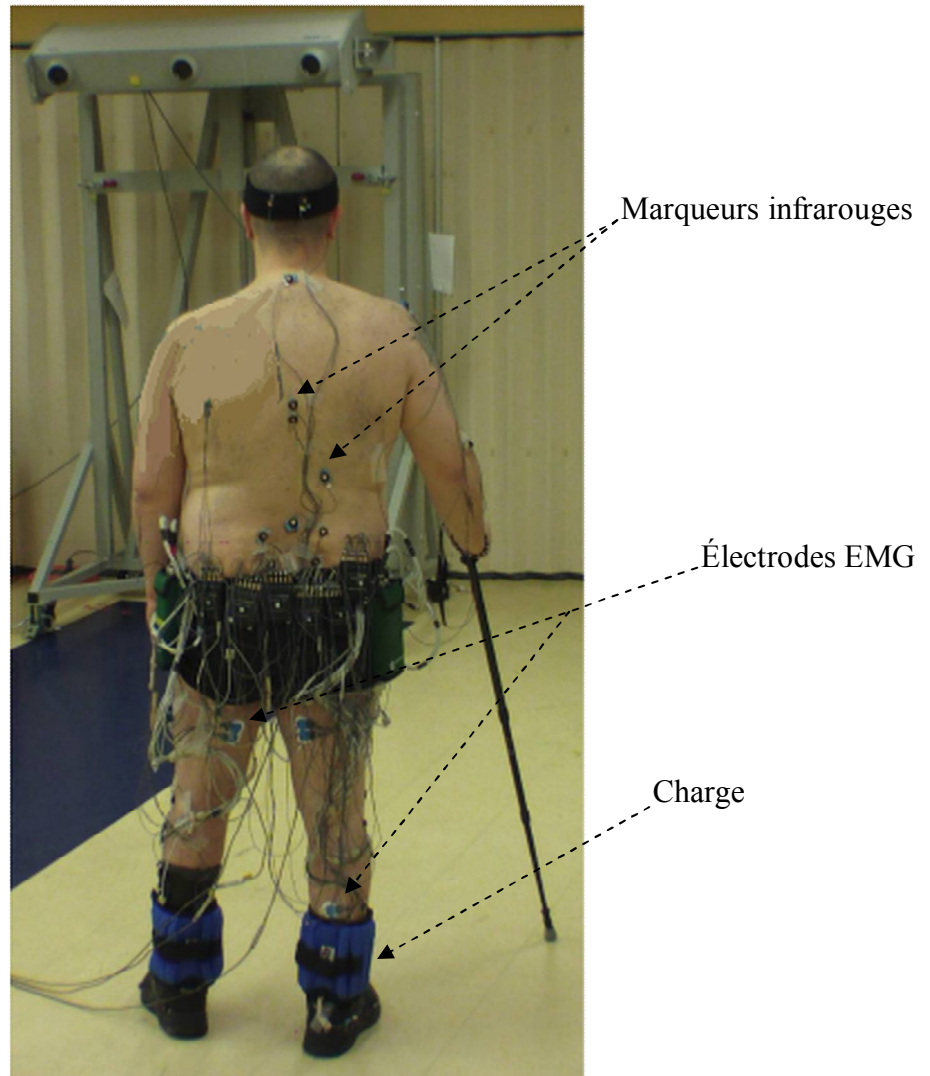


Figure 3.3 : Installation du sujet avec marqueurs infrarouges, électrodes EMG et charges (un seul sac est rempli).

### 3.4.3 Collecte des données cinétiques

Pour les données cinétiques, trois plates-formes de force AMTI (Advanced Mechanical Technologies Inc., Watertown, MA, USA. Model OR6-7-1000), insérées au centre d'un couloir de marche de 9 mètres, ont permis la quantification des forces de réaction du sol à une fréquence d'acquisition de 600 Hz. Les données étaient filtrées avec une fréquence de coupure de 10 Hz (filtre Butterworth de 4<sup>ème</sup> ordre sans déphasage) et ré-

échantillonnées ensuite à 60 Hz pour s'accorder avec les données cinématiques. Les moments nets à chacune des articulations ont été calculés en utilisant le modèle d'analyse de la dynamique inverse décrit par Winter (Winter, 1991a). Puis, la puissance nette a été obtenue en multipliant le moment net par la vitesse angulaire de l'articulation désirée.

Pour le présent projet, les moments dans le plan frontal et sagittal, les puissances associées à la hanche parétique (non dominante) ainsi que les forces de réaction du sol ont été retenues pour les analyses ultérieures. Ces données ont été moyennées sur trois cycles de marche et normalisées à la masse du sujet.

### **3.5 Traitement des données**

Pour déterminer le début du cycle de marche, le signal de la force verticale de réaction du sol lors du contact du pied ipsilatéral a été utilisé. Pour la fin du cycle, l'évènement identique de la position subséquente du marqueur du talon du même pied a été déterminé. Le cycle de marche a été normalisé de 0 à 100%. Trois essais par sujet ont été ensuite moyennés. Le marqueur placé au niveau du talon, permettant d'obtenir la distance parcourue par le participant durant le cycle, a servi à la détermination de la vitesse de marche.

En résumé, les variables suivantes ont été extraites du traitement des données recueillies durant l'évaluation de la marche :

- I) Variables temps-distance: vitesse de marche, durée et longueur du cycle de marche, cadence, durée et longueur du pas, durée et pourcentage des phases d'appui et d'oscillation ainsi que certains ratios d'asymétrie.
- II) Variables cinématiques au niveau de la hanche parétique/non dominante dans les plans frontal et sagittal et inclinaison frontale au niveau du tronc.
- III) Variables cinétiques au niveau de la hanche parétique/non dominante dans les plans frontal et sagittal, i.e. les moments fléchisseur, extenseur et abducteur de hanche, les puissances musculaires de la hanche et les forces de réaction du sol. Pour ces variables, l'aire sous la courbe a aussi été calculée en utilisant le cycle

de marche en temps réel. Ces variables ont été normalisées à la masse du sujet pour faciliter la comparaison entre les sujets.

### **3.6 Analyses statistiques**

Des statistiques descriptives ont servi à caractériser les deux groupes de sujets (âge, taille, masse, vitesse de marche) et à comparer les résultats de l'examen clinique, de la force musculaire et des principales variables issues de l'évaluation de la marche. Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SPSS (version 14.0 pour Windows). Une valeur  $\alpha$  de 0,05 a été utilisée.

Pour chacune des variables à l'étude, une ANOVA (analyse de variances) à deux voies avec une mesure répétée (facteur condition) et un facteur inter-groupe (hémiparétique vs en santé) a été utilisée pour identifier la présence d'une interaction. Par la suite, pour chacun des groupes, les données des trois conditions ont été comparées par des tests statistiques non-paramétriques (test de Friedman) pour chacune des variables. Lorsque le test était significatif, le test des rangs signés de Wilcoxon, comparant deux à deux les conditions, a permis de localiser les conditions qui différaient l'une de l'autre. Considérant le nombre de participants dans chacun des groupes, ces tests statistiques ont été utilisés avec discernement afin d'appuyer les principales tendances observées dans la comparaison des données entre les conditions. Les comparaisons entre les groupes ont été réalisées avec le test de Mann-Whitney.

## CHAPITRE 4 : ARTICLE

REORGANIZATION OF FRONTAL PLANE BIOMECHANICS AT THE HIP WHEN  
WALKING WITH A LOAD ON THE AFFECTED OR NON-AFFECTED LEG IN  
INDIVIDUALS WITH HEMIPARESIS

Carole Miéville

Cyril Duclos

Sylvie Nadeau

*Faculté de Médecine, École de réadaptation, Université de Montréal, Canada.*

*Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montréal, Québec, Canada.*

**Running head:** Frontal plane biomechanics when walking with a load.

## **4.1 Avant-propos**

Les auteurs de l'article intitulé « Reorganization of frontal plane biomechanics at the hip when walking with a load on the affected or non-affected leg in individuals with hemiparesis» sont dans l'ordre Carole Miéville, Cyril Duclos et Sylvie Nadeau. Cet article sera prochainement soumis à la revue *Clinical Biomechanics*.

L'auteur principal confirme sa participation à la mise au point du protocole de recherche, à la collecte, l'analyse et l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction de cet article. Dr Cyril Duclos et Dr Sylvie Nadeau ont encadré l'ensemble du processus et ont révisé le manuscrit.

## 4.2 Résumé de l'article

La faiblesse des muscles abducteurs de hanche entrave le contrôle de la stabilité du bassin et les mouvements de la hanche, affectant ainsi le passage des orteils au-dessus du sol durant la phase d'oscillation de la marche. L'ajout d'une charge sur la cheville controlatérale lors de la marche pourrait renforcer ce groupe musculaire. Le but de cette étude était de déterminer les changements biomécaniques à la hanche parétique dans le plan frontal des personnes hémiparétiques chroniques marchant avec une charge autour de la cheville parétique ou non parétique.

Cinq participants hémiparétiques chroniques et cinq sujets témoins en santé ont été recrutés. Leur patron de marche a été évalué dans trois conditions: sans charge, avec une charge sur la jambe parétique/non dominante (ipsilatérale à la jambe évaluée) et avec une charge sur la jambe non parétique/non dominante (controlatérale à la jambe évaluée). Les angles de la hanche parétique/non dominante et du tronc, les moments, puissances et travail mécanique de cette hanche dans le plan frontal ainsi que les forces de réaction du sol ont été comparées entre chaque condition en utilisant des tests statistiques non paramétriques, tous les participants marchant à la même cadence (72 pas/min).

Globalement, la vitesse de marche, la cadence et la longueur du cycle ainsi que les angles à la hanche dans le plan frontal ne montrent aucun changement entre les trois conditions de marche pour les deux groupes. Avec la charge controlatérale, les sujets témoins montraient une augmentation du moment abducteur de la hanche en appui, tandis que pour les sujets hémiparétiques, une importante diminution était observée associée à un changement des valeurs de puissance et de travail mécanique. L'analyse de la position individuelle du tronc et des forces de réaction du sol médio-latérales a révélé que les sujets hémiparétiques joueraient sur les accélérations et/ou la position du tronc pour diminuer le moment abducteur de la hanche en appui avec une charge controlatérale. Aucun changement significatif n'a été observé dans les paramètres de la phase d'oscillation avec la charge ipsilatérale. Donc, il n'y a aucune évidence pour recommander cette approche pour améliorer la force musculaire des abducteurs de hanche et la vitesse de marche.



### 4.3 Abstract

*Background.* Weakness of the hip abductors prevents proper control of pelvis stability and hip movements, thus impairing foot clearance during the swing phase of gait. Adding a load to the distal leg when walking could help strengthen these muscles. The purpose of this study was to determine the changes in frontal plane biomechanics when chronic hemiparetic subjects walk with a load on the affected or non-affected ankle.

*Methods.* Five chronic stroke participants and five healthy controls were recruited. Their gait pattern was assessed under three conditions: without load, with a load on the affected/non-dominant leg and with a load on the non-affected/dominant leg. Affected or non-dominant hip and trunk kinematics (angles) and hip kinetics (moments, powers and mechanical work) in the frontal plane along with ground reaction forces were compared between conditions using non-parametric statistics when both groups walked at similar cadences (72 steps/min).

*Findings.* Overall, gait speed, cadence and stride length did not change with the walking conditions as well as for the frontal hip angles in both groups. When walking with a load on the contralateral side, healthy controls showed an increase in the supporting hip abductor moment while for the stroke participants, a significant decrease is observed with corresponding changes in the power and mechanical work values. Analysis of the individual trunk position and mediolateral ground reaction forces revealed that stroke participants might play with their trunk acceleration and/or trunk position to reduce the supporting hip abductor moment when walking with the load on the contralateral side. No significant change was found in the swing phase parameters when the load is on the ipsilateral side.

*Interpretation.* Contrary to the healthy controls, stroke participants showed no increase in their affected hip abductor moment when they walked with a load on the non-affected side. Their results suggest that they used two main strategies, postural and dynamic, to decrease the effort of the affected hip.

## 4.4 Article

### 4.4.1. Introduction

In Canada, more than 50,000 people every year suffer a stroke (Heart & Stroke Foundation). As many as 87% of them will show limitations in their daily activities and 42% have mobility problems that seriously disturb their independence and social roles (Hartman-Maeir, et al., 2007; Hodgson, 1998; Mayo, et al., 2002). In comparison to their counterparts with similar physical characteristics, the natural gait speed of post-stroke individuals corresponds on average to 75-80% that of healthy controls (Nadeau, Arsenault, et al., 1999). Improving gait is thus one of the main rehabilitation goals for patients with lower-limb motor deficits as well as for their therapists (Kim & Eng, 2004).

For individuals with hemiparesis due to stroke, muscle weakness has been associated with a decrease in gait performance, notably a reduced gait speed (Chen, et al., 2003; Hsu, et al., 2003; Kim & Eng, 2003; Milot, et al., 2006; Nadeau, Arsenault, et al., 1999). In fact the affected lower-limb residual strength of the hip flexors and extensors is considered an important determinant of natural and fast gait speed because of the ability to generate moment and power during gait in the sagittal plane (Chen, et al., 2003; Hsu, et al., 2003; Jonkers, et al., 2009; Kim & Eng, 2003; Milot, et al., 2006; Nadeau, Arsenault, et al., 1999). The biomechanical approach and recordings of the muscle activity have allowed the role of hip flexors and extensors in the gait of stroke subjects to be quantified and the data has been compared to that obtained for healthy controls. (Chen, et al., 2003; Hsu, et al., 2003; Jonkers, et al., 2009; Kim & Eng, 2004; Milot, et al., 2006; Nadeau, Arsenault, et al., 1999; S. J. Olney et al., 1994).

Fewer studies have assessed the hip function in the frontal plane. In healthy controls, the hip abductor muscles allow hip and pelvis control and stability, and also provide contralateral swinging of the lower limb (Anderson & Pandy, 2003; Eng & Winter, 1995; Kim & Eng, 2004; Mercer, et al., 2009). These muscles are also used during the ipsilateral swing phase to control the lower-limb position when the leg moves forward in preparation for the next initial contact. Rare are the authors who have reported the hip

muscle function in the frontal plane of stroke individuals (G. Chen, et al., 2005; Kim & Eng, 2004). Kim & Eng (2004) reported a decrease in the hip abductors during stance on the paretic side and identified two different patterns at the hip at toe-off and during swing: a normal pattern, characterized by near-zero frontal hip moment, and a second pattern (exhibited in 12/20 subjects) showing an additional hip abductor moment associated with a positive power burst (labeled as H4-F) (Kim & Eng, 2004). Thus, abductor muscle weakness might prevent proper lateral stability in the stance phase thereby impairing foot clearance during the opposite lower-limb swing phase and, possibly, also the ipsilateral swing phase.

It is known that task-oriented training is a relevant approach to improving stroke individuals' capacities (Carr & Shepherd, 2003; Dean, et al., 2000; French, et al., 2010; Moseley, et al., 2005; States, et al., 2009). For these persons, gait training thus improves gait performance. Adding a load on one leg while the individual is walking is an interesting intervention to optimize hip muscle activity. A load placed distally to the shank increases the level of effort at the proximal joints (hip > knee) by changing the mass and inertial properties of the lower limbs (Noble & Prentice, 2006). Effects of this approach have been documented in the sagittal plane: these studies showed changes in the time-distance parameters such as increased weight-bearing on the affected leg (Regnaux, et al., 2008), little or no kinematic change and increased hip and knee moments (B. J. Kollen et al., 2000; Noble & Prentice, 2006). However, so far, no study has reported the effects of overloading the ipsilateral or contralateral leg on the movement patterns and efforts at the hip joint in the frontal plane while walking at a self-selected speed. In stroke individuals, loading the non-affected side should require additional effort of the affected supporting abductors to maintain the pelvis horizontally during the swing phase of the non-affected side. Thus, an increase in the abductor moment is expected. Other strategies such as changing the head-arm-trunk (HAT) segment's position to reduce the gravity effect and modifying the body acceleration might also be used to reduce the additional hip abductor efforts due to the load (MacKinnon & Winter, 1993). Loading the paretic side, which needs to produce additional hip and knee efforts in the sagittal plane, might also result in increased hip abduction to clear the ground and bring the leg forward during the swing phase (Kim & Eng, 2004). Hemiparetic individuals might also have changes such as

pelvic hiking and circumduction of the paretic limb (G. Chen, et al., 2005; Kim & Eng, 2004) to compensate for the reduced knee flexion at toe-off and mid-swing in the loaded paretic limb.

Thus, the purpose of this study was to obtain preliminary data on the frontal-plane biomechanics of the hip when walking with a loaded lower limb. Time-distance parameters, affected/non-dominant hip joint kinematics (joint angular displacement) and kinetics (net moment, powers and mechanical work), as well as trunk kinematics, in hemiparetic chronic persons and healthy controls were examined. It was assumed that walking with the load on the contralateral ankle would increase hip moments and powers in the frontal plane during the stance phase in both groups. Walking with the load on the ipsilateral ankle would reveal an additional hip abductor moment associated with a positive power burst (labeled as H4-F by Kim & Eng, 2004) at toe-off into swing which will result in a second abduction angle peak (Kim & Eng, 2004) in hemiparetic subjects while healthy controls will not show that compensatory strategy.

## **4.4.2. Methods**

### **4.4.2.1 Participants**

Five volunteers with post-stroke hemiparesis resulting from a first unilateral stroke were recruited from the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). The inclusion criteria were: a post-stroke time of more than six months, a self-selected gait speed between 0.4 and 0.8 m/s (limited community walkers (Perry, et al., 1995)) walking independently with or without an assistive device or ankle orthosis, and an activity tolerance of 3 h with rest intervals. Subjects who had pain disturbing their gait, a severe sensory impairment at the foot (detected with Semmes-Weinstein monofilaments and vibration), comprehensive aphasia, major depression, significant cognitive deficit (score <25/30 in the the Folstein Mini-Mental exam), evidence of unstable cardio-pulmonary disease and non-stroke-related disabilities were excluded. Five non-disabled healthy controls paired for age, gender, height and mass were also recruited for comparison. Informed consent was obtained for each participant before the evaluation session and the research center's ethics board approved the study.

#### **4.4.2.2 Clinical assessment**

Demographic information, physical impairments and physical abilities were assessed by a physiotherapist experienced in neurology according to a standard protocol using valid and reliable clinical evaluation tools. The Chedoke-McMaster Stroke Assessment (Gowland, et al., 1993), the Ashworth scale (R. Bohannon & Smith, 1987b) and the Berg Balance Scale (Berg, et al., 1995) were used to determine the level of motor impairment, muscle tone and balance ability, respectively. Sensory deficits were also assessed with Semmes-Weinstein monofilaments (#5.18 à #4.17) (Thibault et al., 1994). Self-selected and maximal gait speeds were evaluated by the 10-meter walking speed (Salbach, et al., 2001).

The static maximal muscle strength of the hip abductor muscles was assessed with a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA) on both sides. Participants lay on the side opposite to the assessed hip. The hip was in a neutral flexion/extension and abduction/adduction position and the axis of the dynamometer was aligned with the subject's axis of hip abduction/adduction. Biodex straps were used to restrain the compensatory pelvis and trunk movements. After a warm-up period, participants were instructed to progressively increase their effort to their maximal strength while pushing upwards against the Biodex pad and to maintain the effort for 2 s. Standardized verbal cues and encouragements were given to each participant during the test. A 60-s rest period was allowed after each contraction. For each side, the test ended when two to three trials with less than 10% difference were obtained. Peak values on the right and left side, corrected for the effect of gravity, were used to characterize the maximal strength in abduction.

#### **4.4.2.3 Gait assessment**

##### *4.4.2.3.1 Walking conditions*

The participants were asked to walk with their usual walking aid at their self-selected gait speed under three conditions: 1) spontaneous walking, without load (No-L) (This was a control condition that served to establish the natural gait patterns); 2) walking with a load on the ipsilateral side (L-IPSI) which was the affected side for the stroke group and the non-dominant leg for the healthy control and 3) walking with a load on the contralateral (L-CONT) side, which was the non-affected and dominant leg, respectively. Healthy controls

performed under the same conditions and also at an average cadence of 72 steps/min (slow speed) to match the average self-selected cadence of the stroke participants. The data for this cadence on the affected (stroke group) and non-dominant (healthy controls) side were analyzed in this study. The dominant leg was the leg used by the subject to kick a ball.

The load, placed at the distal part of the leg, was equivalent to 20% of the thigh segment mass (about 2-3% of the total body mass). Considering that a thigh segment is around 10% of the total body weight (Dempster, 1967), this corresponds to around 2.1 kg added above the ankle for a person of 70 kg. The percentage of the mass was determined from simulations performed in a previous gait data study in hemiparetic subjects (Milot, et al., 2006). Those simulations revealed that walking with an additional mass of this magnitude on the affected side would not require the production of a larger moment than that required to walk at a fast speed. Thus, loading with 20% of thigh mass should be sufficient to increase the level of effort and be well tolerated by the participants during the experiments.

Before each condition, participants had a period of familiarization with the added mass until they felt comfortable walking with it; a rest time between each condition was imposed. The Borg CR-10 scale (Borg, et al., 1981) was used to assess the perceived effort (leg exertion) at the lower limbs in each condition.

#### *4.4.2.3.2 Kinematic and kinetic data*

The gait pattern was assessed with an Optotrak 3020 system (Northern Digital Inc) that recorded (at 60 Hz) the 3-D coordinates of three to four infrared markers placed on each of the following segments: the trunk, pelvis, thighs, shanks and feet. The hip angles are Euler's angles and were obtained in an X, Y and Z sequence, from thigh to pelvis. For the kinetic data, AMTI force platforms allowed quantification of the ground reaction forces (GRF) at a frequency of 600 Hz. An inverse dynamic approach was used to estimate the net moments; powers at the hip joint were obtained by the product of the moment and the hip angular velocity; the area under the positive/negative power curve provided the mechanical work generated/absorbed at the hip (Teixeira-Salmela, et al., 2008). The time-distance

parameters were computed from the kinematic data combined with the ground reaction forces. For each condition, three gait cycles were time-normalized to 100% and averaged for each participant.

For the gait trials with the load, the mass distribution and moment of inertia were considered in the inverse dynamic calculation. The mass of the load was added to the shank mass (Eq.1) and the load moment of inertia was combined with the shank moment of inertia (Eq.2) according to the following formulas.

$$\bar{C}'g_{Shank} = \frac{m_{Shank} * \bar{C}g_{Shank} + m_{Load} * \bar{C}g_{Load}}{m_{Shank} + m_{Load}} \quad [Eq.1]$$

$$\tilde{I}'_{Shank} = \tilde{I}_{Shank} + \tilde{I}_{Load} \quad [Eq.2]$$

where  $\bar{C}'g_{Shank}$  is the center of mass (COM) coordinates of the combined mass;

$\bar{C}g_{Shank}$  is the COM coordinates of the shank;

$\bar{C}g_{Load}$  is the COM coordinates of the load;

$m_{Shank}$  is the shank mass;

$m_{Load}$  is the load mass;

$\tilde{I}'_{Shank}$  is the combined inertia dyad relative to the COM of the combined mass;

$\tilde{I}_{Shank}$  is the shank inertia dyad relative to the COM of the combined mass;

$\tilde{I}_{Load}$  is the inertia dyad of the load relative to the COM of the combined mass.

To verify the study's hypotheses, the stance phase parameters in the frontal plane on the affected/non-dominant side were analyzed when the load was attached on the contralateral side (non-affected/dominant ankle) while those during the swing phase were examined when the load was on the ipsilateral side. Time-distance parameters used were those on the affected/non-dominant side cycle.

#### **4.4.2.4 Statistical analyses**

Descriptive statistics were used to characterize the two groups of subjects (age, weight, height, gait speed) to collate the results of the clinical exam, muscle strength and gait assessment. Time-distance variables (gait speed, cadence, step length, stance and swing proportion, and symmetry ratio), hip and trunk kinematics (peak angles and range) and hip kinetics (peak moments, powers and mechanical work), computed in the frontal plane on the affected or non-dominant hip along with GRF, were statistically analyzed using a two-way ANOVA with repeated measurement (walking conditions) and a group factor to identify the presence of interactions. For each group, all variables were compared between the three conditions at similar cadence using non-parametric statistical tests. The Friedman test was used to compare all three conditions together in order to find a difference. When significant, the Wilcoxon signed ranks test, comparing conditions two by two, allowed the difference to be located. Conditions between groups were compared using the Mann-Whitney test. Considering the number of participants in each group, these statistical tests were used judiciously in order to support the main tendencies observed while comparing results between conditions and groups. All statistical analyses were done using SPSS (14.0 for Windows, in English). An alpha value of 0.05 was used.

### **4.4.3. Results**

#### **4.4.3.1 Characteristics and clinical status of participants**

Five chronic-stroke individuals, four men, one right stroke,  $58 \pm 17$  years with severe to moderate motor impairments at the affected lower limb (Tables 1 and 2), agreed to participate in the study. Time post-stroke ranged from 24 to 315 months (mean (SD); 140 (111)). Four of them walked with a cane (Table 4.1) and an ankle orthosis. All participants were able to detect Semmes-Weinstein monofilaments of 5.18 and vibration sensitivity for 5 s with a 256-Hz tuning fork, revealing no severe sensory deficits. The stroke participants showed a reduced self-selected gait speed compared to the healthy controls and moderate to good balance ability according to the Berg Balance Scale (Table 4.2). Maximal static strength in abduction at the hip was not different between sides in both groups, except



for one subject where technical problems happened. The main characteristics (individual data and means) are presented in Tables 1 and 2.

#### **4.4.3.2 Gait assessment**

All participants were able to walk in the three conditions and the range of loads used was 1.6 to 2.5 kg. On the Borg Scale (0-10), all but one stroke participants scored a higher perceived exertion on the lower limbs when walking with the load (range 2-6/10) compared to with no load (range 0.5-3). The scores were higher when the load was on the contralateral side (range 4-6), except for one participant. In the healthy controls, the rate of perceived exertion varied between subjects, some of them had a higher perception with a load and some perceived no additional effort in comparison to walking without the load.

##### *4.4.3.2.1 Time-distance parameters*

The gait speed, cadence and stride length on both sides were not significantly affected by the loading conditions in either group. The laboratory mean self-selected gait speed and stride length were lower in the stroke group compared to the healthy group while the cadence was similar (Table 4.3). For both the stroke participants and the healthy controls, walking with the load on the ipsilateral side (L-IPSI condition) increased the swing phase proportion compared to walking without load (No-L condition) ( $P < 0.05$ ) (Table 4.3). When the load was placed on the contralateral side (L-CONT condition), the single-limb stance increased in comparison to the two other conditions ( $P < 0.05$ ) (Table 4.3), thereby improving the single-limb stance symmetry ratio ( $P < 0.05$ ; from 42 to 45% in the stroke group), calculated as  $[\text{affected} / (\text{affected} + \text{non-affected})] \times 100$ . On the contrary, the load on the ipsilateral side seems to reduce this symmetry ratio (from 42 to 40%). For stroke participants, walking with the load (CONT and IPSI) decreased the double support percentage ( $P < 0.05$ ; Table 4.3).

##### *4.4.3.2.2 Hip, pelvis and trunk kinematics*

The hip angles in the frontal plane did not differ between conditions in both groups for the peaks and range of abduction and adduction angles (Figure 4.1A). Magnitude differences were observed between groups for the peak values and range of movement over the gait cycle ( $P < 0.05$ ; Table 4.4).

The vertical and mediolateral pelvis displacements were not affected by the walking conditions, with a mean difference of less than 1 cm in both groups. The trunk inclination in the frontal plane was larger for L-CONT in the middle portion of the stance phase (at 30%) in the stroke group (Figure 4.2A). No difference was observed in the healthy controls. More particularly, individual data revealed a significant increase in trunk inclination ipsilaterally in subjects S4 and S5 when walking with the load on the contralateral side (Figure 4.2B).

#### 4.4.3.2.3 Hip kinetics (*net joint moment, power and mechanical work*)

For the peak abductor moment and the area under the curve (moment in abduction), the 2-way ANOVA showed an interaction revealing a different behavior of the two groups under walking conditions. Non-parametric tests revealed that healthy subjects had an increase in the peak and abductor moment area when the contralateral side was loaded (L-CONT) as compared to the No-L condition with values ranging from -0.89 to -0.98 Nm/kg and from 0.61 to 0.67 Nm/kg.s, respectively ( $P < 0.05$ ). In the stroke group, these corresponding parameters decreased from -0.69 to -0.59 Nm/kg and from 0.38 to 0.33 Nm/kg.s ( $P < 0.05$ ; Figure 4.1B and Table 4.4). Individual peak and area data for the stroke subjects clearly indicated that all subjects showed this reduction in the abduction moment during the stance phase (Figure 4.3). No difference was observed during the swing phase. Magnitude differences were observed between groups for the mean abductor moment and area values over the stance phase of the gait cycle ( $P < 0.05$ ; Figure 4.1B and Table 4.4).

The mean profile of the power values during the stance phase clearly showed that stroke participants produced less power than healthy controls for the three distinct bursts of energy (mechanical work) produced by the hip abductors: one absorption and two generation bursts of energy (Figure 4.1C). For the first peak power (negative) and the magnitude of energy absorption (area under the power curve), the ANOVA showed an interaction as observed for the net joint moment. The non-parametric statistics indicated a lower power value (-0.07 vs. -0.13 W/kg) and less energy absorption for the L-CONT versus No-L in the stroke group (observed in all subjects) while healthy subjects had the reverse ( $P < 0.05$ ). The two positive peak powers were also higher for the L-CONT than

the No-L condition in healthy controls (from 0.15 to 0.21 and from 0.33 to 0.41 W/kg, respectively; ( $P < 0.05$ ). This last finding applied also to the magnitude of energy generation (positive mechanical work) which also increased significantly ( $P < 0.05$ ; Figure 4.1C and Table 4.4).

#### 4.4.3.2.4 Vertical and medial ground reaction forces (GRF)

No clinically significant changes were noted in the vertical and medial ground reaction forces in the stroke group in any of the three conditions. A significant difference between groups was observed in the vertical GRF area under the curve for all three conditions ( $P < 0.05$ ). There was also an interaction in the medial GRF between healthy and stroke groups: the first medial GRF peak was higher when stroke subjects walked with a load, whereas it remained the same for their counterparts ( $P < 0.05$ ; Table 4.4). The individual data in Figure 4.4 revealed that three stroke subjects (S1 to S3) had a decrease in their medial ground reaction force during the stance phase when walking with the load on the controlateral side, whereas S4 and S5 showed the opposite (Figure 4.4).

#### 4.4.4. Discussion

The aim of this study was to determine the gait parameters in the frontal plane for stroke persons and the effects of walking with a load on these parameters. The time-distance parameters and the affected (non-dominant) hip and trunk kinematics and kinetics were analyzed and the walking conditions with load were compared to the no-load condition. Globally, load effects were observed in the swing and stance phases on the moments and mechanical work at the affected/non-dominant hip in both the stroke and the healthy individuals.

The stroke participants in the present study showed typical hemiparetic gait characteristics when compared to healthy controls, even though the two groups were matched for gait cadence. The self-selected gait speed and stride length were reduced (Chen, et al., 2003; Nadeau, Arsenault, et al., 1999; S.J. Olney & Richards, 1996). We found higher lateral trunk displacement (De Bujanda, et al., 2004) and a single-limb stance asymmetry with a reduced affected stance phase proportion (G. Chen, et al., 2005; Nadeau,

Arsenault, et al., 1999; S.J. Olney & Richards, 1996). At the hip, stroke participants showed an adduction joint position during the stance phase as reported by Kim and Eng (Kim & Eng, 2004). For the swing phase, the mean peak abduction angle was less than that reported by these authors. It was also less than the values reported by Cruz and Dhafer (2009), revealing that this was not a specific effect of wearing an orthosis. Cruz and Dhafer's study compared the frontal hip angle when walking with and without an orthosis (Cruz & Dhafer, 2009). However, it could be associated with the fact that 4/5 used a cane and/or with the difference in the gait speed, which in our study had a greater mean value. For the moment and power values, the hemiparetic participants presented a major decrease in the magnitude of these parameters over the stance phase. Only one subject (S4) presented the H4-F described by Kim & Eng when walking at preferred speed (Kim & Eng, 2004).

Walking with a load ipsi- and contralaterally was assessed to determine whether this could be a way to train the stroke patients in strength using task-oriented training. The principle was that adding a load at the distal limb would increase the effort at the hip joint (Noble & Prentice, 2006). Stroke participants found it more difficult to walk with load at the ankle than walking without load and they reported higher perceived effort when the load was placed on the contralateral side. We also found that load on the contralateral side produced the greatest reorganization of the gait pattern in the frontal plane than when the load was placed ipsilaterally. Since, contrary to what we expected, the hip moment in the stroke patients did not increase, these preliminary data did not support use of load to specifically train the hip abductors during gait. However, we found that walking with load on the contralateral side and the ipsilateral side increased the single-stance and swing phase duration, respectively. These effects might be helpful to train specific aspects of stroke patients such as the asymmetrical gait pattern.

To assess the effect of walking with load on the ipsi- and contralateral sides, it was important to take into consideration the speed difference between the conditions. In the present study, we did not find an effect of the loaded conditions on the gait speed, stride

length or cadence. This allowed the changes in the gait parameters observed between conditions to be associated with the load effects.

In both groups, walking with the load on the ipsilateral side increased the proportion of swing time. In stroke individuals, when the load was on the contralateral side, this effect resulted in an increased single-stance proportion and less asymmetry between sides for this parameter. Moreover, the proportion of the double-support phase was reduced, an effect also observed in healthy populations assessed by previous authors with loads between 1.2 kg and 8 kg (Browning, et al., 2007; Royer & Martin, 2005; Smith & Martin, 2007). Regnaud et al. (2008) also reported increased weight-bearing on the affected leg following walking with such a load (Regnaud, et al., 2008).

Whichever lower limb was loaded, no changes were observed in the hip joint angular displacement. These findings expand previous results obtained in the sagittal plane (Browning, et al., 2007; Kim & Eng, 2004; Noble & Prentice, 2006; Selles, et al., 2004) to the frontal plane. Our hypothesis that the load would lead the stroke subjects to increase their hip abduction to facilitate foot ground clearance and bring the leg forward during the swing phase, as reported in Kim and Eng's study (Kim & Eng, 2004), is thus not supported by these data. Neither was any effect noted for hip moments and powers in the frontal plane with the load on the affected side. Considering that, during the swing phase, walking with the load requires a greater mechanical demand than walking without a load, sagittal and transverse planes of movement as well as the knee and ankle joints should be considered as a next aspect for consideration in the data analysis.

With regard to kinetics, our results showed an increase in the hip abductor moment for healthy controls walking with a load on the contralateral side. Considering the gravity effect of loading the contralateral side limb on the pelvis and trunk stability (Figure 4.5A), this modification was expected. However, our results revealed that this was not the strategy used by the stroke participants because they all presented a reduction in their hip abduction moment during the stance phase (Figures 4.1B et 4.3) with concomitant reductions in their power peak values and mechanical work (Figure 4.1C and Table 4.4). As mentioned

previously, this was not an effect of modification of the gait speed, since no difference was observed in the speed between the three conditions for the two groups.

Based on the literature (MacKinnon & Winter, 1993) and inspection of the individual data, the decrease in hip abduction moment observed when walking with the load on the contralateral side could be explained by two main strategies: one, dynamic (Figure 4.5B), the other, postural (Figure 4.5C). Two stroke subjects (S1 and S2; Figure 4.4) used the dynamic strategy predominantly because, at the same time, their peak abductor moment and their medial ground reaction force decreased. Two other stroke participants (S4 and S5) were classified as using the postural strategy predominantly because they showed an increase in their medial ground reaction force (theoretically, this should increase the hip abduction moment) while they showed important changes in the lateral trunk inclination angles. These two subjects had the greatest increase in their lateral trunk inclination towards the affected side, as depicted in Figure 4.2B (S4 and S5). Observation of the medial ground reaction force and lateral trunk inclination of the fifth stroke subject (S3) suggested that he used a mixed strategy: a decreased medial ground reaction force was observed as well as an increase, albeit less than that of subjects S4 and S5, in trunk lateral bending on the affected side (S3: Figures 4.2 and 4.4).

The dynamic strategy remains not completely clear; it was not due to a modification in kinematics related to pelvis control because no hip angular change was observed in the frontal plane. According to the study of Winter (Winter, 1991b), the ground reaction forces are influenced by the lateral acceleration of the center of mass of the body segments. During the single-stance phase of gait, lateral acceleration is caused mainly by the HAT and opposite leg segment movements (MacKinnon & Winter, 1993). Considering the mass of the HAT segment, its acceleration is obviously an important factor to take into consideration to explain the decrease in the medial ground reaction force in S1, S2 and S3. Moreover, since 4/5 (S2 to S5) of our subjects used a cane, one could also argue that they might have put more weight on their cane when walking with the load on the non-affected side. In fact, this will also reduce the magnitudes of the hip abduction moment (Maguire, et al., 2010) and the medio-lateral ground reaction force. We do not believe that this was a

main strategy used by our subjects. First, because participant S1, who did not use a cane, presented a major reduction in the ground reaction forces throughout the stance phase. Second, the vertical ground reaction forces, which should decrease if more weight is put on the cane, were not lower than those in walking without the load, except for subject S3. Since we did not use an instrumented cane; we cannot completely eliminate a different use of it when the subjects were walking with the load on the contralateral side. A strategy such as a change in cane orientation in order to put a higher lateral force on it without diminishing the vertical ground reaction force is still possible.

To identify whether some specific clinical impairments or abilities could explain the choice of strategies, the clinical scores of the stroke participants were carefully examined. The strength of the hip abductors, the balance ability and level of motor control at the lower limb did not seem to be major factors justifying the selected strategy. However, it should be noted that the participants using the postural strategy (S3, S4, and S5) had the slowest gait speed (Table 4.2). De Bujanda et al. have reported that slower stroke subjects had higher lateral trunk displacements than faster walkers (De Bujanda, et al., 2004). Thus, gait speed could be one element to consider in explaining the use of one or the other strategies.

Some limits of this study should be taken into consideration: the small sample size prevents generalization of the results. Although three strategies (dynamic, postural and mixed) were identified when the stroke individuals walked with a load, these results should be considered as preliminary data and thus further studies are necessary to confirm these strategies or determine if others exist. Use of the cane was deduced from the ground reaction forces under the foot only, which limits the interpretation of the data, particularly for the double-support phase where complex interactions of reaction forces might occur. Since adding a load at the ankle is known to have more effect on the proximal joint (greater effect of inertia (Noble & Prentice, 2006)), our analysis was restricted to the hip joint. This might give an incomplete portrayal in stroke participants, where compensatory strategies are often observed at the knee to compensate gait deficiencies. Finally, the results obtained here in the frontal plane do not explain how participants were able to walk with a load

ipsilaterally and further analyses will therefore need to consider movements and efforts in the sagittal and transversal planes.

#### **4.4.5. Conclusion**

This pilot study is the first to document the effects of walking with a load on the affected-hip biomechanics in the frontal plane in stroke individuals. Unexpectedly, as the stroke individuals reduced the abductor moment of the affected hip, in opposition to the behavior of healthy controls, the study showed that adding a load on the controlateral swinging leg did not increase the hip muscle moment necessary for pelvis stability. Hemiparetic participants used two different strategies, possibly related to their gait speed, to deal with the load. Hence, there is no evidence at this time to recommend this approach in clinical practice to increase hip muscle strength and gait speed.

#### **Acknowledgments**

The project was conducted at the Pathokinesiology and Functional Activities Laboratory at the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal and financed by the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR/FRSQ) and Équipe multidisciplinaire en réadaptation locomotrice (IRSC). S. Nadeau is a senior researcher supported by FRSQ. C. Miéville is supported by a scholarship from Université de Montréal.



Table 4.1: Individual characteristics and mean values (one standard deviation: SD) for the hemiparetic stroke (S1 to S5) and healthy control (H1 to H5) participants.

<b>Subjects (Gender)</b>	<b>Age (years)</b>	<b>Height (m)</b>	<b>Mass (Load) (kg)</b>	<b>Affected/ Non- dom. side (L/R)*</b>	<b>Walking aid</b>	<b>Ankle orthosis</b>
S1 (M)**	58	1.72	78.0 (2.25)	R	none	Yes
S2 (M)	46	1.80	74.5 (2.1)	R	cane	Yes
S3 (M)	83	1.65	74.1 (2)	R	4-foot cane	No
S4 (F)	63	1.66	55.0 (1.6)	R	cane	Yes
S5 (M)	38	1.69	94.0 (2.5)	L	cane	Yes
Mean (SD)	57.6 (17.3)	1.70 (6.1)	75.1 (13.9)	4R/1L		
H1 (M)	65	1.83	105.0 (2.5)	R		
H2 (M)	49	1.72	85.0 (2.5)	L		
H3 (M)	74	1.69	99.0 (2.5)	L		
H4 (F)	63	1.63	60.5 (1.75)	L		
H5 (M)	42	1.79	96.5 (2.5)	L		
Mean (SD)	58.6 (12.9)	1.73 (7.8)	89.2 (17.6)	1R/4L		

\* R: Right; L: Left; Non-dom: Non-dominant; \*\* M: Male; F: Female.

Table 4.2: Clinical outcomes: individual data and mean values (one standard deviation: SD) for the hemiparetic-stroke (S1 to S5) and healthy control (H1 to H5) participants.

Subjects (Gender)	Gait speed (m/s) (10-meter test)		Abductor strength (Nm/kg) Biodex		Motor function (CMSA)		Ankle tone (Ashworth)	Balance (BBS)**
	Self- selected	Max.	Affected/ Non- dom.	Non-aff./ Dominant	L*	F		
S1 (M)	0.72	1.52	1.55	1.55	3/7	3/7	3/5	55/56
S2 (M)	0.94	1.23	0.69	1.56	3	2	3	48
S3 (M)	0.45	0.57	0.78	1.04	5	4	1	40
S4 (F)	0.51	0.75	-	-	3	3	3	55
S5 (M)	0.64	0.76	0.50	0.49	3	3	1	51
Mean (SD)	0.65 (0.19)	0.97 (0.39)	0.88 (0.46)	1.16 (0.51)				
H1 (M)	1.76	2.81	1.13	1.10				
H2 (M)	1.62	2.14	1.44	1.58				
H3 (M)	1.09	1.94	1.30	1.18				
H4 (F)	1.55	2.14	1.56	1.30				
H5 (M)	1.21	2.03	1.11	1.37				
Mean (SD)	1.45 (0.28)	2.21 (0.35)	1.31 (0.19)	1.31 (0.18)				

\* L: Leg; F: Foot; CMSA: Chedoke McMaster Stroke Assessment; \*\* BBS: Berg Balance Scale.

Table 4.3: Mean values (one standard deviation: SD) of the time-distance parameters for the three walking conditions in hemiparetic-stroke and healthy controls.

PARAMETERS		Stroke Participants (n=5)			Healthy Controls (n=5)			Difference between-group tests	
		No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)	No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)		
Cadence (step/min)	Mean	72.5	70.9	71.3	74.3	73.6	73.8	(*) (1, 2, 3)	
	(SD)	(8.5)	(10.5)	(9.5)	(2.8)	(2.2)	(2.1)		
Speed (m/s)	Mean	0.57	0.58	0.59	0.73	0.73	0.73		
	(SD)	(0.11)	(0.10)	(0.08)	(0.06)	(0.08)	(0.08)		
Stride length (m)	Mean	0.95	0.99	1.00	1.18	1.19	1.20		(*) (1, 3)
	(SD)	(0.15)	(0.13)	(0.11)	(0.06)	(0.07)	(0.10)		
Affected/Non-Dom. Swing phase (%)	Mean	33.9	33.3	<b>36.6</b>	34.2	33.4	<b>35.8</b>		
	(SD)	(4.6)	(4.0)	(3.0)	(4.0)	(3.2)	(4.2)		
Single-limb stance (%)	Mean	24.2	<b>26.8</b>	24.6	35.5	36.5	34.1		
	(SD)	(3.1)	(3.3)	(1.9)	(3.2)	(3.8)	(3.2)		
Double support (%)	Mean	42.0	<b>39.9</b>	<b>38.8</b>	30.3	30.2	30.1		
	(SD)	(7.3)	(6.6)	(4.5)	(6.9)	(6.9)	(7.3)		
Single-limb stance symmetry (%)	Mean	42	<b>45</b>	40	53	54.2	48.6		
	(SD)	(1.9)	(2.7)	(1.6)	(4.2)	(3.3)	(0.9)		

(1) No-L Condition: Walking with no load; (2) L-CONT Condition: Walking with a load on the contralateral side (non-affected or dominant side); (3) L-IPSI Condition: Walking with the load on the ipsilateral side (affected or non-dominant side).

\*: Group X condition interaction.

For both groups, values in bold differed significantly from the No-L condition ( $P < 0.05$ ).

In the column “difference between groups”, the numbers indicate the conditions that differ between groups.

Table 4.4: Affected (non-dominant) hip kinematics and kinetics variables in frontal plane. Average values of each group (one standard deviation, SD) for the three conditions.

PARAMETERS	Stroke participants (N=5)			Healthy participants (N=5)			Difference between groups	
	No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)	No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)		
<b>Vert GRF**</b>								
Peak 1 (N/kg)	Mean (SD)	-9.94 (0.37)	-9.75 (0.69)	-10.23 (0.46)	9.89 (0.11)	-10.42 (0.39)	-10.18 (0.16)	(*) (1,2,3)
Peak 2 (N/kg)	Mean (SD)	-9.63 (0.80)	-9.79 (0.76)	-9.92 (0.73)	-10.09 (0.48)	-10.19 (0.20)	-10.12 (0.21)	
Area (N/kg.s)	Mean (SD)	-6.72 (0.71)	-7.10 (0.83)	-7.05 (0.91)	-7.83 (0.27)	-8.26 (0.19)	-8.00 (0.15)	
<b>Medial GRF</b>								
Peak 1 (N/kg)	Mean (SD)	0.63 (0.31)	0.66 (0.34)	0.70 (0.31)	0.35 (0.11)	0.35 (0.06)	0.34 (0.09)	(*) (1,2,3)
Peak 2 (N/kg)	Mean (SD)	0.59 (0.32)	0.65 (0.32)	0.64 (0.30)	0.52 (0.10)	0.53 (0.06)	0.51 (0.08)	
Mean (N/kg)	Mean (SD)	0.40 (0.24)	0.44 (0.25)	0.44 (0.23)	0.53 (0.16)	0.51 (0.12)	0.52 (0.13)	
Area (N/kg.s)	Mean (SD)	0.39 (0.20)	0.44 (0.20)	0.42 (0.18)	0.34 (0.11)	0.34 (0.06)	0.33 (0.10)	
<b>HIP ANGLE</b>								
Peak Adduction (°)	Mean (SD)	8.7 (1.7)	7.3 (2.6)	7.8 (2.3)	4.1 (2.4)	4.8 (3.4)	4.7 (2.0)	(*) (1,3)
Peak Abduction (°)	Mean (SD)	-0.4 (7.1)	-0.6 (5.9)	-1.5 (6.8)	-8.6 (4.0)	-9.5 (4.0)	-8.7 (3.7)	
Range (°)	Mean (SD)	9.7 (6.3)	8.5 (3.7)	9.9 (5.2)	12.7 (3.3)	14.4 (3.3)	13.4 (2.9)	(*) (2)
<b>HIP MOMENT</b>								
Peak Abduction (N.m/kg)	Mean (SD)	-0.69 (0.25)	<b>-0.59</b> (0.26)	-0.70 (0.30)	-0.89 (0.08)	<b>-0.98</b> (0.11)	-0.90 (0.06)	(*) (2)
Peak Adduction (N.m/kg)	Mean (SD)	0.01 (0.04)	0.01 (0.04)	0.03 (0.02)	0.02 (0.03)	0.02 (0.02)	0.03 (0.04)	
Area Abduction stance (N.m/kg.s)	Mean (SD)	-0.38 (0.16)	<b>-0.33</b> (0.15)	-0.39 (0.19)	-0.61 (0.03)	<b>-0.67</b> (0.06)	-0.61 (0.03)	(*) (1,2,3)

(1) No-L Condition: Walking with no load; (2) L-CONT Condition: Walking with a load on the contralateral side (non-affected or dominant side); (3) L-IPSI Condition: Walking with the load on the ipsilateral side (affected or non-dominant side).

\*\* GRF: Ground reaction forces.

\* : Group X condition interaction.

For both groups, values in bold differed significantly from the No-L condition ( $P < 0.05$ ).

In the column “difference between groups”, the numbers indicate the conditions that differ between groups.

Table 4.4 (cont'd)

PARAMETERS	Stroke participants (N=5)			Healthy participants (N=5)			Difference between groups
	No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)	No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)	
<b>HIP POWER</b>							
Peak Abduction Eccentric (W/kg)	Mean -0.13 (SD) (0.06)	<b>-0.07</b> (0.04)	-0.16 (0.09)	-0.15 (0.05)	-0.16 (0.02)	-0.14 (0.05)	(*) (2)
Peak Abduction Concentric 1 (W/kg)	Mean 0.09 (SD) (0.07)	0.09 (0.06)	0.11 (0.10)	0.15 (0.12)	<b>0.21</b> (0.17)	0.13 (0.13)	
Peak Abduction Concentric 2 (W/kg)	Mean 0.10 (SD) (0.08)	0.09 (0.06)	0.10 (0.06)	0.33 (0.09)	<b>0.41</b> (0.09)	0.38 (0.11)	(*) (1,2,3)
Area Absorption Abduction (W/kg.s)	Mean -0.04 (SD) (0.03)	<b>-0.03</b> (0.03)	-0.05 (0.03)	-0.03 (0.01)	-0.03 (0.01)	-0.03 (0.02)	
Area Generation Abduction (W/kg.s)	Mean 0.04 (SD) (0.02)	<b>0.03</b> (0.02)	0.04 (0.02)	0.08 (0.04)	<b>0.11</b> (0.04)	0.09 (0.04)	(*)(1,2,3)

(1) No-L Condition: Walking with no load; (2) L-CONT Condition: Walking with a load on the contralateral side (non-affected or dominant side); (3) L-IPSI Condition: Walking with the load on the ipsilateral side (affected or non-dominant side).

\* : Group X condition interaction.

For both groups, values in bold differed significantly from the No-L condition ( $P < 0.05$ ).

In the column "difference between groups", the numbers indicate the conditions that differ between groups.

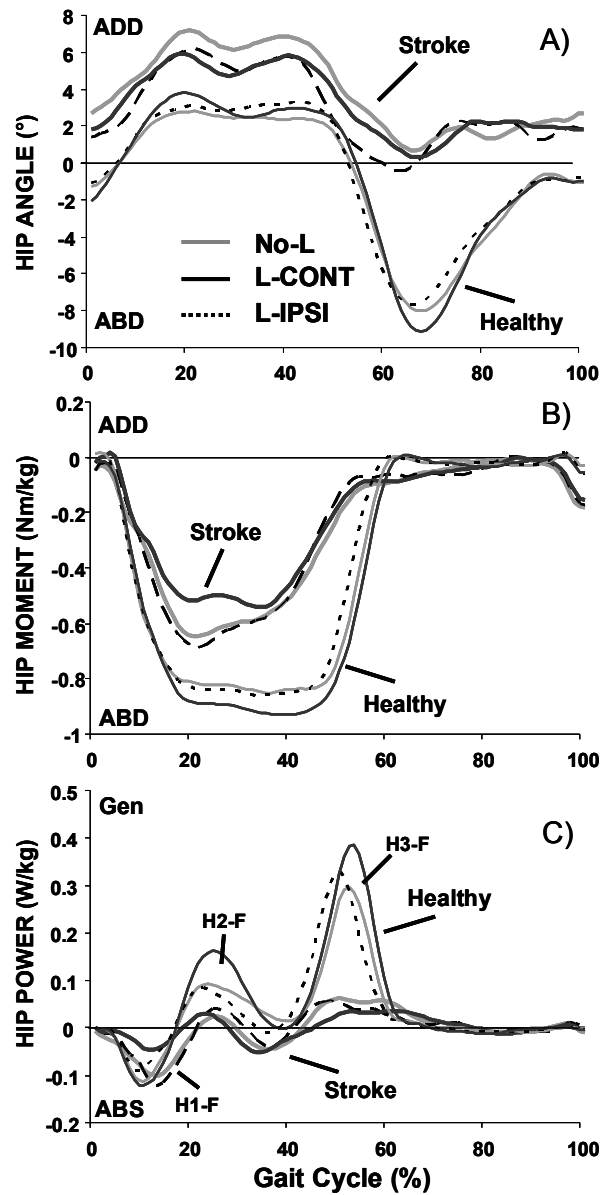


Figure 4.1: Affected (non-dominant) A) hip angles ( $^{\circ}$ ), B) moments (Nm/kg) and C) powers (W/kg) in frontal plane. Mean values of each group for the three conditions. No-L: Walking with no load; L-CONT: Walking with a load on the contralateral side (non-affected or dominant side); L-IPSI: Walking with the load on the ipsilateral side (affected or non-dominant side).

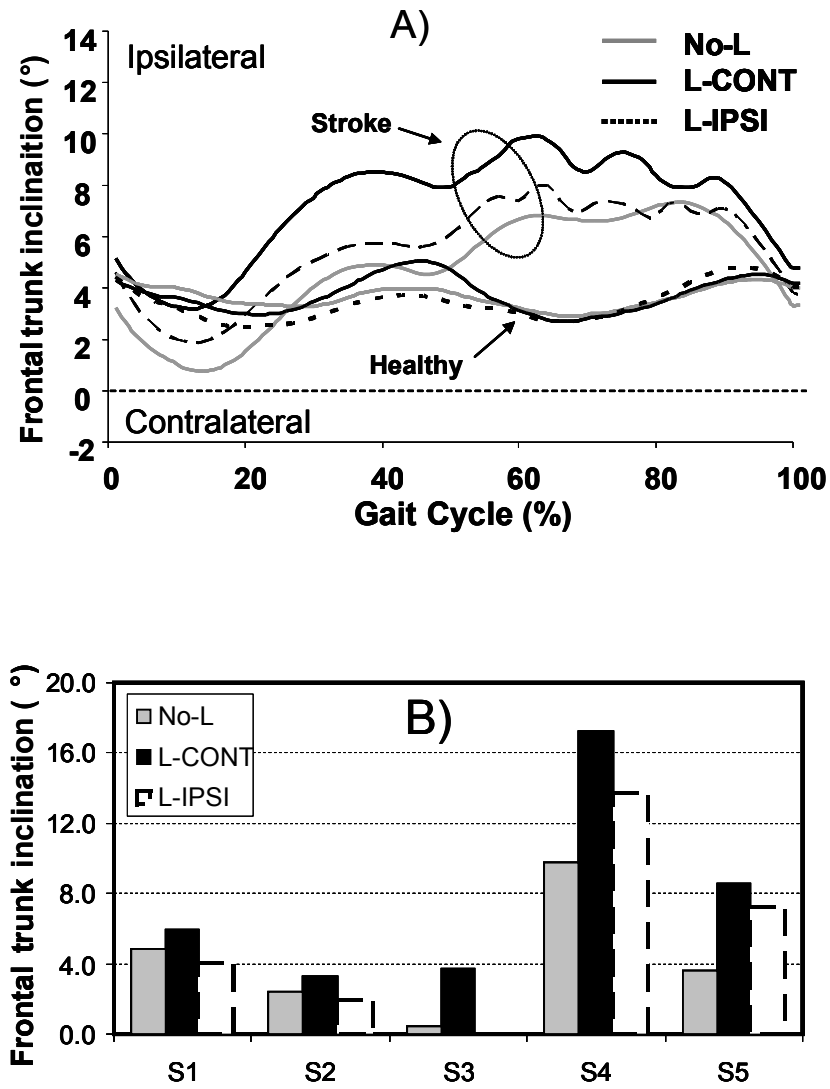


Figure 4.2: Trunk inclination (°) in the frontal plane A) Mean values of each group for the three conditions. B) Individual data of the stroke participants (S1 to S5) at 30% of the gait cycle (mid-stance).

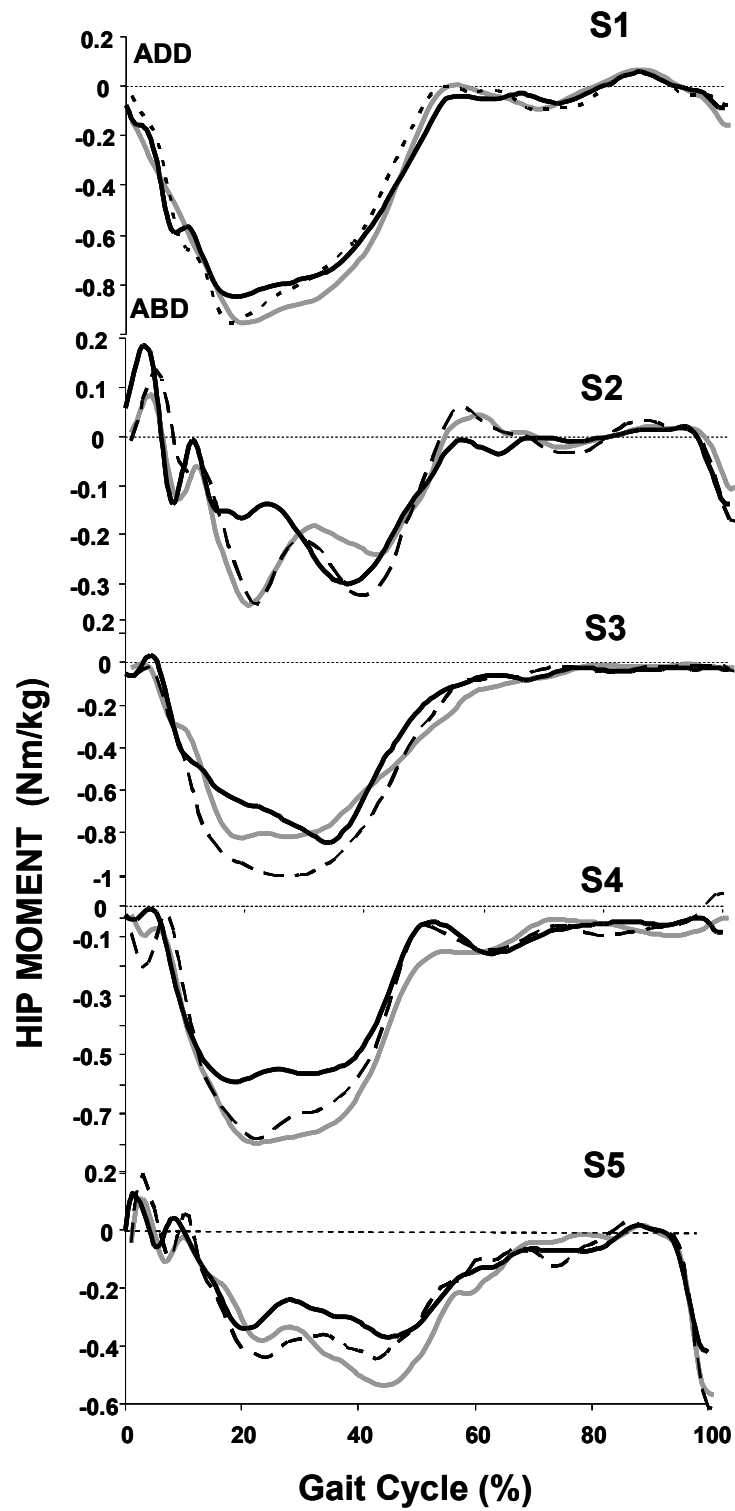


Figure 4.3: Affected hip moments (Nm/kg) in frontal plane. Individual values (Stroke participants S1 to S5) for the three conditions.



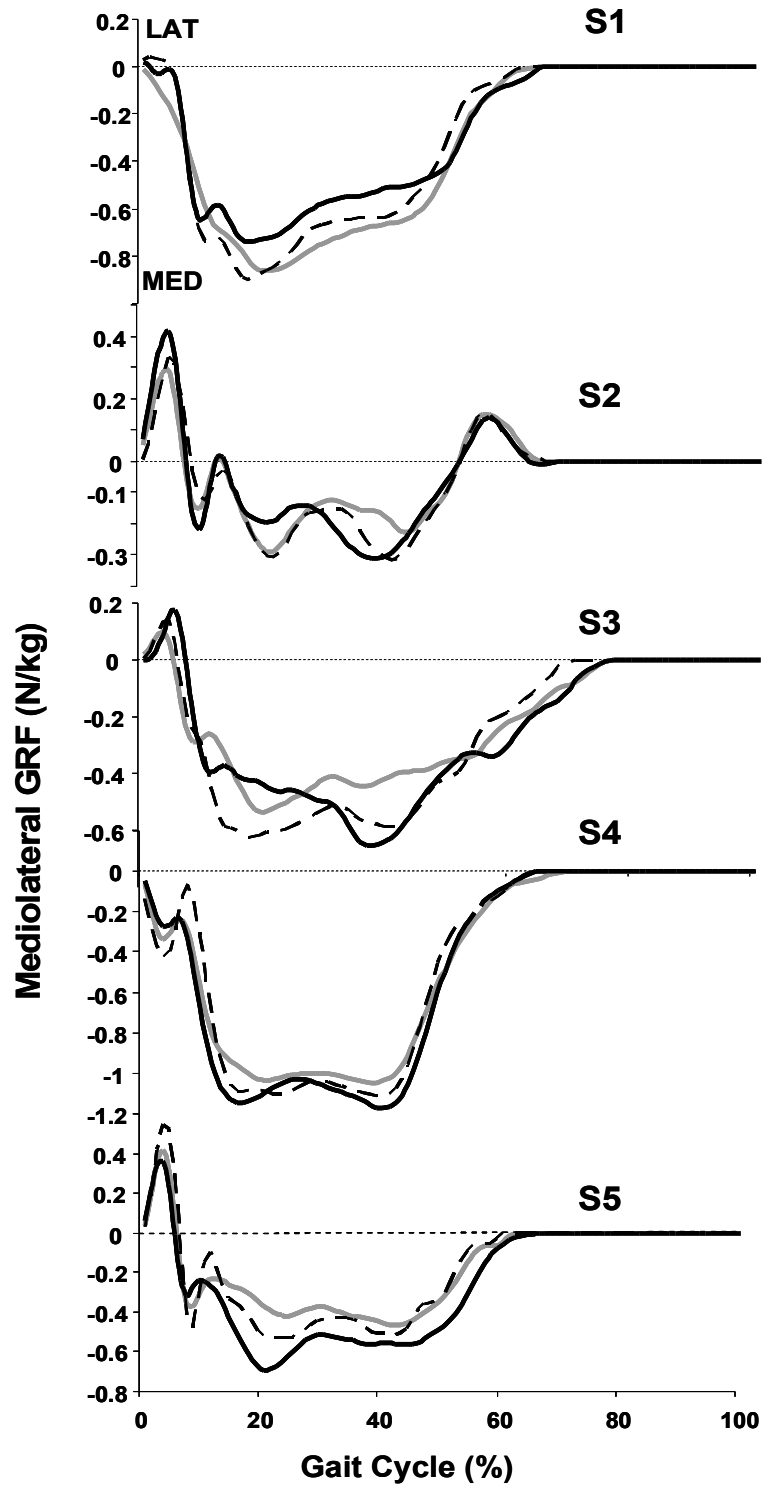


Figure 4.4: Mediolateral ground reaction forces (N/kg) for each stroke participant (S1 to S5) for the three conditions.

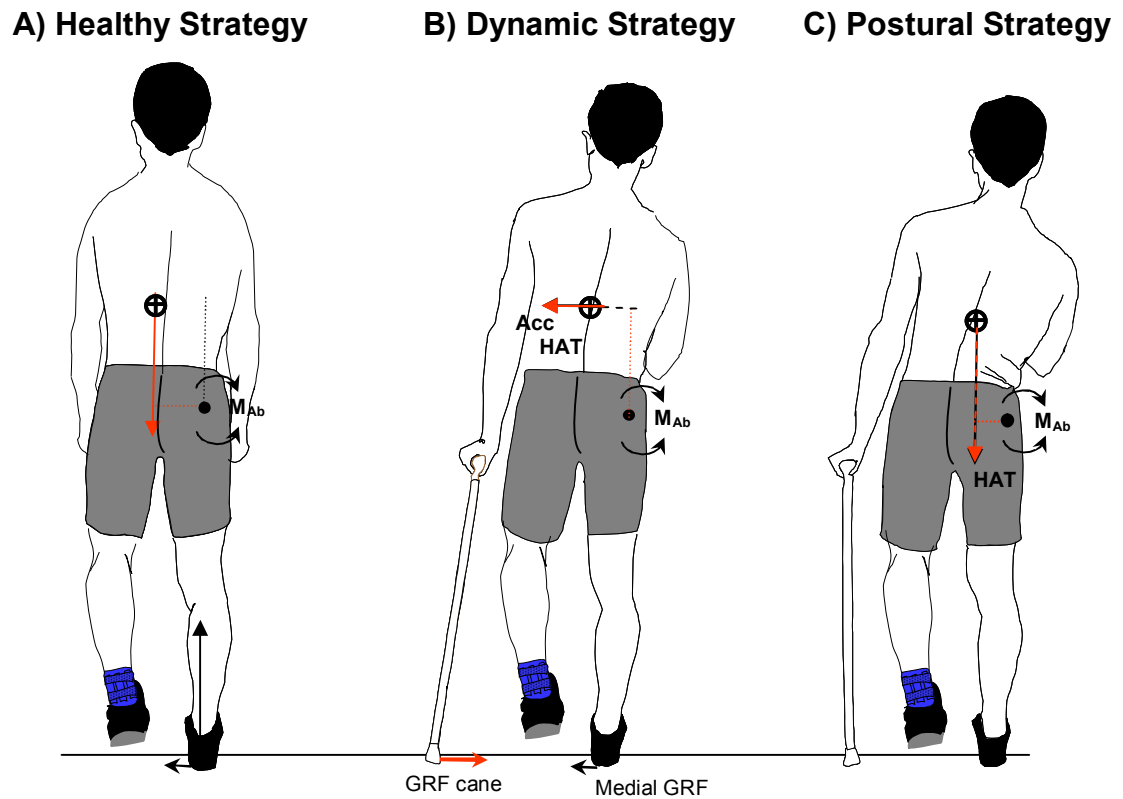


Figure 4.5: A) Healthy strategy: the additional load increases the hip abductor moment ( $M_{Ab}$ ) by increasing the weight of the segments that need to be balanced at the supporting hip. B) Dynamic strategy: the forces that may be modified to reduce the medial GRF (Ground reaction forces) under the supporting foot are shown. C) Postural strategy: the inclination of the trunk has the effect of decreasing the lever arm of the HAT (Head, Arms and Trunk) segment. Both strategies, B and C, reduce the mechanical moment at the hip. Acc: Acceleration.

**REFERENCES:**

- Heart and Stroke Foundation of Canada. The changing face of heart disease and stroke in Canada 2000. (1999). Ottawa, Canada.
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, *17*(2), 159-169.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*, *27*(1), 27 - 36.
- Bohannon, R., & Smith, M. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *PHYS THER*, *67*, 206-207.
- Borg, G., Holmgren, A., & Lindblad, I. (1981). Quantitative evaluation of chest pain. *Acta Medica Scandinavia, Suppl 644*, 43-45.
- Browning, R. C., Modica, J. R., Kram, R., & Goswami, A. (2007). The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *39*(3), 515-525.
- Carr, J., & Shepherd, R. (2003). *Stroke Rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skill*: Butterworth-Heinemann, Elsevier.
- Chen, Chen, H.-C., Tang, S. F.-T., Wu, C.-Y., Cheng, P.-T., & Hong, W.-H. (2003). Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *82*(12), 925-935.
- 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.
- Cruz, T. H., & Dhaher, Y. Y. (2009). Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors post-stroke. *Gait & Posture*, *30*(3), 312-316.
- De Bujanda, E., Nadeau, S., & Bourbonnais, D. (2004). Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, *13*(2), 58-69.
- Dean, C. M., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: A randomized, controlled pilot trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *81*(4), 409-417.
- Eng, J. J., & Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics*, *28*(6), 753-758.
- French, B., Thomas, L., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Forster, A., et al. (2010). Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of rehabilitation medicine*, *42*(1), 9-14.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., et al. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, *24*(1), 58-63.
- Hartman-Maeir, A., Soroker, N., Ring, H., Avni, N., & Katz, N. (2007). Activities, participation and satisfaction one-year post stroke. *Disability & Rehabilitation*, *29*(7), 559-566.

- Hodgson, C. (1998). Prevalence and disabilities of community-living seniors who report the effect of stroke. *Can Med Assoc J*, 159(6), S9-14.
- Hsu, A.-L., Tang, P.-F., & Jan, M.-H. (2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1185-1193.
- Jonkers, I., Delp, S., & Patten, C. (2009). Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait & Posture*, 29(1), 129-137.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2003). The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People With Stroke. *PHYS THER*, 83(1), 49-57.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & Posture*, 20(2), 140-146.
- Kollen, B. J., Rietberg, M. B., Kwakkel, G., & H., E. C. (2000). Effects of overloading of the lower hemiparetic extremity on walking speed in chronic stroke patients: A pilot study. *NeuroRehabilitation*, 14(3), 159-164.
- MacKinnon, C. D., & Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 633-644.
- Maguire, C., Sieben, J., Frank, M., & Romkes, J. (2010). Hip abductor control in walking following stroke -- the immediate effect of canes, taping and TheraTogs on gait. *Clinical Rehabilitation*, 24(1), 37.
- Mayo, N. E., Wood-Dauphinee, S., Côté, R., Durcan, L., & Carlton, J. (2002). Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 1035-1042.
- Mercer, V. S. P. T. P., Chang, S.-H. P. T. P., Williams, C. D. P. T., Noble, K. J. P. T., & Vance, A. W. P. T. (2009). Effects of an Exercise Program to Increase Hip Abductor Muscle Strength and Improve Lateral Stability Following Stroke: A Single Subject Design. [Report].
- Milot, M.-H., Nadeau, S., Gravel, D., & Requião, 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.
- Moseley, A., Stark, A., Cameron, I., & Pollock, A. (2005). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*(4), CD002840.
- Nadeau, S., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1999). Analysis of the Clinical Factors Determining Natural And Maximal Gait Speeds in Adults with a Stroke.
- Noble, J., & Prentice, S. (2006). Adaptation to unilateral change in lower limb mechanical properties during human walking. *Experimental Brain Research*, 169(4), 482-495.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., & McBride, I. D. (1994). Temporal, Kinematic, and Kinetic Variables Related to Gait Speed in Subjects With Hemiplegia: A Regression Approach. *PHYS THER*, 74(9), 872-885.
- Olney, S. J., & Richards, C. L. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture*, 4(2), 136-148.
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (1995). Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke*, 26(6), 982-989.

- Regnaux, J. P., Pradon, D., Roche, N., Robertson, J., Bussel, B., & Dobkin, B. (2008). Effects of loading the unaffected limb for one session of locomotor training on laboratory measures of gait in stroke. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 762-768.
- Royer, T. D., & Martin, P. E. (2005). Manipulations of Leg Mass and Moment of Inertia: Effects on Energy Cost of Walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 649-656.
- 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. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1204-1212.
- Selles, R. W., Bussmann, J. B., Klip, L. M., Speet, B., Van Soest, A. J., & Stam, H. J. (2004). Adaptations to mass perturbations in transtibial amputees: Kinetic or kinematic invariance? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(12), 2046-2052.
- Smith, J. D., & Martin, P. E. (2007). Walking patterns change rapidly following asymmetrical lower extremity loading. *Human Movement Science*, 26(3), 412-425.
- States, R. A., Pappas, E., & Salem, Y. (2009). Overground physical therapy gait training for chronic stroke patients with mobility deficits. [Systematic Review]. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(3).
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M.-H., Gravel, D., & Requião, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 769-778.
- Thibault, A., Forget, R., & Lambert, J. (1994). Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensations in children. A reliability study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 36, 796-812.
- Winter, D. A. (1991). Changes in gait with aging. [Comment Editorial]. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 16(3), 165-167.

## **CHAPITRE 5 : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES**

### **5.1 Force musculaire des fléchisseurs et extenseurs de hanche et score de perception**

Chez les participants hémiparétiques, la force des extenseurs de la hanche est plus élevée du côté non parétique, alors que celle des fléchisseurs de la hanche ne diffère pas entre les côtés. Les résultats d'un sujet n'ont pu être rapportés à cause d'un problème technique. Chez les sujets témoins, la force est similaire entre les deux côtés pour les deux groupes de muscles (Tableau 5.1).

Les participants hémiparétiques ont coté sur l'échelle de Borg un niveau d'effort plus intense au niveau des membres inférieurs dans les conditions de marche avec charge que dans la condition sans charge, excepté pour un sujet (H2). En général, cette intensité est plus élevée dans la condition où la charge est placée du côté non parétique, et ce pour les deux groupes de sujets (Tableau 5.2).

### **5.2 Cinématique et cinétique de la hanche parétique/non dominante dans le plan sagittal**

#### **5.2.1 Déplacements angulaires à la hanche**

Les excursions angulaires de la hanche des personnes hémiparétiques sont plus petites que celles du groupe contrôle: elles s'étendent entre 23.0° de flexion et 1.4° d'extension chez les participants hémiparétiques et entre 22.8° de flexion et 13.2° d'extension chez les sujets en santé ( $P < 0.05$ ). Aucun changement dans les angles de flexion/extension n'est observé entre les trois conditions pour les deux groupes (Figure 5.1 et Tableau 5.3A).

### 5.2.2 Moments nets à la hanche

Chez le groupe hémiparétique, l'amplitude du moment en extension à la hanche est augmentée et prolongée (0-40% vs 0-20%; Figure 5.1) par comparaison à celui des sujets témoins dans la première partie de la phase d'appui. Le moment fléchisseur des deux groupes est similaire.

Pour ce qui a trait à l'effet des conditions de marche, lorsque la valeur sommet du moment d'extension a été comparée entre les groupes et les conditions, une interaction a été observée ( $P < 0.05$ ). Les participants hémiparétiques marchant avec la charge du côté non parétique/dominant (condition L-CONT) montraient une augmentation du moment en extension au début de la phase d'appui (10% à 30%) avec une valeur sommet allant de 0.37 à 0.48 Nm/kg, alors que les sujets témoins ne montraient pas d'effet pour les trois conditions. La variable aire sous la courbe montrait le même comportement et variait de 0.15 à 0.21 Nm/kg.s chez le groupe de sujets hémiparétiques ( $P < 0.05$ ; Tableau 5.3B et Figure 5.1). Pour les deux groupes de sujets (tendance pour le groupe hémiparétique), le moment extenseur à la fin de la phase d'oscillation est augmenté pour la condition L-IPSI (témoins : valeurs de -0.08 à -0.11 Nm/kg).

Chez le groupe témoin, la valeur sommet du moment fléchisseur à la hanche à la transition de l'appui à l'oscillation était plus élevée pour la condition L-CONT (0.45 Nm/kg à 0.52 Nm/kg;  $P < 0.05$ ; Tableau 5.3B et Figure 5.1), alors que chez le groupe de sujets hémiparétiques, cette valeur ne différait pas entre les conditions.

### 5.2.3 Puissances musculaires à la hanche

Les profils moyens de puissances à la hanche ont montré des différences importantes entre les deux groupes de sujets. Les analyses ont révélé que ces différences étaient significatives pour le travail négatif des fléchisseurs de la hanche (absorption d'énergie, bouffée H2) pour les trois conditions montrant plus d'énergie absorbée pour le groupe témoin ( $P < 0.05$ ; Tableau 5.3B et Figure 5.1).

Pour les sujets hémiparétiques, seule la valeur de sommet de puissance produite par les extenseurs au début de la phase d'appui était affectée par la charge ipsilatérale avec des

valeurs plus élevées par rapport à la condition de marche sans charge ( $P < 0.05$ ). Pour le groupe témoin, les valeurs maximales de puissance des fléchisseurs (H3 à ~60% et le travail mécanique correspondant) montraient un effet de la charge avec des valeurs plus élevées pour la condition de marche avec charge du côté opposé (L-CONT;  $P < 0.05$ ; Tableau 5.3B et Figure 5.1).

### **5.3 Forces de réaction du sol antéro-postérieures**

Les analyses statistiques n'ont pas indiqué de différences entre les conditions pour les deux groupes de sujets. Cependant, la valeur sommet positive et l'aire sous la courbe pour la phase de poussée étaient significativement différentes entre les deux groupes de sujets : les sujets hémiparétiques ont montré une diminution importante des valeurs de cette portion des forces de réaction du sol antéro-postérieures ( $P < 0.05$ ; Tableau 5.3A).



Tableau 5.1: Force des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche participants hémiparétiques (H1-H5) et en santé (S1-S5).

Sujets (Genre)	Fléchisseurs (Nm/kg)		Extenseurs (Nm/kg)	
	Atteint/ Non-Dom.	Non-Att. / Dominant	Atteint/ Non-Dom.	Non-Att./ Dominant
H1 (M)	1.37	1.27	0.55	1.23
H2 (M)	1.46	1.46	0.70	2.02
H3 (M)	0.59	0.96	0.40	0.79
H4 (F)	-	-	-	-
H5 (M)	1.06	1.14	0.53	1.74
Moyenne (ÉT)	1.03 (0.40)	1.10 (0.31)	0.60 (0.17)	1.26 (0.63)
S1 (M)	1.19	1.43	1.03	1.08
S2 (M)	1.65	1.45	1.46	1.77
S3 (M)	0.89	0.85	0.92	1.07
S4 (F)	1.18	1.38	1.37	1.53
S5 (M)	1.32	1.16	1.78	1.33
Moyenne (ÉT)	1.24 (0.28)	1.26 (0.25)	1.31 (0.35)	1.36 (0.30)

Tableau 5.2: Scores individuels de perception de l'effort sur l'échelle de Borg (0-10) pour les trois conditions.

	Participants hémiparétiques (H)				Participants en santé (S)		
	Sans charge	Charge ipsi	Charge contro		Sans charge	Charge ipsi	Charge contro
H1	0.5	3	4	S1	0	1	2
H2	0	2	0	S2	0	0	0
H3	3	4	6	S3	2	4	5
H4	2	4	6	S4	0	1	1
H5	0.5	0.5	0.5	S5	0	0	0

Tableau 5.3A : Valeurs moyennes des forces de réaction du sol et des angles pour chaque groupe de sujets et chacune des conditions de marche.

PARAMÈTRES		Groupe hémiparétique (N=5)			Groupe témoin (N=5)			Différence entre les groupes
		No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)	No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)	
<b>FORCES A-P</b>								
Pic 1: Freinage (N/kg)	Moy	-0.96	-1.06	-1.25	-1.20	-1.14	-1.28	(*) (1,2,3)
	(ÉT)	(0.16)	(0.26)	(0.45)	(0.43)	(0.39)	(0.42)	
Pic 2: Poussée (N/kg)	Moy	0.41	0.35	0.38	1.35	1.30	1.31	
	(ÉT)	(0.38)	(0.35)	(0.35)	(0.50)	(0.34)	(0.44)	
Aire Freinage (N/kg.s)	Moy	0.30	0.30	0.35	0.33	0.30	0.33	
	(ÉT)	(0.13)	(0.12)	(0.14)	(0.09)	(0.07)	(0.08)	
Aire Poussée (N/kg.s)	Moy	0.11	0.11	0.10	0.29	0.32	0.30	
	(ÉT)	(0.12)	(0.11)	(0.11)	(0.09)	(0.07)	(0.09)	
<b>ANGLE</b>								
Max Flex. initiale (°)	Moy	-20.0	-21.3	-21.1	-21.1	-22.1	-21.3	(*) (1,2,3)
	(ÉT)	(6.4)	(7.3)	(7.9)	(4.9)	(4.2)	(5.6)	
Max Ext. appui (°)	Moy	1.4	0.3	1.7	13.2	13.8	12.2	
	(ÉT)	(9.2)	(10.3)	(9.4)	(5.0)	(3.4)	(5.0)	
Max Flex. Oscillation (°)	Moy	-23.0	-23.7	-23.0	-22.8	-23.3	-23.2	
	(ÉT)	(8.6)	(8.6)	(6.9)	(4.0)	(3.5)	(3.8)	
Étendue (°)	Moy	25.6	25.4	26.0	36.6	37.4	35.4	
	(ÉT)	(5.0)	(7.1)	(6.1)	(5.0)	(1.7)	(5.6)	

Abréviations : No-L, sans charge; L-CONT, charge controlatérale; L-IPSI, charge ipsilatérale; Moy, moyenne; ÉT, écart-type; Forces A-P, forces de réaction du sol antéro-postérieures; Fl, flexion; Ext, extension; Oscil., oscillation.

(\*): Interaction entre les groupes et les conditions ( $P < 0.05$ ).

Dans chaque groupe, les valeurs en gras diffèrent significativement de la condition No-L ( $P < 0.05$ ).

Dans la colonne “Différence entre les groupes”, les nombres indiquent les conditions qui diffèrent entre les groupes.

Tableau 5.3B : Valeurs moyennes des moments, des puissances et du travail pour chaque groupe de sujets et chacune des conditions de marche.

PARAMÈTRES	Groupe hémiparétique (N=5)			Groupe témoin (N=5)			Différence entre les groupes	
		No-L (1)	L-CONT (2)	L-IPSI (3)	No-L (1)	L-CONT (2)		L-IPSI (3)
<b>MOMENT HANCHE</b>								
Pic Ext. appui (N.m/kg)	Moy	-0.37	<b>-0.48</b>	-0.44	-0.34	-0.34	-0.42	(*) (2)
	(ÉT)	(0.21)	(0.18)	(0.17)	(0.14)	(0.15)	(0.15)	
Pic Flex. (N.m/kg)	Moy	0.38	0.39	0.38	0.45 <sup>2</sup>	<b>0.52</b>	0.44	
	(ÉT)	(0.29)	(0.34)	(0.31)	(0.16)	(0.18)	(0.20)	
Pic Ext. oscil. (N.m/kg)	Moy	-0.10	-0.09	-0.13	-0.08	-0.08	<b>-0.11</b>	
	(ÉT)	(0.12)	(0.05)	(0.07)	(0.05)	(0.06)	(0.05)	
Aire Ext. (N.m/kg.s)	Moy	0.15	<b>0.21</b>	0.18	0.09	0.09	0.09	(*) (1,2,3)
	(ÉT)	(0.14)	(0.12)	(0.14)	(0.06)	(0.07)	(0.06)	
Aire Flex. (N.m/kg.s)	Moy	0.16	0.16	0.17	0.21	0.23	0.20	
	(ÉT)	(0.10)	(0.12)	(0.10)	(0.12)	(0.12)	(0.11)	
<b>PUISSANCE HANCHE</b>								
Pic H1 (W/kg)	Moy	0.17	0.20	<b>0.26</b>	0.22	0.26	0.25	
	(ÉT)	(0.09)	(0.07)	(0.05)	(0.09)	(0.10)	(0.12)	
Pic H2 (W/kg)	Moy	-0.12	-0.14	-0.15	-0.21	-0.26	-0.20	
	(ÉT)	(0.12)	(0.16)	(0.13)	(0.14)	(0.14)	(0.13)	
Pic H3 (W/kg)	Moy	0.22	0.20	0.19	0.23	<b>0.29</b>	0.25	(*) (1,2,3)
	(ÉT)	(0.10)	(0.12)	(0.08)	(0.04)	(0.05)	(0.06)	
Pic Ext. fin (W/kg)	Moy	-0.06	-0.04	-0.04	-0.04	-0.06	-0.09	
	(ÉT)	(0.05)	(0.05)	(0.03)	(0.05)	(0.03)	(0.13)	
Travail H1 (W/kg.s)	Moy	0.05	0.05	0.06	0.05	0.06	0.05	
	(ÉT)	(0.03)	(0.03)	(0.03)	(0.03)	(0.03)	(0.03)	
Travail H2 (W/kg.s)	Moy	-0.02	-0.02	-0.02	-0.08	-0.09	-0.08	(*) (2,3)
	(ÉT)	(0.01)	(0.02)	(0.02)	(0.07)	(0.07)	(0.06)	
Travail H3 (W/kg.s)	Moy	0.06	0.06	0.05	0.05	<b>0.06</b>	0.06	
	(ÉT)	(0.02)	(0.03)	(0.02)	(0.01)	(0.02)	(0.02)	

La légende est identique à celle du tableau 5.3A.

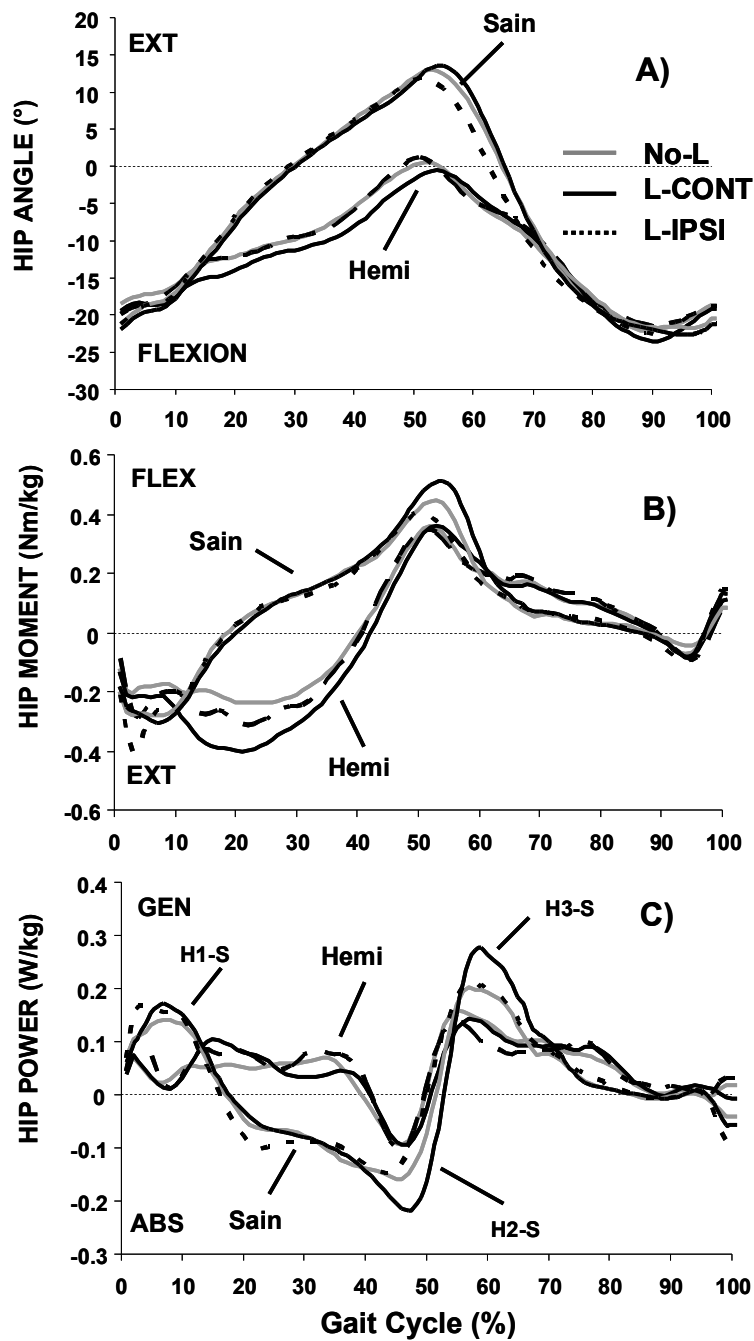


Figure 5.1: Moyenne de chaque groupe pour les trois conditions A) des angles de la hanche parétique (non-dominante) dans le plan sagittal. B) Moments nets et C) puissances. H1-S : 1<sup>er</sup> pic d'énergie dans le plan sagittal; H2-S : 2<sup>e</sup> pic d'énergie dans le plan sagittal; H3-S : 3<sup>e</sup> pic d'énergie dans le plan sagittal.

## CHAPITRE 6 : DISCUSSION

Les principaux résultats de ce projet de recherche ont été discutés dans l'article du présent mémoire (chapitre 4). Certaines parties des résultats ont également été présentées à des congrès locaux ou nationaux; les abrégés sont joints en annexe. Tout d'abord, le statut clinique des sujets ayant participé à l'étude sera brièvement présenté. Puis, ce chapitre du mémoire présentera les liens entre les hypothèses émises au départ, les résultats obtenus et les interprétations possibles de ceux-ci. Quelques points importants, déjà discutés dans l'article, seront repris dans cette section pour faire une synthèse des éléments de ce mémoire. Finalement, les limites de l'étude et les perspectives de recherche pour les prochaines études seront développées.

Les objectifs de ce mémoire étaient de déterminer les modifications du patron de marche liées à l'ajout d'une charge à la cheville chez des personnes hémiparétiques et en santé, et plus spécifiquement, de quantifier les effets de cette charge sur les paramètres temps-distance, la cinématique et la cinétique de la hanche parétique/non dominante dans les plans frontal et sagittal.

### 6.1 Statut clinique

Les cinq participants hémiparétiques, âgés en moyenne de 57.6 ans ( $\pm$  17.3), devraient avoir une condition stabilisée puisque leur AVC a lieu au moins deux ans avant l'étude (entre 24 et 315 mois) (Tableau 4.1; page 86). Ils avaient un stade de récupération motrice de modéré à sévère au niveau de la jambe parétique (3-5/7, médiane = 3) et du pied parétique (2-4/7, médiane = 3), évalué par le Chedoke McMaster Stroke Assessment. De plus, les sujets hémiparétiques présentaient une spasticité légère à modérée à la cheville telle que déterminée par l'échelle de Ashworth. Au niveau de l'équilibre, les participants hémiparétiques montrent des capacités modérées à bonnes selon le score sur l'échelle de Berg (40 à 55/56).

Les cinq sujets hémiparétiques, dont 4 avaient une canne, étaient indépendants à la marche, mais leur vitesse de marche étaient réduites par comparaison à celles des sujets témoins. Les vitesses de marche naturelle et maximale des sujets hémiparétiques correspondaient à 44.8% et 43.8% des vitesses chez les sujets témoins. Les valeurs de vitesse naturelle sont celles communément retrouvées dans la littérature (ex : (Chen, et al., 2003; Harris-Love, et al., 2001; S.J. Olney & Richards, 1996).

La force maximale des muscles de la hanche ne différait pas entre les côtés pour tous les participants, exceptés pour les muscles extenseurs de hanche, plus faibles du côté parétique chez les patients. La force maximale moyenne des muscles parétiques des sujets hémiparétiques était réduite comparativement à celle des sujets témoins : la force maximale moyenne des muscles abducteurs parétiques des sujets hémiparétiques correspond à 67.2% de la force maximale des sujets témoins, celle des extenseurs à 45.8% et celle des fléchisseurs à 83.1% (Tableaux 4.2 et 5.1; pages 87 et 102). En plus des autres déficits, la faiblesse musculaire observée chez nos sujets hémiparétiques expliquerait en partie la réduction de la vitesse de marche. En effet, Winter (1991) a montré, chez les personnes en santé, que les muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de hanche, par leur action concentrique, étaient les principaux générateurs d'énergie permettant d'accélérer le pas lors de la marche rapide (Winter, 1991a). D'autres auteurs ont également rapporté que la force des muscles de la hanche était un déterminant important de la vitesse de marche chez les sujets hémiparétiques (Hsu, et al., 2003; Nadeau, Arsenault, et al., 1999). En général, les données cliniques caractérisent bien l'hémiparésie observée chez les sujets de l'étude. Globalement, elles indiquent que les sujets évalués étaient modérément atteints et qu'ils avaient une certaine autonomie à fonctionner dans la communauté (Perry, et al., 1995).

## **6.2 Patron de marche des personnes hémiparétiques dans les plans sagittal et frontal**

Tous les participants ont été capables de marcher dans les trois conditions (avec et sans charge) durant l'évaluation de la marche d'une durée d'environ 4h avec des temps de repos entre les conditions de marche. Cette évaluation biomécanique de la marche avec et

sans charge a nécessité la pose de 28 marqueurs infrarouges et plusieurs points ont dû être sondés. Il faut rappeler que le système Optotrak est souvent utilisé comme mesure étalon pour évaluer la validité de critère d'autres systèmes ou méthodes d'analyse de mouvements et il est précis à plus de 0.1 mm lorsque les recommandations du fabricant sont suivies (Maletsky et al., 2007; States & Pappas, 2006). Cependant, cette précision ne tient pas compte du fait que les marqueurs sont placés sur la peau et qu'ils peuvent donc se déplacer (par exemple en raison d'une contraction musculaire). Ce problème est inhérent à l'analyse de mouvement avec marqueurs placés sur la peau (Ganjikia et al., 2000; Sati et al., 1996). Il peut être réduit en plaçant les marqueurs à des endroits où ils sont moins susceptibles de se déplacer faussement lors de la tâche (par exemple, sur des points osseux). D'autres types d'erreurs, comme l'imprécision de localisation d'un point anatomique spécifique, peuvent aussi augmenter les erreurs de mesures. Dans ce projet, ces aspects ont été pris en compte afin de garder la meilleure précision possible du système.

L'étude du patron de marche au sol a confirmé et complété les connaissances concernant les paramètres temps-distance, cinématiques et cinétiques chez les personnes hémiparétiques. Une diminution de la vitesse de marche, une asymétrie de longueur de pas et un temps d'appui parétique diminué sont retrouvés chez ces sujets. Une diminution des excursions angulaires, des valeurs sommets et moyennes des moments, des puissances et du travail mécanique a été observée chez les personnes hémiparétiques comparativement aux sujets en santé; toutefois, le profil des moments et des puissances est relativement similaire pour les deux groupes. Ces différences et les caractéristiques du patron de marche dans le plan sagittal des personnes hémiparétiques correspondent à celles retrouvées dans la littérature (Chen, et al., 2003; S.J. Olney & Richards, 1996; Teixeira-Salmela, et al., 2001). Cependant, dans le présent projet, il est possible d'associer la diminution des excursions angulaires dans le plan sagittal et certaines modifications des paramètres temps-distance, en partie, à la réduction de la longueur du cycle de marche des sujets hémiparétiques par rapport aux sujets en santé puisque la cadence était similaire entre les deux groupes. Il est donc possible d'affirmer ici que la diminution de la longueur du cycle, qui cause une diminution de la vitesse de marche, est une conséquence directe des déficiences et incapacités conséquentes à l'hémiparésie.

Parmi les modifications observées, deux méritent d'être soulignées avant de discuter des résultats dans le plan frontal. Premièrement, le moment extenseur durant l'appui est prolongé chez les personnes hémiparétiques pendant la marche sans charge. Considérant que la cadence est similaire entre les groupes, cela s'explique probablement par la position de la hanche (et probablement du tronc) qui demeure en flexion durant la majorité de la phase d'appui; ce n'est qu'au moment où l'angle de flexion/extension de hanche se rapproche de zéro (Figure 5.1; page 106) qu'un moment fléchisseur de hanche apparaît. Un moment extenseur prolongé a aussi été rapporté par d'autres chercheurs chez cette clientèle (Teixeira-Salmela, et al., 2001). La deuxième modification importante est la diminution de la composante antérieure des forces de réaction du sol, laquelle correspond à une diminution de la force de poussée (propulsion) du côté parétique. Ce résultat est en accord avec plusieurs études récentes (Balasubramanian et al., 2007; Bowden, et al., 2006; Turns et al., 2007). Balasubramanian et al. (2007) ont, par exemple, montré que la propulsion est associée à la symétrie de longueur de pas. Étant donné le déficit de propulsion du membre inférieur parétique, la longueur de pas des personnes hémiparétiques est asymétrique avec un pas parétique plus long. Deux des participants hémiparétiques de notre étude présentent cette caractéristique : la valeur de propulsion du membre inférieur parétique était proche de zéro et leur longueur de pas était fortement asymétrique. La longueur du pas parétique représentant approximativement le double de celle du pas non-parétique chez ces deux sujets. En général, il semble donc que les données des sujets hémiparétiques du présent projet sont en accord avec celles rapportées dans les études antérieures.

Peu de données de marche ont été publiées pour le plan frontal chez les sujets hémiparétiques. Au niveau cinématique, les sujets de l'étude de Cruz et al. (2009) présentaient un déplacement angulaire à la hanche majoritairement en abduction alors que dans le présent projet les sujets ont principalement la hanche parétique en adduction, plus près des valeurs rapportées par Kim & Eng (2004) (Cruz & Dhaher, 2009; Kim & Eng, 2004). Lors de l'oscillation, un seul de nos participants (S4) a présenté la bouffée supplémentaire de génération d'énergie des abducteurs de la hanche associée à une circumduction du membre inférieur selon Kim & Eng (2004) (G. Chen, et al., 2005; Kim &



Eng, 2004). La majorité des participants de la présente étude ne montrait pas de changements cinétiques, c'est-à-dire des moments et puissances, confirmant qu'ils n'utilisaient pas cette stratégie de circumduction pour amener le membre inférieur parétique vers l'avant en préparation au prochain pas. Par ailleurs, les autres modifications des paramètres du patron de marche correspondaient bien aux données retrouvées dans les études antérieures. Ainsi, les résultats dans le plan sagittal des participants hémiparétiques appuient les données de la littérature. L'analyse du patron de marche de ces participants dans le plan frontal confirme l'hypothèse stipulant que leur patron de marche différait de celui des sujets témoins ; plus précisément, des diminutions de l'excursion angulaire et de l'amplitude des moments et des puissances à la hanche ont été observées.

## **6.3 Marche avec une charge à la cheville**

### **6.3.1 Démarche de l'évaluation de la marche avec charge**

Un des objectifs de cette étude était de déterminer les effets d'une charge à la cheville lors de la marche. Placer la charge distalement visait à augmenter le niveau d'effort au niveau de la hanche en modifiant la masse et les propriétés inertielles du membre inférieur (Noble & Prentice, 2006). Sachant que la localisation et la masse de la charge modifient son moment d'inertie (Browning, et al., 2007; Royer & Martin, 2005), il était important d'uniformiser son placement sur le membre inférieur et de choisir une charge relative à la masse de la cuisse du sujet, 20% de la masse de la cuisse selon les normes de Dempster. Ceci diffère des études antérieures qui ont pour la plupart utilisé la même charge pour tous les sujets (Browning, et al., 2007; Haddad, et al., 2006; Noble & Prentice, 2006; Royer & Martin, 2005; Smith & Martin, 2007). Cette valeur de 20% de la masse de la cuisse a été choisie, car elle correspondait à l'augmentation des moments à la hanche constatée lors d'une marche à vitesse maximale des sujets hémiparétiques (Milot, et al., 2006). Elle devait donc suffire à augmenter le niveau d'effort et pouvait être déplacée par tous les sujets lorsqu'ils marchaient à vitesse naturelle.

Nous sommes confiants des résultats biomécaniques obtenus dans cette étude puisque nous avons porté une attention particulière à caractériser adéquatement l'ajout de la

charge dans le modèle anthropométrique. L'effet de la charge (gravité et inertie) sur le segment a été pris en compte dans l'analyse biomécanique en modifiant les paramètres du segment jambe en termes de localisation du centre de masse, de modification de la masse de la jambe et de changement du moment d'inertie. Cette correction a été rendue possible grâce à une procédure d'acquisition des données en laboratoire où le sac a été ajouté comme corps rigide au segment jambe: la masse de la charge a été ajoutée à celle de la jambe et le moment d'inertie de la charge a été combiné à celui de la jambe dans un calcul de dynamique inverse.

Pour ce projet de maîtrise, l'analyse de la marche a été restreinte au cycle de marche du côté parétique chez les sujets hémiparétiques et non dominant chez les sujets en santé. Les principales variables cinématiques et cinétiques ont été étudiées lors de la phase d'oscillation lorsque la charge était du côté évalué (ipsilatéral) et lors de la phase d'appui lorsque la charge était placée du côté opposé (controlatéral). De plus, lors de la marche avec une charge à la cheville, les changements observés sont très probablement dus directement à la charge et non à des changements cinétiques associés à des variations de vitesse de marche (incluant la cadence et la longueur du cycle), celle-ci n'ayant pas été affectée par la charge. Les modifications du patron de marche liées à la charge démontrent une capacité d'adaptation à court terme des sujets face à un changement de la condition de marche normale. Les résultats de ce projet présentent quelques similitudes avec d'autres études mais aussi des différences importantes.

### **6.3.2 Effets de la charge sur le patron de marche : paramètres temps-distance et cinématique de la hanche**

Tout d'abord, pour les paramètres temps-distance, les proportions d'appui avec une charge controlatérale et d'oscillation avec une charge ipsilatérale lors d'un cycle de marche augmentent avec l'ajout d'une charge chez les deux groupes de sujets, ce que corroborent plusieurs études sur des individus en santé (Browning, et al., 2007; Royer & Martin, 2005; Smith & Martin, 2007). Il faut souligner que certains auteurs ont constaté, après le retrait de la charge, des modifications de la vitesse de marche, de la cadence, de la longueur de pas, de la durée du cycle et de la phase d'appui chez des personnes hémiparétiques (Regnaux, et

al., 2008). Ces auteurs visaient l'évaluation des post-effets (maintien de l'adaptation) liés à la charge, tandis que le présent projet a évalué l'effet de la charge, ce qui explique probablement les différences dans les résultats temps-distance. Nos résultats confirment l'hypothèse que la charge ne modifie pas la vitesse de marche (ni la cadence, ni la longueur de cycle) mais les autres paramètres temps-distance.

En ce qui concerne la cinématique de la hanche dans les plans frontal et sagittal, quel que soit le côté où elle se trouve, la charge n'influence pas les déplacements angulaires à la hanche. Cette observation est plutôt nuancée dans la littérature : certains auteurs parlent d'invariance cinématique dans le plan sagittal pour des populations en santé et amputées trans-tibiales (Selles, et al., 2004), tandis que d'autres rapportent des changements cinématiques importants (Regnaux, et al., 2008) ou faibles (Noble & Prentice, 2006), dans le plan sagittal.

### **6.3.3 Effets de la charge sur le patron de marche : cinétique de la hanche (moments et puissances)**

Concernant les moments de force, l'augmentation du moment extenseur de la hanche à la fin de l'oscillation avec la charge ipsilatérale est le seul résultat commun aux études précédentes (Browning, et al., 2007; Noble & Prentice, 2006; Smith & Martin, 2007). Cette augmentation serait liée à la nécessité de ralentir le membre inférieur avec la charge avant le contact initial du talon. À l'opposé, alors que plusieurs auteurs ont démontré une augmentation du moment fléchisseur de hanche lors de la transition entre l'appui et l'oscillation afin de soulever le membre inférieur avec la charge (Browning, et al., 2007; Noble & Prentice, 2006; Smith & Martin, 2007), notre groupe témoin montre à cet instant du cycle de marche une augmentation du moment fléchisseur lorsque la charge est placée controlatéralement et non lorsque la charge est ipsilatérale. Ces changements ne sont pas dus à une position de hanche plus favorable à la contraction des fléchisseurs de hanche, i.e. un angle d'extension de hanche plus grand en fin de phase d'appui, étant donné que les résultats de nos sujets témoins ne montrent pas d'augmentation de l'extension de hanche ni de la longueur de pas. Toutefois, ces changements pourraient être associés au besoin d'osciller le membre inférieur plus rapidement. En effet, les résultats de l'article ont montré

que la durée du cycle (directement associée à la cadence) n'était pas différente entre les conditions. Considérant que la proportion du cycle associée à l'appui est plus grande, il faut que l'oscillation soit réalisée plus rapidement. Avec la charge controlatérale, les personnes en santé présentaient une phase d'oscillation non dominante raccourcie, qui pourrait expliquer une génération de force (moments et puissance) plus importante en début et fin d'oscillation pour maintenir une durée de cycle identique. Ainsi, l'augmentation du moment extenseur en fin d'oscillation pour ralentir la charge confirme une de nos hypothèses. L'apparition d'un plus grand moment fléchisseur à la fin de l'appui avec une charge controlatérale infirme notre hypothèse qui supposait que ce moment augmenterait avec une charge ipsilatérale pour soulever cette charge.

Les résultats complémentaires ont révélé que les moments d'extension de hanche parétique n'augmentent pas en début de phase d'appui lorsque la charge est ipsilatérale chez les participants hémiparétiques, alors que la génération de puissance est plus élevée en extension de hanche au début du cycle de marche. Une analyse des données associées au calcul de la puissance (moment et vitesse angulaire) révèle que cette augmentation est expliquée par un changement de la vitesse de déplacement angulaire de la hanche, plus élevée à cet instant de la tâche (résultats non présentés).

Les résultats complémentaires ont également montré que les participants hémiparétiques ont un moment extenseur plus élevé à la hanche en début d'appui lorsque la charge est placée du côté opposé. Cet instant correspond à l'instant où le transfert de poids se fait de la jambe postérieure à la jambe qui assure l'appui. Le contrôle de la charge au début de l'oscillation du membre chargé pourrait donc exiger un effort supplémentaire de stabilisation de la hanche, du bassin et du tronc. Les sujets témoins n'auraient pas à augmenter davantage leur moment extenseur avec la charge controlatérale, car ils utilisent un plus grand moment abducteur de hanche pour stabiliser leur bassin dans le plan frontal. Par contre, comme les personnes hémiparétiques diminuent leur moment abducteur avec la charge, ils pourraient devoir recruter un autre groupe musculaire pour assurer la stabilité du bassin durant l'appui; ils augmenteraient donc le moment extenseur de hanche. Ce groupe musculaire pourrait donc compenser la diminution du moment abducteur constatée chez ces

sujets dans la même condition de marche et suppléer en partie le rôle des abducteurs de hanche en "fixant" le bassin et la cuisse. Ce résultat est particulièrement important dans l'objectif d'une rééducation utilisant une charge pour renforcer les patients, chez qui les muscles extenseurs de la hanche hémiparétique présentent une force maximale réduite. L'hypothèse de départ n'est donc pas confirmée, puisqu'elle stipulait que la charge controlatérale augmenterait les moments abducteur et fléchisseur de hanche durant l'appui pour stabiliser le bassin, et non le moment extenseur.

Une des originalités de ce projet de recherche était d'analyser l'effet d'une charge placée sur le membre inférieur controlatéral sur la biomécanique de la hanche dans le plan frontal dans le but de voir si cet exercice pourrait être utilisé pour l'entraînement locomoteur des personnes hémiparétiques. Notre hypothèse présumait que lorsque la charge était placée du côté non parétique et que le participant oscillerait ce membre, il aurait besoin d'utiliser davantage les abducteurs de la hanche parétique pour maintenir le bassin en position et éviter un déséquilibre. Cet effort supplémentaire aurait donc dû augmenter le moment net à la hanche lors de la phase d'appui et principalement lors de la phase d'appui unipodal, celle-ci correspondant à l'oscillation du membre inférieur opposé (membre chargé). Cette hypothèse est vérifiée chez les sujets sains seulement, chez qui les résultats ont montré une augmentation du moment net en abduction pour tous les sujets du groupe par rapport à la condition contrôle. Chez les sujets hémiparétiques, contrairement à nos attentes, la charge a diminué le moment des abducteurs de hanche. Ce comportement opposé à celui des sujets témoins est surprenant et a nécessité une analyse détaillée des résultats afin de trouver l'origine de la diminution de ce moment, laquelle a été observée chez tous les sujets hémiparétiques.

Le sujet marchant sans canne (S1) n'ayant pas un résultat différent, l'utilisation de la canne ne s'est donc pas avérée l'élément clé pour expliquer la différence entre les deux groupes. Des études ont montré que marcher avec une canne facilite la stabilité des personnes hémiparétiques (Boonsinsukh, et al., 2009) et leur permet d'augmenter leur vitesse de marche (C.-L. Chen, et al., 2001; Kuan, et al., 1999). Cependant, il a été

démontré que, lors de la marche avec une canne, l'activité musculaire des grand et moyen fessiers, du tenseur du fascia lata et du vaste latéral du côté parétique diminuait en comparaison de l'activité musculaire présente lors de la marche sans canne (Buurke, et al., 2005; Maguire, et al., 2010). Nos sujets présentaient une diminution du moment abducteur par rapport aux sujets sains pour toutes les conditions correspondant à l'utilisation de la canne. Toutefois, il ne semble pas qu'ils ont accentué cette utilisation lors de la marche avec la charge controlatérale puisque les forces verticales ne différaient pas entre ces deux conditions.

Pour expliquer la diminution du moment abducteur lorsque la charge était placée du côté opposé au côté évalué, il a été possible de se référer aux travaux de McKinnon et Winter (1993), rapportant les termes mécaniques qui contribuent au moment net en abduction à la hanche (voir page 37) (MacKinnon & Winter, 1993). Selon ce groupe d'auteurs, le moment net à la hanche dans le plan frontal est influencé par deux éléments qui interagissent, le moment causé par la pesanteur des segments et l'accélération linéaire (médiolatérale) des segments proximaux à la hanche, ce dernier élément caractérisant les forces de réaction du sol (Winter, 1991a). À partir de ces travaux, il a donc été possible d'identifier deux stratégies utilisées par nos sujets hémiparétiques : une stratégie posturale et une stratégie dynamique. Ces deux stratégies ont été présentées dans l'article du mémoire de même que les arguments de ces choix. Les termes « posturale » et « dynamique » ont été retenus parce que la première stratégie est principalement expliquée par la position du tronc relativement à la hanche tandis que la deuxième est en lien avec les accélérations linéaires qui réfèrent à une composante dynamique de la marche. En analysant les données des forces de réaction du sol en médiolateral lors de la phase d'appui, il était assez apparent que les participants S1, S2 et S3 avaient un moment abducteur à la hanche et des forces de réaction qui montraient le même profil, expliquant ainsi la diminution du moment chez ces sujets et donc l'utilisation d'une stratégie dynamique. Chez les deux autres participants, comme les forces de réaction du sol étaient augmentées, il a été proposé qu'ils devaient utiliser un alignement des segments proximaux à la hanche afin de réduire l'effet de rotation de la pesanteur des segments par rapport à l'axe de la hanche (diminution du levier mécanique) entraînant une diminution du moment net en abduction. Il a été montré que ces

deux sujets avaient les plus grands écarts d'angle d'inclinaison latérale du tronc lors de la phase d'appui de la marche avec la charge controlatérale par comparaison à la marche sans charge. L'inclinaison latérale du tronc du côté parétique est une stratégie qui permet de réduire le moment abducteur à la hanche. Il s'agit d'une stratégie (posturale) qui est parfois utilisée par les sujets ayant une atteinte à la hanche pour réduire l'effort musculaire (Gaudreault et al., In press). Finalement, il a été possible de démontrer que les sujets pouvaient aussi utiliser une stratégie mixte (S3) pour réduire l'effet de la charge controlatérale sur le moment à la hanche du côté parétique.

Il est impossible pour le moment d'identifier les facteurs qui conduisent les sujets à préférer une stratégie plutôt que l'autre. Toutefois, les données semblent montrer que la vitesse de marche des sujets pourrait être une piste d'explications. En effet, les trois sujets les plus lents utilisaient la stratégie posturale. Ce paramètre devra être tenu en compte lorsque l'étude inclura plus de sujets afin d'en infirmer ou confirmer le rôle.

Dans ce projet, la perception de l'effort au niveau des membres inférieurs sur l'échelle de Borg a également été recueillie. Les résultats, présenté dans l'article et dans la section des résultats complémentaires, a montré que trois participants hémiparétiques ont jugé la marche avec la charge controlatérale plus difficile que la marche sans la charge ou avec la charge ipsilatérale. Chez ces trois patients, la perception d'effort additionnel pourrait être associée à l'augmentation du moment extenseur à la hanche puisque ces trois sujets en montraient une augmentation. Ils se pourraient aussi que cette perception d'effort additionnel reflète une plus grande difficulté de marcher avec la charge du côté non parétique. Il faut préciser que la condition de marche avec charge controlatérale est celle qui a montré le plus de modifications significatives du patron de marche. D'autre part, on ne peut exclure un effet de fatigue car la condition avec charge controlatérale a toujours été réalisée après la condition sans charge et avec charge ipsilatérale. Cependant, rappelons que les sujets ont tous reçu des repos fréquents et imposés afin de contrôler cette variable confondante.

## 6.4 Limites du projet de recherche

L'interprétation des résultats doit être nuancée en fonction des limites de ce projet. Tout d'abord, le petit nombre de sujets doit être considéré comme un élément méthodologique restreignant la généralisation des résultats. Il faut préciser que notre intention était de recueillir des données préliminaires. Malgré la petite taille d'échantillonnage, les participants d'un même groupe se sont avérés homogènes : les personnes en santé ont toutes montré une augmentation du moment abducteur de la hanche alors que les personnes hémiparétiques ont toutes montré une diminution du moment abducteur de la hanche parétique durant l'appui avec une charge placée controlatéralement. Cependant, chez les sujets hémiparétiques, les résultats montrent clairement que les stratégies utilisées pour déplacer la charge pouvaient différer d'un sujet à l'autre. Trois stratégies ont été identifiées et devront être confirmées ou infirmées par des études futures incluant un plus grand nombre de participants.

Contrairement aux études précédentes, la charge utilisée dans le présent projet était individualisée (3% de la masse corporelle). Toutefois, sa configuration ne permettant pas une charge supérieure à 2,5 kg pourrait être une limitation, car pour 4 sujets sur 10 cela correspondait à seulement 2,5% de leur poids corporel. Il se pourrait donc que la charge n'ait pas été suffisante pour le développement d'un effort musculaire plus important. D'autre part, cette charge de 3% pourrait constituer un effort plus grand chez les sujets hémiparétiques en raison de la faiblesse musculaire. Cet élément devra être considéré dans la suite de cette étude.

L'analyse des données électromyographiques (EMG), recueillies mais non analysées, seront nécessaires ultérieurement pour compléter l'interprétation des résultats : elle permettra de vérifier, par exemple, si la diminution du moment abducteur chez les participants hémiparétiques est associée à une diminution de l'activité EMG des muscles abducteurs de hanche (moyen fessier et tenseur du fascia lata). L'activité EMG permettra aussi d'observer si la coactivation musculaire, souvent présente chez les personnes



hémiparétiques, est une stratégie utilisée pour stabiliser le bassin (lorsque la charge est controlatérale) ou pour déplacer la charge ipsilatérale.

Les résultats des sujets témoins ne correspondent pas tout-à-fait à des valeurs normales. En effet, la cadence de ces sujets était contrôlée à 72 pas/min, correspondant à la cadence moyenne des participants hémiparétiques; leur vitesse de marche lors de l'évaluation de la marche était donc plus lente que leur vitesse naturelle (0.73 vs 1.45m/s). Une cadence identique pour les deux groupes a permis une comparaison des résultats et les différences observées ont pu être reliées aux caractéristiques des sujets hémiparétiques. La basse vitesse de marche chez les groupes de sujets a réduit l'effet d'inertie de la charge. Dans les études futures, il serait intéressant d'évaluer différentes vitesses de marche afin de vérifier si le comportement des sujets est modifié. Plus particulièrement, à vitesse rapide, on devrait retrouver davantage de modifications des paramètres lors de l'oscillation avec la charge ipsilatérale. D'autres limitations ont été développées dans le chapitre 4 (article), comme l'utilisation d'une canne, l'absence de données sur les articulations du genou et de la cheville ainsi que dans le plan transversal. La poursuite des analyses de ces données permettra de mieux comprendre les stratégies des deux groupes de sujets.

## **6.5 Perspectives futures**

Le but de ce projet qui était de déterminer les modifications du patron de marche des personnes hémiparétiques marchant avec une charge visait aussi à savoir si une telle approche serait pertinente en rééducation pour améliorer la marche de ces personnes. Au vu des résultats, la charge augmente les phases d'appui unipodal et d'oscillation rendant le patron de marche moins asymétrique. Bien que les muscles abducteurs, ciblés par l'ajout d'une charge controlatérale, n'aient pas été davantage sollicités mécaniquement, les muscles extenseurs de hanche ont fourni un effort important durant l'appui. Il est donc en partie envisageable de renforcer certains muscles lors de la marche, mais ce n'est encore suffisant pour établir un programme d'entraînement à la marche avec une charge. Pour ce faire, il est nécessaire d'analyser plus précisément, et avec un plus grand échantillon, les stratégies utilisées par les personnes hémiparétiques pour déplacer le membre inférieur

chargé : s'intéresser aux articulations du genou et de la cheville parétiques, du membre inférieur non parétique, et aux mouvements de la hanche et du tronc dans le plan transversal afin de compléter les variables déjà interprétées. Les données électromyographiques amèneraient également des informations supplémentaires sur le rôle des muscles du membre inférieur lors de la marche avec une charge.

D'autre part, il serait aussi intéressant d'évaluer les mêmes sujets marchant avec et sans canne afin d'identifier plus précisément l'utilisation de celle-ci dans la marche avec charge. Une évaluation avec une canne instrumentée apporterait des renseignements précieux en ce sens. Qui plus est, avec notre petit nombre de sujets, il a été impossible de vérifier rigoureusement le rôle de la faiblesse musculaire proximale sur les stratégies utilisées. Il serait intéressant d'étudier des patients ayant différents degrés de faiblesse musculaire afin de déterminer si l'effet de la charge ipsi- et controlatérale serait le même.

## CONCLUSION

La persistance des déficits moteurs et la diminution de la performance à la marche chez les personnes ayant une hémiparésie consécutive à un AVC justifient l'intérêt des chercheurs de proposer de nouvelles approches d'entraînement. Qui plus est, les cliniciens se servent également des évidences scientifiques pour innover et utiliser des exercices qui devraient améliorer les capacités locomotrices de leurs clients. En ce sens, l'utilisation d'une charge placée sur le membre inférieur lors de la marche prend toute son importance, car elle combine un effort musculaire additionnel pour réduire la faiblesse musculaire et l'entraînement centré sur la tâche, une approche efficace pour améliorer la fonction. Toutefois, avant de promouvoir ce type d'intervention, il est opportun d'en évaluer les effets dans un contexte spécifique dans lequel il est possible de statuer sur les changements mécaniques réels résultant de l'utilisation d'une charge à la cheville sur les paramètres de la marche. C'est dans ce contexte de justification de nouvelle approche de traitement que s'inscrivait le présent projet.

Cette étude a comparé l'effet d'une charge sur les paramètres de marche dans les plans frontal et sagittal de sujets en santé et de sujets hémiparétiques. Elle a permis de quantifier les effets d'une charge à la cheville (ipsi- et controlatérale), sur la biomécanique de la hanche et du tronc, dans les plans frontal et sagittal, chez les deux groupes de sujets marchant à la même cadence, et de comparer les résultats à la marche sans charge.

Plusieurs différences ont été identifiées. Parmi celles-ci, la différence, observée dans le plan frontal au niveau du moment abducteur lorsque la charge était placée controlatéralement au côté évalué, est la plus importante. Ce résultat démontre, entre autres, que les participants hémiparétiques se comportent différemment des sujets témoins. La charge controlatérale n'augmente pas l'effort à la hanche dans le plan frontal et on observe même une réduction de cet effort. Nous avons proposé deux stratégies permettant d'expliquer la diminution du moment abducteur à la hanche chez les patients. Celles-ci ont été basées sur les travaux antérieurs d'auteurs qui se sont intéressés aux termes mécaniques qui influencent le moment en abduction à la hanche. Ainsi, une stratégie posturale et/ou

dynamique pourrait être utilisée par les patients. De plus, pour supporter la charge, les patients pourraient augmenter leurs moments extenseurs à la hanche au début de l'appui et utiliser ce groupe de muscles pour stabiliser le tronc et le bassin. Pour ce qui est de l'effet de la charge ipsilatérale, les résultats montrent très peu de changements des paramètres étudiés si ce n'est qu'une augmentation du moment extenseur à la hanche à la fin de l'oscillation probablement pour ralentir le membre inférieur et permettre l'appui subséquent.

Il est pertinent de rappeler qu'il s'agit de résultats préliminaires puisque nos groupes de sujets n'incluaient que 5 participants. Cependant, ces résultats apportent des pistes sur les prochaines analyses et études. Pour l'instant, les résultats de cette étude ne permettent pas de recommander cette approche pour augmenter la vitesse de marche des personnes hémiparétiques chroniques puisque l'ajout de charge ne semble augmenter que partiellement les efforts mécaniques (moments nets) à l'articulation de la hanche. Cependant, les résultats apportent sans contredit une réflexion sur les stratégies compensatoires utilisées dans le plan frontal de ces patients et contribuent donc dans ce sens au domaine d'études.

## BIBLIOGRAPHIE

Heart and Stroke Foundation of Canada. The changing face of heart disease and stroke in Canada 2000. (1999). Ottawa, Canada.

Canadian Stroke Network : <http://www.canadianstrokenetwork.ca/index.php/about/about-stroke/?lang=fr>. Consulté le 6.08.2010.

Stroke Center : <http://www.strokecenter.org/patients/stats.htm>. Consulté le 6.08.2010.

Fondation des maladies du cœur :

<http://www.fmcoeur.com/site/c.ntJXJ8MMIqE/b.3562179/k.9FCD/Statistiques.htm#acc>.

Consulté le 6.08.2010.

Ada, L., Canning, C. G., & Low, S.-L. (2003). Stroke patients have selective muscle weakness in shortened range. *Brain*, 126(3), 724-731.

Ada, L., Dean, C. M., Hall, J. M., Bampton, J., & Crompton, S. (2003). A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(10), 1486-1491.

Ada, L., Dorsch, S., & G, C. C. (2006). Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*(52), 241-248.

Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture*, 17(2), 159-169.

Andrews, A. W., & Bohannon, R. W. (2000). Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clinical Rehabilitation*, 14(1), 79-87.

Andrews, A. W., & Bohannon, R. W. (2003). Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(1), 125-130.

Balasubramanian, C. K., Bowden, M. G., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With Chronic Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 43-49.

- Bale, M., & Inger Strand, L. (2008). Does functional strength training of the leg in subacute stroke improve physical performance? A pilot randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 22(10-11), 911.
- Bastian, A. J. (2008). Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation. *Current Opinion in Neurology*, 21, 628–633.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*, 27(1), 27 - 36.
- Bogousslavsky, J., Bousser, M.-G., & Mas, J.-L. (1993). *Accidents vasculaires cérébraux*. Paris: Doin Éditeurs.
- Bogousslavsky, J., Van Melle, G., & Regli, F. (1988). The Lausanne Stroke Registry: analysis of 1,000 consecutive patients with first stroke. *Stroke*, 19(9), 1083-1092.
- Bohannon, R., & Smith, M. (1987a). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity *Phys Ther*, 67, 206-207.
- Bohannon, R., & Smith, M. (1987b). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *PHYS THER*, 67, 206-207.
- Bohannon, R. W. (2007). Muscle strength and muscle training after stroke. [Review]. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 39(1), 14-20.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Kaegi, C., Gravel, D., & Arsenault, B. A. (1997). Characterization of global synkineses during hand grip in hemiparetic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(10), 1117-1124.
- Boonsinsukh, R., Panichareon, L., & Phansuwan-Pujito, P. (2009). Light Touch Cue Through a Cane Improves Pelvic Stability During Walking in Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(6), 919-926.
- Borg, G., Holmgren, A., & Lindblad, I. (1981). Quantitative evaluation of chest pain. *Acta Medica Scandinavia, Suppl 644*, 43-45.
- Bourbonnais, D., & Vanden Noven, S. (1989). Weakness in patients with hemiparesis. *Am J Occup Ther*, 43(5), 313-319.
- Bowden, M. G., Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2006). Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke*, 37(3), 872-876.

- Brandstater, M. E., & Basmajian, J. V. (1987). *Stroke rehabilitation*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Browning, R. C., Modica, J. R., Kram, R., & Goswami, A. (2007). The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(3), 515-525.
- Brunnstrom, S. (1970). *Movement therapy in hemiplegia: neurophysiological approach*. New York: Harper and Row.
- Buurke, J. H., Hermens, H. J., Erren-Wolters, C. V., & Nene, A. V. (2005). The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait & Posture*, 22(2), 164-170.
- Callow, A. D. (2006). Cardiovascular disease 2005 -- the global picture. *Vascular Pharmacology*, 45(5), 302-307.
- Canning, C., G. , Ada, L., Adams, R., & O'Dwyer, N. (2004). Loss of strength contributes more to physical disability after stroke than loss of dexterity. *Clinical Rehabilitation*, 18(3), 300.
- Canning, C. G., Ada, L., & O'Dwyer, N. (1999). Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(1), 66-70.
- Capozzo, A. (1981). Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*(14), 411-425.
- Capozzo, A., Figura, F., Leo, T., & Marchetti, M. (1978). *Movements and mechanical energy changes of the upper part of the human body during walking*. Baltimore: University Park Press.
- Carr, J., & Shepherd, R. (2003). *Stroke Rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skill*: Butterworth-Heinemann, Elsevier.
- Chae, J., Yang, G., Park, B. K., & Labatia, I. (2002). Muscle Weakness and Cocontraction in Upper Limb Hemiparesis: Relationship to Motor Impairment and Physical Disability. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, pp. 241-248 vol. 16:.
- Chen, Chen, H.-C., Tang, S. F.-T., Wu, C.-Y., Cheng, P.-T., & Hong, W.-H. (2003). Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(12), 925-935.

- Chen, C.-L., Chen, H.-C., Wong, M.-K., Tang, F.-T., & Chen, R.-S. (2001). Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 43-48.
- 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.
- Chung, C. Y., Park, M. S., Lee, S. H., Kong, S. J., & Lee, K. M. (2010). Kinematic aspects of trunk motion and gender effect in normal adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 9.
- Connell, L., Lincoln, N., & Radford, K. (2008). Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical Rehabilitation*, 22(8), 758.
- Cramp, M. C., Greenwood, R. J., Gill, M., Rothwell, J. C., & Scott, O. M. (2006). Low intensity strength training for ambulatory stroke patients. *Disability & Rehabilitation*, 28(13), 883 - 889.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*, 5(1), 6-12.
- Crossman, A. R., & Neavy, D. (2004). *Neuroanatomie*. Paris: Elsevier SAS.
- Cruz, T. H., & Dhaher, Y. Y. (2009). Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors post-stroke. *Gait & Posture*, 30(3), 312-316.
- De Bujanda, E., Nadeau, S., & Bourbonnais, D. (2004). Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 13(2), 58-69.
- De Bujanda, E., Nadeau, S., Bourbonnais, D., & Dickstein, R. (2003). Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35(6), 259-264.
- Dean, C. M., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: A randomized, controlled pilot trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4), 409-417.



- Dodd, K. J., Wrigley, T. V., Goldie, P. A., Morris, M. E., & Grant, C. D. (1998). Quantifying lateral pelvic displacement during walking. *Clinical Biomechanics*, 13(4-5), 371-373.
- Dyer, J.-O., Maupas, E., de Andrade Melo, S., Bourbonnais, D., Fleury, J., & Forget, R. (2009). Transmission in heteronymous spinal pathways is modified after stroke and related to motor incoordination. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. *PLoS ONE [Electronic Resource]*, 4(1), e4123.
- Eng, J. J. (2004). Strength training in individuals with stroke. *Physiotherapy Canada*, 56, 189-201.
- Eng, J. J., & Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics*, 28(6), 753-758.
- Folstein, M., Folstein, S., & McHugh, P. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, 12(3), 189 - 198.
- Fortin, C., Nadeau, S., & Labelle, H. (2008). Inter-trial and test-retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 17(2), 204-216.
- French, B., Thomas, L., Leathley, M., Sutton, C., McAdam, J., Forster, A., et al. (2010). Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A Cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of rehabilitation medicine*, 42(1), 9-14.
- Gagnon, D., Nadeau, S., Noreau, L., Eng, J. J., & Gravel, D. (2009). Electromyographic patterns of upper extremity muscles during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 509-520.
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L. H., & de Guise, J. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *The Knee*, 7(4), 221-231.
- Gaudreault, N., Gravel, D., Nadeau, S., S., H., & Gagnon, D. (In press). Gait patterns comparison of children with Duchenne muscular dystrophy to those of control subjects considering the effect of gait velocity. *Gait & Posture*.

- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*, 5(3), 189-197.
- Gowland, C., deBruin, H., Basmajian, J. V., Plews, N., & Burcea, I. (1992). Agonist and Antagonist Activity During Voluntary Upper-Limb Movement in Patients with Stroke. *PHYS THER*, 72(9), 624-633.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., et al. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Haddad, J. M., Emmerik, R. E. A. v., Whittlesey, S. N., & Hamill, J. (2006). Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking. *Gait & Posture*, 23(4), 429-434.
- Harris-Love, M. L., Forrester, L. W., Macko, R. F., Silver, K. H. C., & Smith, G. V. (2001). Hemiparetic Gait Parameters in Overground Versus Treadmill Walking. *Neurorehabil Neural Repair*, 15(2), 105-112.
- Harris, M. L., Polkey, M. I., Bath, P. M., & Moxham, J. (2001). Quadriceps muscle weakness following acute hemiplegic stroke. *Clinical Rehabilitation*, 15(3), 274-281.
- Hartman-Maeir, A., Soroker, N., Ring, H., Avni, N., & Katz, N. (2007). Activities, participation and satisfaction one-year post stroke. *Disability & Rehabilitation*, 29(7), 559-566.
- Higginson, J. S., Zajac, F. E., Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Delp, S. L. (2006). Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics*, 39(10), 1769-1777.
- Hirasaki, E., Kubo, T., Nozawa, S., Matano, S., & Matsunaga, T. (1993). Analysis of head and body movements of elderly people during locomotion. *Acta Otolaryngol Suppl.*(501), 25-30.
- Hodgson, C. (1998). Prevalence and disabilities of community-living seniors who report the effect of stroke. *Can Med Assoc J*, 159(6), S9-14.
- Hsu, A.-L., Tang, P.-F., & Jan, M.-H. (2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1185-1193.

- Jonkers, I., Delp, S., & Patten, C. (2009). Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait & Posture*, *29*(1), 129-137.
- Kahn, J. H., & Hornby, T. G. (2009). Rapid and Long-term Adaptations in Gait Symmetry Following Unilateral Step Training in People With Hemiparesis. *PHYS THER*, *89*(5), 474-483.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2003). The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People With Stroke. *PHYS THER*, *83*(1), 49-57.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & Posture*, *20*(2), 140-146.
- Kim, C. M., Eng, J. J., MacIntyre, D. L., & Dawson, A. S. (2001). Effects of isokinetic strength training on walking in persons with stroke: A double-blind controlled pilot study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, *10*(6), 265-273.
- Kollen, B., Kwakkel, G., & Lindeman, E. (2006). Functional Recovery After Stroke: A Review of Current Developments in Stroke Rehabilitation Research. *Reviews on Recent Clinical Trials*(1), 75-80.
- Kollen, B. J., Rietberg, M. B., Kwakkel, G., & H., E. C. (2000). Effects of overloading of the lower hemiparetic extremity on walking speed in chronic stroke patients: A pilot study. *NeuroRehabilitation*, *14*(3), 159-164.
- Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., Riley, P. O., & Hodge, W. A. (1992). Trunk Kinematics During Locomotor Activities. *PHYS THER*, *72*(7), 505-514.
- Kuan, T.-S., Tsou, J.-Y., & Su, F.-C. (1999). Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(7), 777-784.
- Lam, T., Wirz, M., Lünenburger, L., & Dietz, V. (2008). Swing Phase Resistance Enhances Flexor Muscle Activity During Treadmill Locomotion in Incomplete Spinal Cord Injury. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *22*(5), 438-446.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait & Posture*, *15*(3), 244-255.

- Lamontagne, A., Richards, C. L., & Malouin, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *10*(6), 407-415.
- Lamoreux, L. W. (1971). Kinematic measurements in the study of human walking. *Bull Prosthet Res*(10), 83-84.
- Landau, W. M., & Sahrman, S. A. (2002). Preservation of Directly Stimulated Muscle Strength in Hemiplegia Due to Stroke. *Arch Neurol*, *59*(9), 1453-1457.
- Leibowitz, N., Levy, N., Weingarten, S., Grinberg, Y., Karniel, A., Sacher, Y., et al. (2008). Automated measurement of proprioception following stroke. *Disability & Rehabilitation*, *30*(24), 1829-1836.
- Lin, S.-I. (2005). Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(2), 197-203.
- MacKinnon, C. D., & Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, *26*(6), 633-644.
- Macko, R. F., Ivey, F. M., Forrester, L. W., Hanley, D., Sorkin, J. D., Katzel, L. I., et al. (2005). Treadmill Exercise Rehabilitation Improves Ambulatory Function and Cardiovascular Fitness in Patients With Chronic Stroke: A Randomized, Controlled Trial. *Stroke*, *36*(10), 2206-2211.
- Maguire, C., Sieben, J., Frank, M., & Romkes, J. (2010). Hip abductor control in walking following stroke -- the immediate effect of canes, taping and TheraTogs on gait. *Clinical Rehabilitation*, *24*(1), 37.
- Maletsky, L. P., Sun, J., & Morton, N. A. (2007). Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. *Journal of Biomechanics*, *40*(3), 682-685.
- 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.
- Mayo, N. E., Wood-Dauphinee, S., Côté, R., Durcan, L., & Carlton, J. (2002). Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *83*(8), 1035-1042.
- Mercer, V. S. P. T. P., Chang, S.-H. P. T. P., Williams, C. D. P. T., Noble, K. J. P. T., & Vance, A. W. P. T. (2009). Effects of an Exercise Program to Increase Hip

- Abductor Muscle Strength and Improve Lateral Stability Following Stroke: A Single Subject Design. [Report]. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 32(2), 6-15.
- 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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2), 184-193.
- Milot, M.-H., Nadeau, S., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (2008). Effect of increases in plantarflexor and hip flexor muscle strength on the levels of effort during gait in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 23(4), 415-423.
- Milot, M.-H., Nadeau, S., Gravel, D., & Requião, L. F. (2006). Bilateral Level of Effort of the Plantar Flexors, Hip Flexors, and Extensors During Gait in Hemiparetic and Healthy Individuals. *Stroke*, 37(8), 2070-2075.
- Milot, M.-H., Roy, G., Mercier, C., & Nadeau, S. (2004). La manifestation de la faiblesse musculaire chez l'adulte hémiparétique *Recherche interdisciplinaire en réadaptation et accident vasculaire cérébral Nouvelles perspectives théoriques et cliniques* (Vol. 1, pp. 55-66). Montréal: Les Publications du CRIR.
- Morris. (2004). Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 18(1), 27.
- Moseley, A., Stark, A., Cameron, I., & Pollock, A. (2005). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*(4), CD002840.
- Murray, M. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*(46), 290-333.
- Nadeau, S., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1999). Analysis of the Clinical Factors Determining Natural And Maximal Gait Speeds in Adults with a Stroke.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1999). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics*, 14(2), 125-135.
- Nadeau, S., Gravel, D., & Olney, S. J. (2001). Determinants, Limiting Factors, and Compensatory Strategies in Gait. *Critical reviews in physical and rehabilitation medicine*, 13(1), 26.

- Noble, J., & Prentice, S. (2006). Adaptation to unilateral change in lower limb mechanical properties during human walking. *Experimental Brain Research*, 169(4), 482-495.
- O'Sullivan, S. B., & Schmitz, T. J. (2007). *Physical Rehabilitation* (Fifth Edition ed.). Philadelphia: F.A Davis Company.
- Olney, S. J. (2005). Gait Training after Stroke: A Biomechanical Perspective. In K. Refshauge, L. Ada & E. Ellis (Eds.), *Science-Based Rehabilitation: Theories into Practice*. Sidney: Elsevier Science.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., & McBride, I. D. (1994). Temporal, Kinematic, and Kinetic Variables Related to Gait Speed in Subjects With Hemiplegia: A Regression Approach. *PHYS THER*, 74(9), 872-885.
- Olney, S. J., & Richards, C. L. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture*, 4(2), 136-148.
- Patten, C., Lexell, J., & Brown, H. E. (2004). Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41(3A), 293-312.
- Patterson, S. L., Rodgers, M. M., Macko, R. F., & Forrester, L. W. (2008). Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: A preliminary report. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(2), 221-228.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: SLACK Incorporated.
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (1995). Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke*, 26(6), 982-989.
- Petersen, N. T., Butler, J. E., Marchand-Pauvert, V., Fisher, R., Ledebt, A., Pyndt, H. S., et al. (2001). Suppression of EMG activity by transcranial magnetic stimulation in human subjects during walking. *The Journal of Physiology*, 537(2), 651-656.
- Plas, F., Viel, E., & Blanc, Y. (1989). *La marche humaine: Kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique* (4e ed.). Paris: Masson.
- Pollock, A., Baer, G., Pomeroy, V. M., & Langhorne, P. (2009). Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke (Review). *Cochrane Database of Systematic Reviews* 1, 1-93.

- Prassas, S., Thaut, M., McIntosh, G., & Rice, R. (1997). Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients. *Gait & Posture*, 6(3), 218-223.
- Regnaux, J. P., Pradon, D., Roche, N., Robertson, J., Bussel, B., & Dobkin, B. (2008). Effects of loading the unaffected limb for one session of locomotor training on laboratory measures of gait in stroke. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 762-768.
- Reisman, D. S., Bastian, A. J., & Morton, S. M. (2010). Neurophysiologic and Rehabilitation Insights From the Split-Belt and Other Locomotor Adaptation Paradigms. *PHYS THER*, 90(2), 187-195.
- Requião, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Gagnon, D. (2005). Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 393-405.
- Royer, T. D., & Martin, P. E. (2005). Manipulations of Leg Mass and Moment of Inertia: Effects on Energy Cost of Walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37, 649-656.
- 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. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1204-1212.
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., & Drouin, G. (1996). Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. *The Knee*, 3(4), 179-190.
- Saunders, D. H., Greig, C. A., Young, A., & Mead, G. E. (2009). Physical fitness training for stroke patients. [Systematic Review]. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(3).
- Saunders, J., Inman, V., & Eberhardt, H. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg*(35A), 543-558.
- Selles, R. W., Bussmann, J. B., Klip, L. M., Speet, B., Van Soest, A. J., & Stam, H. J. (2004). Adaptations to mass perturbations in transtibial amputees: Kinetic or kinematic invariance? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(12), 2046-2052.

- Smidt, G. L. (1971). Hip motion and related factors in walking. *Physical Therapy, 51*, 9-21.
- Smith, J. D., & Martin, P. E. (2007). Walking patterns change rapidly following asymmetrical lower extremity loading. *Human Movement Science, 26*(3), 412-425.
- States, R. A., & Pappas, E. (2006). Precision and repeatability of the Optotrak 3020 motion measurement system. *Journal of Medical Engineering & Technology, 30*(1), 11-16.
- States, R. A., Pappas, E., & Salem, Y. (2009). Overground physical therapy gait training for chronic stroke patients with mobility deficits. [Systematic Review]. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(3).
- Stokes, V., Andersson, C., & Forssberg, H. (1989). Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*(22), 43-50.
- Taylor, N. F., Goldie, P. A., & Evans, O. M. (1999). Angular movements of the pelvis and lumbar spine during self-selected and slow walking speeds. *Gait & Posture, 9*(2), 88-94.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., McBride, I., & Olney, S. J. (2001). Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *Journal of Rehabilitation Medicine, 33*(2), 53 - 60.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M.-H., Gravel, D., & Requião, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics, 23*(6), 769-778.
- Thibault, A., Forget, R., & Lambert, J. (1994). Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensations in children. A reliability study. *Developmental Medicine and Child Neurology, 36*, 796-812.
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand, 121*, 9-22.
- Turns, L. J., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationships Between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88*(9), 1127-1135.



- Tyson, S. F., Chillala, J., Hanley, M., Selley, A. B., & Tallis, R. C. (2006). Distribution of weakness in the upper and lower limbs post-stroke. *Disability & Rehabilitation*, 28(11), 715-719.
- van de Port, I. G. L. M., Wood-Dauphinee, S. P. P. T., Lindeman, E. P. M. D., & Kwakkel, G. P. (2007). Effects of Exercise Training Programs on Walking Competency After Stroke: A Systematic Review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(11), 935-951.
- Waters, R., Morris, J., & Perry, J. (1973). Translational motion of the head and trunk during normal walking. *Journal of Biomechanics*(6), 167-172.
- Whittle, M. W., & Levine, D. (1999). Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. *Human Movement Science*, 18, 681-692.
- Winter, D. A. (1991a). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological* (2nd ed.). Waterloo: University of Waterloo Press.
- Winter, D. A. (1991b). Changes in gait with aging. [Comment Editorial]. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 16(3), 165-167.
- Yavuzer, G., Geler-Külcü, D., Sonel-Tur, B., Kutlay, S., Ergin, S., & Stam, H. J. (2006). Neuromuscular Electric Stimulation Effect on Lower-Extremity Motor Recovery and Gait Kinematics of Patients With Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 536-540.
- Yen, C.-L., Wang, R.-Y., Liao, K.-K., Huang, C.-C., & Yang, Y.-R. (2008). Gait Training Induced Change in Corticomotor Excitability in Patients With Chronic Stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 22(1), 22-30.

## **ANNEXE 1 : 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-295-0507** intitulé :

**« Entraînement de la capacité locomotrice par l'approche de production d'efforts additionnels à la hanche lors de la marche sur tapis roulant chez des personnes présentant une faiblesse musculaire chronique d'origine neurologique: une preuve de concept ».**

Présenté par: **Sylvie Nadeau, Cyril Duclos, Carol Richards, Laurent Bouyer, Robert Forget, Julie Doyon.**

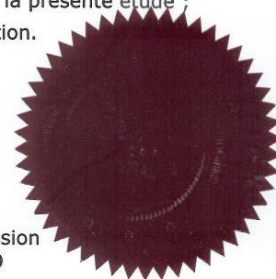
Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Ce projet se déroule dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.**

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.

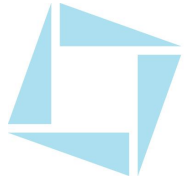
Me Michel T. Giroux  
Président du CÉR

Date d'émission  
9 août 2009



## **ANNEXE 2 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT**

III



INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Gingras-Lindsay-de-Montréal



**ANNEXE – 5a**

Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche

**Sujets présentant une hémiparésie**

**TITRE DU PROJET :**

Quantification of the effects of mass during walking with and without body weight support in persons with chronic hemiparesis

**RESPONSABLES :**

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

Cyril Duclos, Ph.D Étudiant postdoctoral, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)

**OBJECTIF DU PROJET :**

Le présent projet concerne la réalisation d'une étude de l'efficacité d'une intervention destinée à améliorer la marche de personnes présentant une hémiparésie. L'objectif spécifique de cette étude est d'évaluer l'impact de l'augmentation de l'effort (charge additionnelle) produit par la jambe atteinte lors d'un entraînement de marche sur tapis roulant sur la locomotion. Un deuxième objectif est d'obtenir des données concernant les mécanismes associés à l'éventuelle amélioration de la marche liée à cette intervention. Un groupe de patients hémiparétiques, présentant des déficits à la hanche, comme vous, suivra l'entraînement sur tapis roulant, avec et sans charge additionnelle. Les participants seront testés avant et après les deux types d'entraînement sur leurs capacités de marche et par différentes techniques (biomécanique, Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle, électrophysiologie). Des données obtenues chez des sujets sans atteinte sont également nécessaires pour interpréter certains résultats.

## **NATURE DE VOTRE PARTICIPATION :**

Vous êtes donc invité à participer à un projet de recherche évaluant les effets de deux types d'entraînement sur les capacités de marche de personnes avec une hémiparésie. Plusieurs tests seront réalisés pour analyser les différents mécanismes mis en jeu dans l'éventuelle amélioration de la marche. Plus spécifiquement, l'entraînement à la marche se fera sur tapis roulant pendant deux périodes de 4 semaines, avec et sans poids à la cheville atteinte. Quatre sessions d'évaluation seront réalisées avant et après les deux types d'entraînement. **Votre participation** à ce projet implique donc quatre sessions d'évaluations et deux périodes d'entraînement de 4 semaines chacune, pour une durée totale de **14 à 16 semaines**.

Chaque **session d'évaluation** comporte quatre parties distinctes :

1) Une évaluation clinique, à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), sis au 6300 Darlington (4<sup>ème</sup> étage). Cette évaluation, réalisée par un physiothérapeute, permettra d'évaluer votre force musculaire, vos mouvements, votre sensibilité aux jambes ainsi que votre équilibre, votre capacité à marcher et vos capacités respiratoires à l'aide de tests simples. Vous aurez aussi à remplir un questionnaire évaluant votre niveau d'activité. Lors de l'évaluation de votre force musculaire, vous aurez à produire différents efforts avec vos jambes sur un appareil appelé dynamomètre. Il s'agit d'un appareil qui permet de mesurer précisément la force maximale lorsque vous poussez avec différentes parties de vos jambes contre l'appareil. Pour cette évaluation de la force, vous serez assis ou couché et des courroies vous stabiliseront et empêcheront les mouvements de certaines parties de votre corps. Au total, vous aurez à réaliser environ 20 contractions avec les muscles de vos jambes de chaque côté du corps. Cette évaluation durera environ 3 heures. Lors de la première session, vos résultats seront analysés pour déterminer si vous êtes éligible à poursuivre l'étude. Dans le cas d'un avis négatif, le responsable du projet vous informera des raisons qui motivent le refus et votre participation à l'étude se terminera à cet instant. Dans le cas d'un avis positif, les trois évaluations suivantes seront réalisées au cours de la même semaine et vous participerez à l'ensemble de l'étude.

2) Une analyse de votre marche en laboratoire : La deuxième séance durera environ 4 heures et aura lieu au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles au 4<sup>e</sup> étage de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Lors de cette évaluation, nous évaluerons les caractéristiques de votre marche. Pour cela, nous collerons, à l'aide de ruban adhésif, des marqueurs sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc), permettant l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. De petites électrodes seront collées sur quatre (4) muscles de chacune de vos jambes afin d'enregistrer l'activité de ces muscles. Des caméras vidéographiques seront utilisées pour avoir une image des tâches que vous allez réaliser. Après ces installations, nous vous demanderons simplement de marcher à vitesse naturelle puis à vitesse maximale, et ce sans puis avec une charge additionnelle placée à la cheville atteinte. Pour chacune de ces conditions, au moins trois essais seront effectués pour un total d'environ 40 essais de marche sur une courte distance avec repos.

3) Une évaluation des réponses neurophysiologiques : La troisième séance durera environ 2 heures et aura également lieu au 4<sup>e</sup> étage de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), dans le laboratoire d'électrophysiologie humaine. Pour cette évaluation, nous collerons de petites électrodes sur trois (3) muscles de chacune de vos jambes afin d'enregistrer l'activité de ces muscles. Dans la première partie de cette séance, des stimulations électriques, non douloureuses, mais possiblement inconfortables, seront appliquées en haut de votre cuisse, alors que vous poussez modérément avec le bout du pied sur une pédale. Dans la deuxième partie, des stimulations magnétiques, indolores elles aussi, seront appliquées sur votre crâne. Ces stimulations provoquent une activité musculaire qui sera enregistrée et analysée.

4) Une évaluation de l'activité de votre cerveau : La quatrième séance durera environ deux heures et aura lieu à l'Unité de Neuroimagerie fonctionnelle de l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal, sis 4565 chemin Queen-Mary, à Montréal. Pour cette évaluation, vous effectuerez des mouvements des pieds, à différents niveaux de force, dans un scanner afin de déterminer l'activité cérébrale présente pour produire un mouvement. Plus d'explications vous seront données lors de cette évaluation et on vous demandera de signer un autre formulaire de consentement pour confirmer votre acceptation de cette évaluation.

**L'entraînement** consiste en 12 séances réparties sur 4 semaines consécutives. Au cours de chaque séance, d'une durée d'environ 1 heure, vous commencerez par une période de réchauffement de 10 minutes sur bicyclette stationnaire puis vous marcherez un total de 20 minutes entrecoupées de périodes de repos. Vous participerez à 2 périodes d'entraînement de 4 semaines. Au cours d'une de ces deux périodes, une charge, déterminée en fonction de la force mesurée au cours des évaluations de marche sera placée à votre cheville du côté atteint. Le but de ces deux entraînements sur tapis roulant est d'augmenter votre capacité à marcher. Les efforts à fournir seront augmentés selon vos capacités et votre amélioration. Votre rythme cardiaque et votre pression artérielle seront vérifiés régulièrement au cours des séances d'entraînement et des repos vous seront accordés régulièrement. On s'assurera que vous êtes confortable pour marcher sur le tapis roulant et que vous travaillez efficacement. L'entraînement sera fait par une physiothérapeute.

La première session d'évaluation aura lieu entre 4 et 6 semaines avant le début de la première période d'entraînement. Elle comprendra toutes les évaluations décrites ci-dessus, mais les séances 2 (analyse de la marche) et 4 (imagerie cérébrale) seront simplement des séances de familiarisation. La deuxième session aura lieu dans les 2 semaines précédant la première période d'entraînement et comprendra toutes les évaluations. La troisième session d'évaluation aura lieu au cours de la semaine séparant les deux périodes d'entraînement, et ne comprendra que les séances 1 (évaluation clinique) et 2 (analyse de la marche). La quatrième session d'évaluation aura lieu dans la semaine qui suit la fin de la deuxième période d'entraînement et comprendra toutes les évaluations. La durée totale sera donc comprise entre 14 et 16 semaines. Le questionnaire concernant vos activités vous sera également envoyé 6 mois après cette dernière évaluation et devra être complété et renvoyé dans un délai raisonnable.

#### **AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :**

En tant que participant, les seuls avantages que vous retirerez de votre participation sont la possibilité d'une amélioration de votre condition physique. Par ailleurs, votre participation aura contribué à l'avancement de la science.



**RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :**

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Toutefois, les premières séances d'entraînement pourraient entraîner une fatigue et des douleurs musculaires. Un système de harnais élimine les risques de chutes en cas de pertes d'équilibre au cours de l'entraînement. Dans quelques cas, lors des évaluations, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous aviserez un des membres de l'équipe de recherche qui pourra vous référer à un médecin.

Les contre-indications à l'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle ou aux stimulations magnétiques seront évaluées et sont un critère d'exclusion. Des informations plus précises sont indiquées dans le formulaire de consentement spécifique à l'étude lors de cette évaluation.

Il est également entendu que votre participation à cette étude n'aura aucun effet sur les éventuels services dont vous pourriez bénéficier à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) ou à l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal ou au Centre de réadaptation Lucie-Bruneau.

**INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :**

Il n'y a aucun risque additionnel associé aux techniques utilisées. Il se peut que les efforts demandés lors des évaluations en laboratoire et lors des entraînements provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire.

Les nombreux déplacements aux sites des différentes évaluations et le temps accordé aux évaluations et à la participation aux entraînements peuvent constituer des inconvénients importants pour certains participants. Toutes les mesures possibles pour vous rendre ces évaluations confortables seront prises.

**ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL :**

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical.

**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.

**CONFIDENTIALITE :**

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

**INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :**

On devra répondre, à votre satisfaction, à toute question que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec madame Sylvie Nadeau, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet, ou avec monsieur Cyril Duclos, Ph.D. en neurosciences et sciences biomédicales (réadaptation).

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 :**

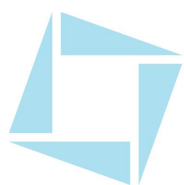
Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Bien que vous avez, en tout temps, le droit de vous retirer de l'étude, vous comprenez que votre engagement envers celle-ci se doit d'être sérieux, compte tenu de l'investissement et des ressources consacrées pour mener à bien cette recherche; 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 auxquels vous aurez droit à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), au Centre de réadaptation Lucie-Bruneau ou à l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal.

**CLAUSE DE RESPONSABILITÉ:**

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

**INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :**

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



INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Gingras-Lindsay-de-Montréal



## 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 :

- évaluation initiale incluant :
  - évaluation clinique et de marche en laboratoire
  - évaluation des réponses neurophysiologiques
  - évaluation activité du cerveau (IRMf)
- entraînement
- évaluations en cours d'entraînement et post-entraînement

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.

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

oui  non

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

oui  non

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

\_\_\_\_\_  
Nom du sujet

\_\_\_\_\_  
Signature de l'intéressé (e)

\_\_\_\_\_  
Signature d'un témoin

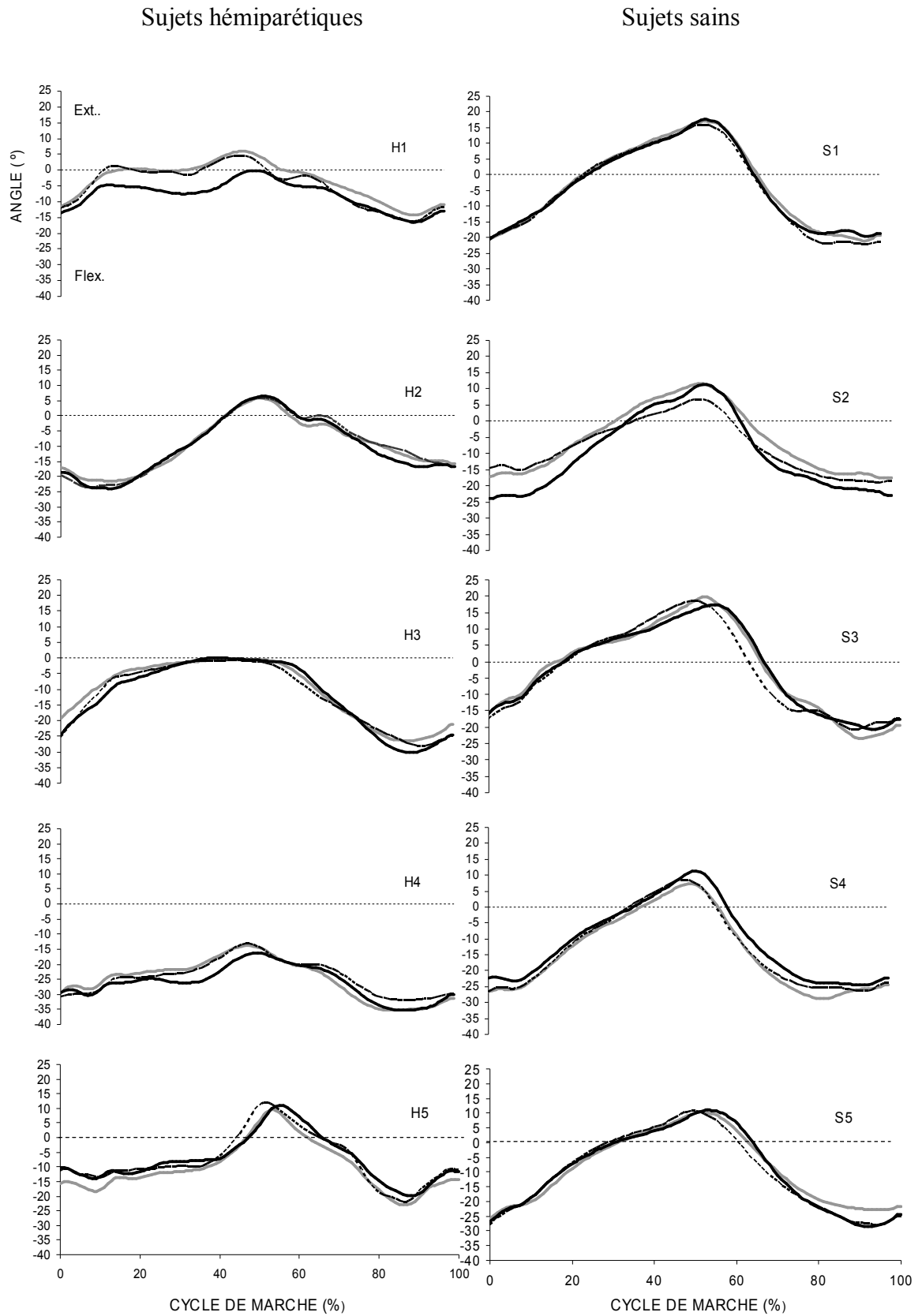
Fait à \_\_\_\_\_,

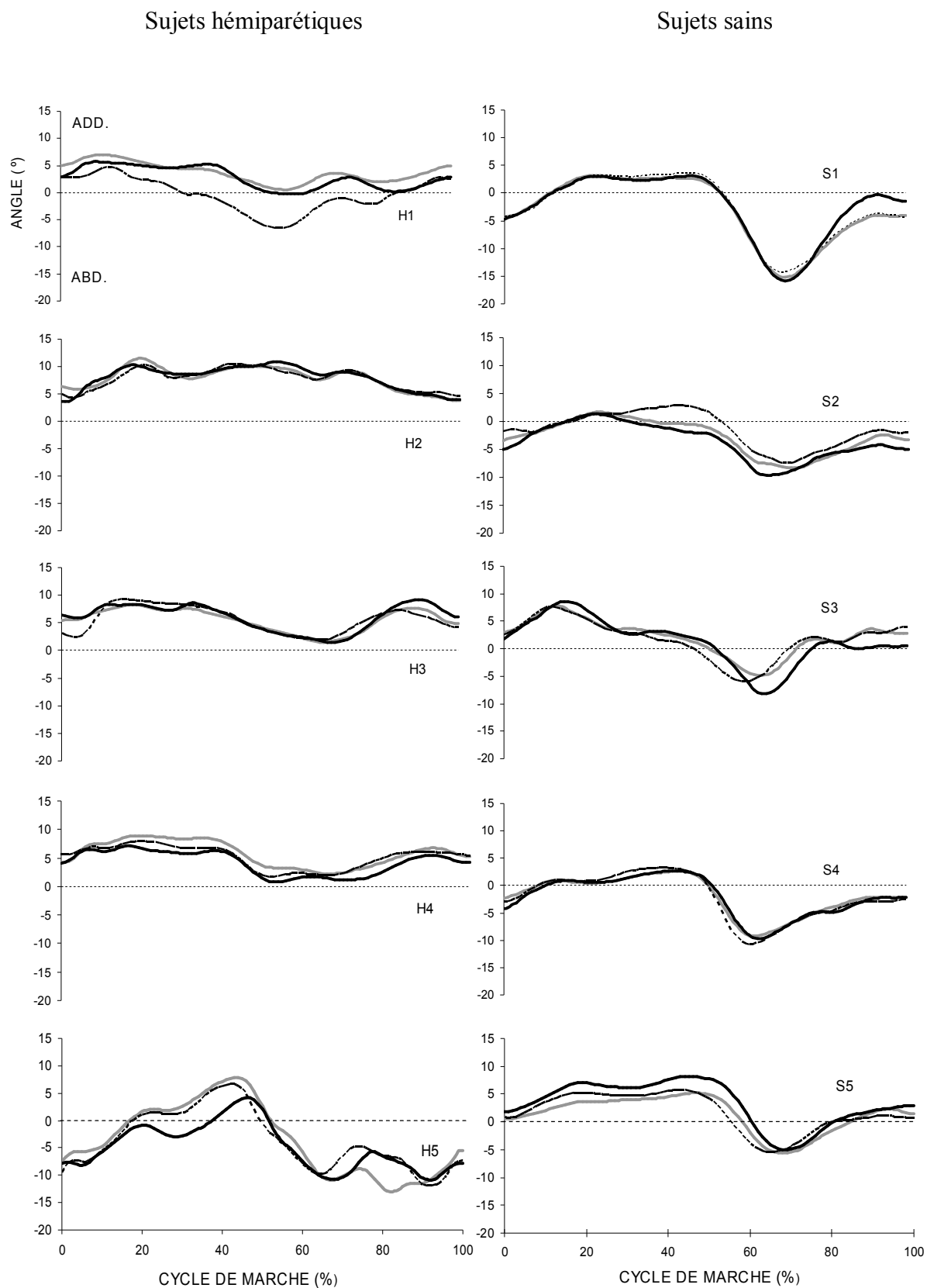
le \_\_\_\_\_, 20\_\_\_\_\_.

**ANNEXE 3 : FIGURES 1 À 10****Données individuelles des sujets hémiparétiques (H1 à H5) et des sujets en santé (S1 à S5) pour les trois conditions de marche**

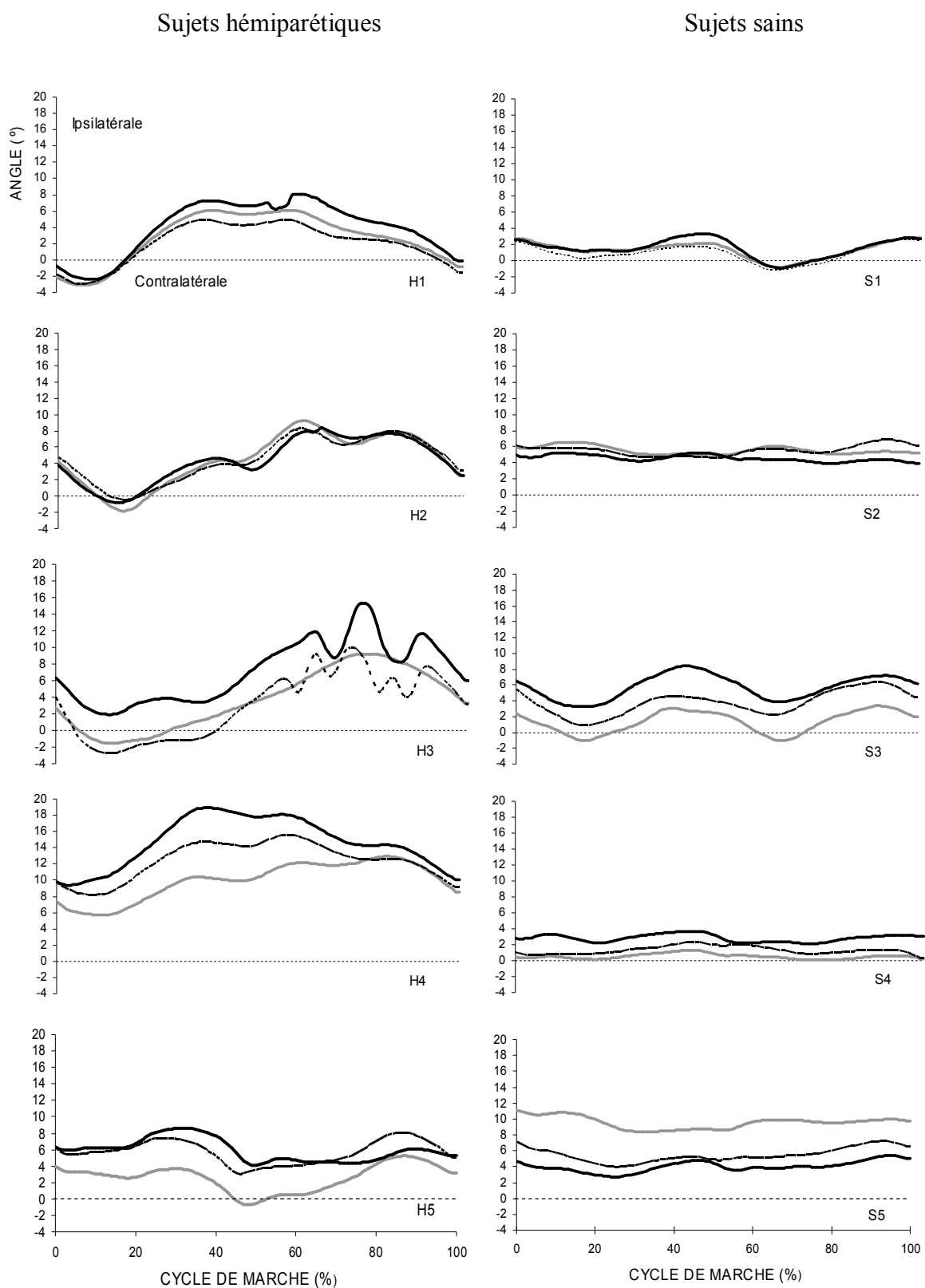
- Sans charge (No-Load)  
..... Charge ipsilatérale (L-IPSI)  
—— Charge controlatérale (L-CONT)

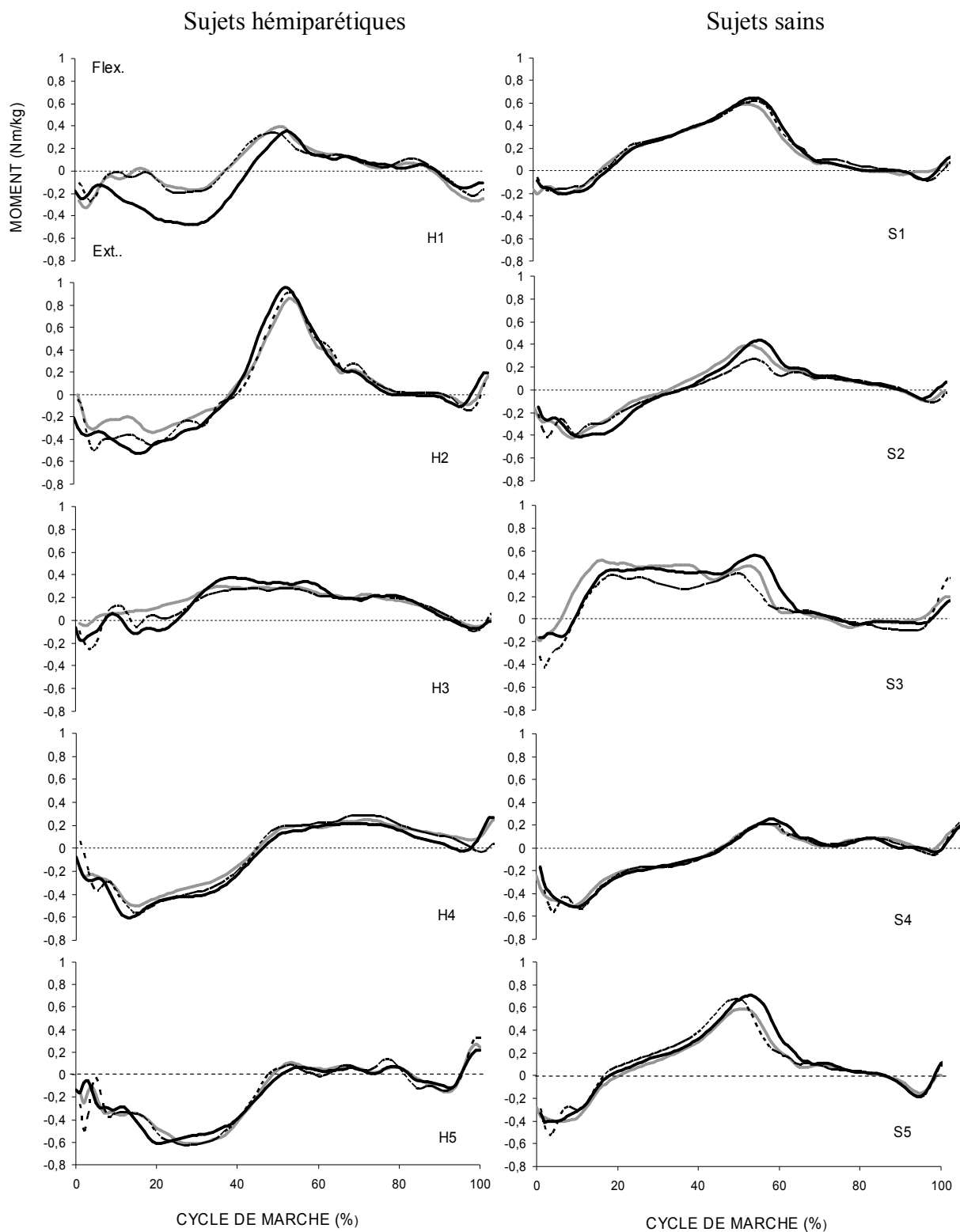
1. Angles à la hanche parétique / non dominante dans le plan sagittal
2. Angles à la hanche parétique / non dominante dans le plan frontal
3. Angles d'inclinaison du tronc dans le plan frontal
4. Moments nets à la hanche parétique / non dominante dans le plan sagittal
5. Moments nets à la hanche parétique / non dominante dans le plan frontal
6. Puissances nettes à la hanche parétique / non dominante dans le plan sagittal
7. Puissances nettes à la hanche parétique / non dominante dans le plan frontal
8. Forces de réaction du sol antéro-postérieures
9. Forces de réaction du sol verticales
10. Forces de réaction du sol médio-latérales

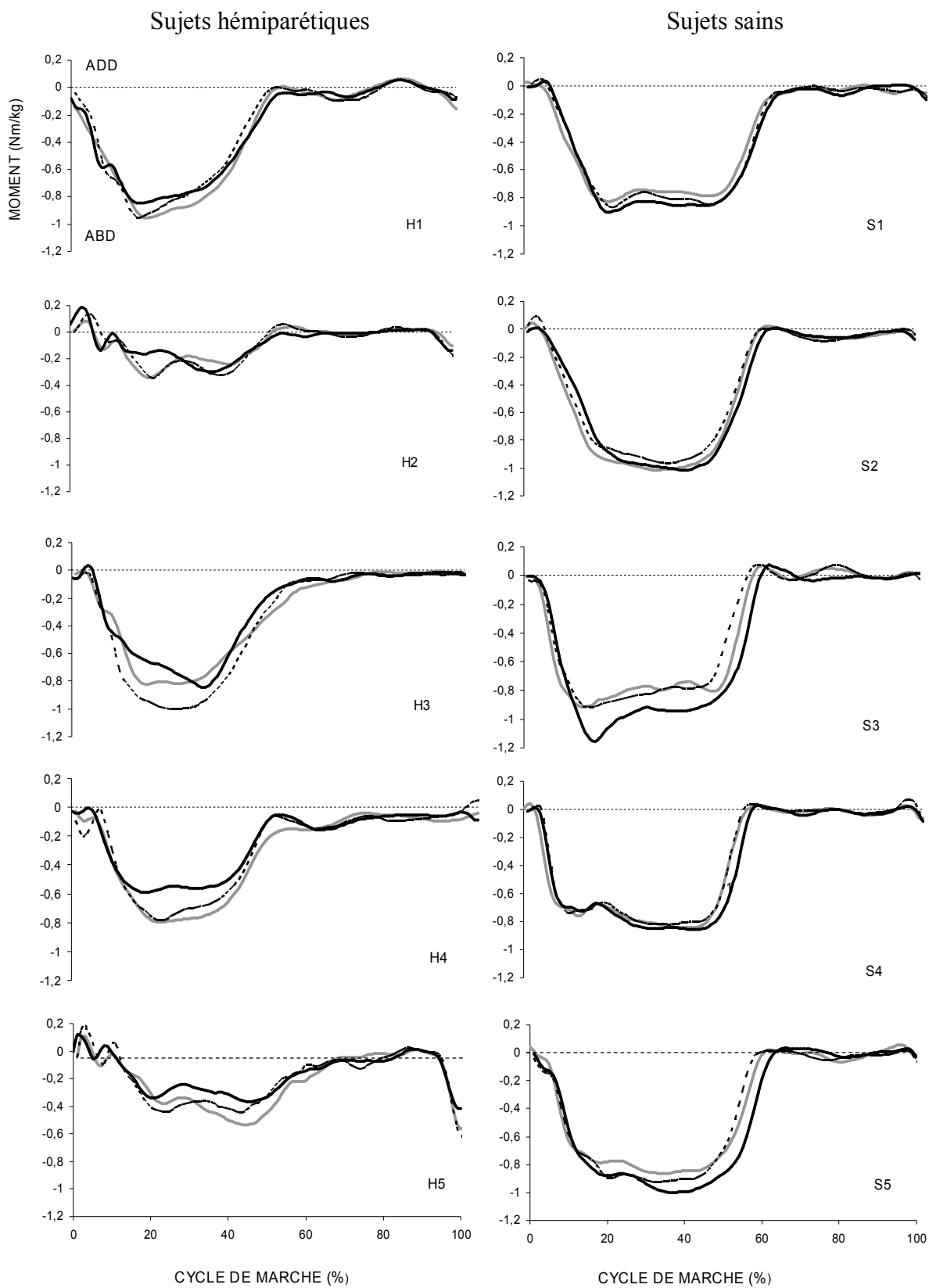
**Figure 1 : Angles de la hanche dans le plan sagittal**

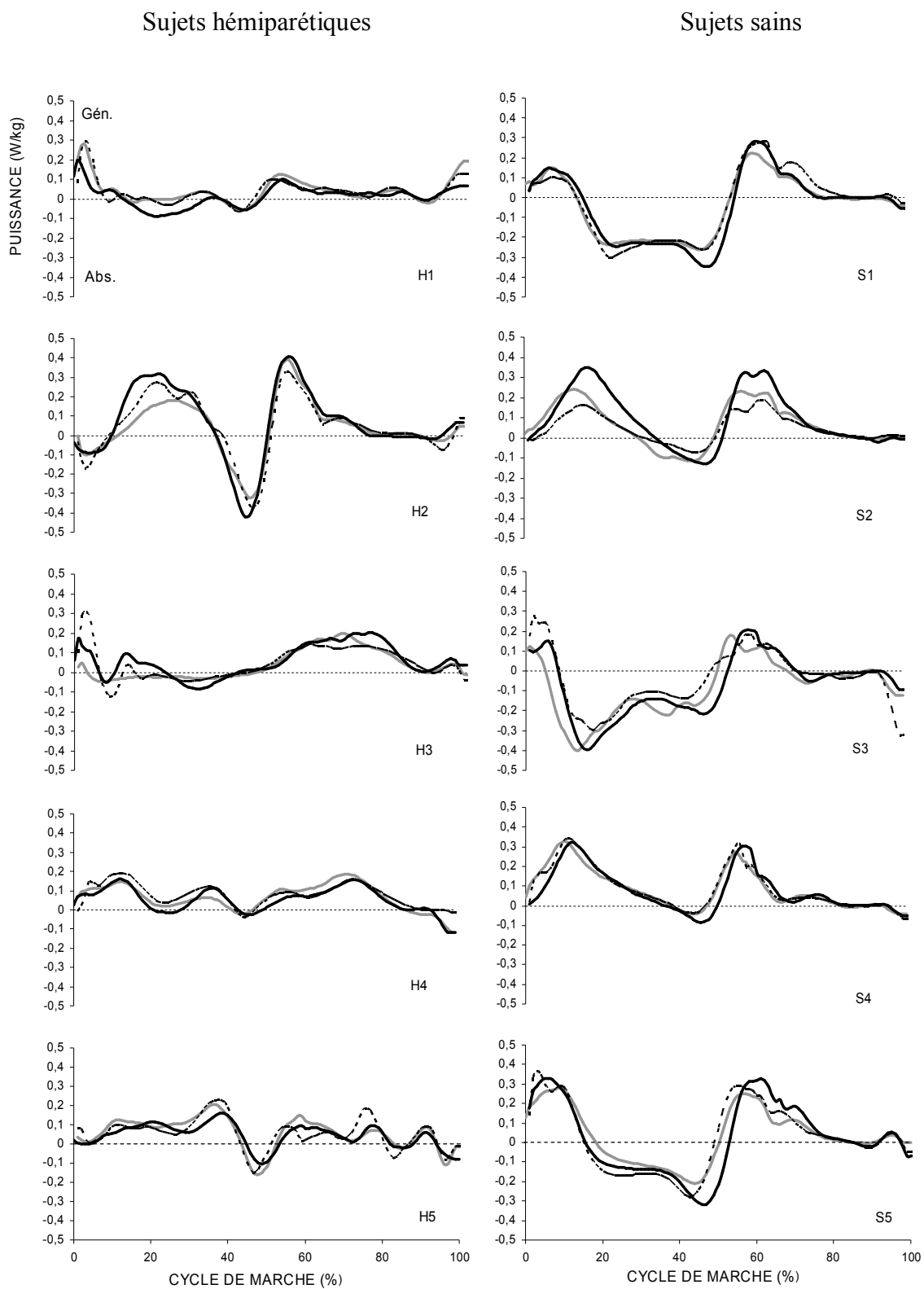
**Figure 2 : Angles de la hanche dans le plan frontal**

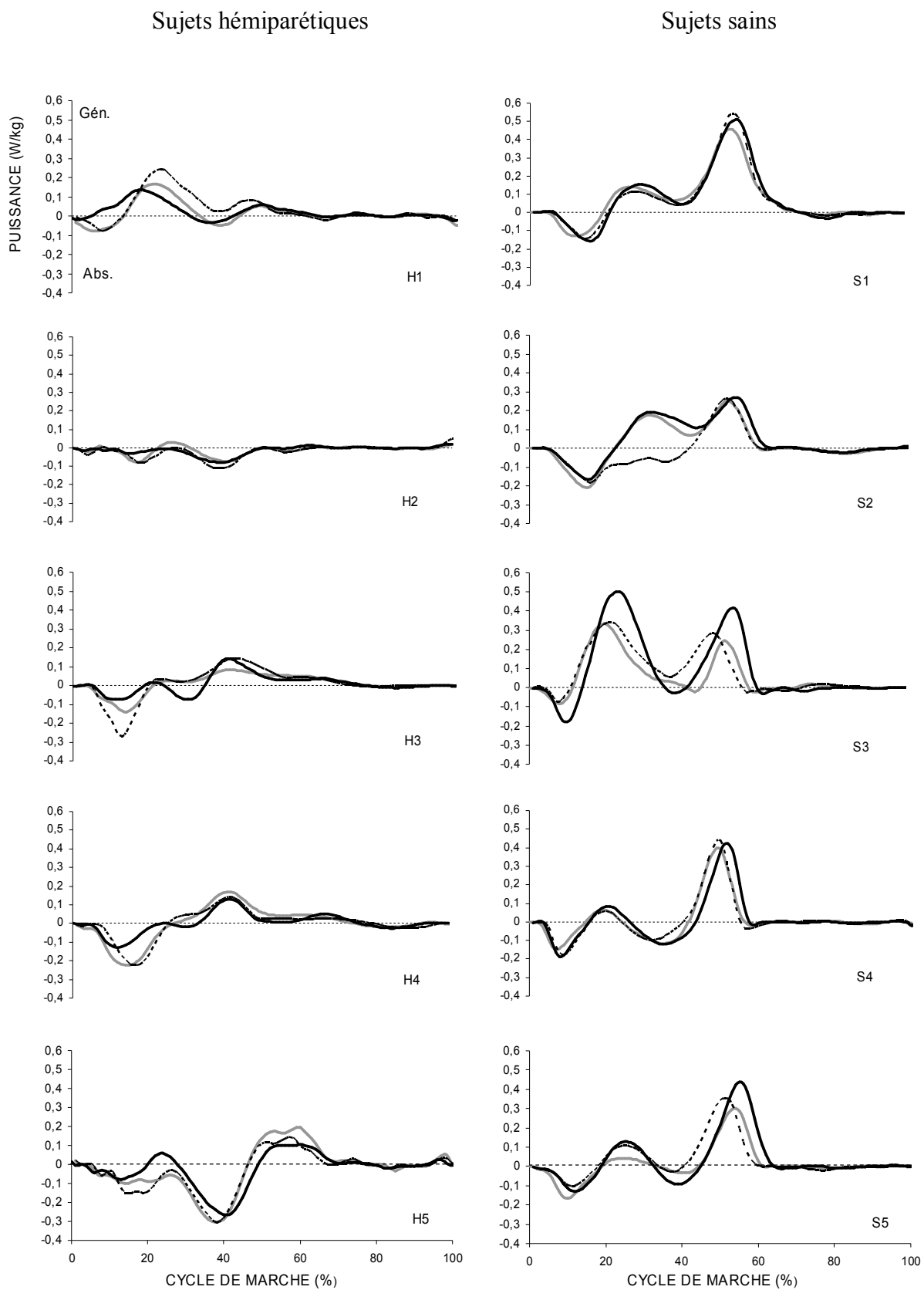


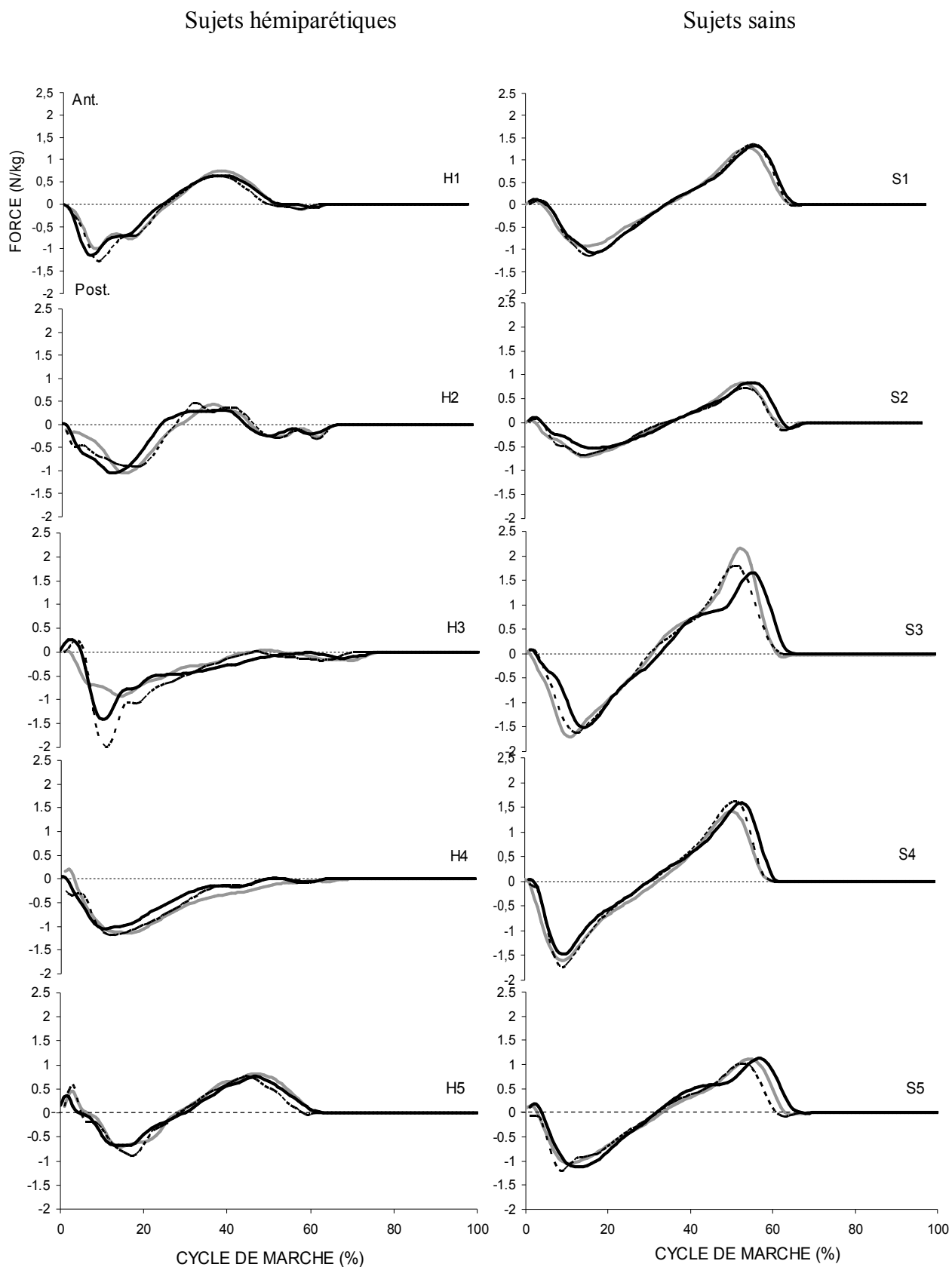
**Figure 3 : Angles du tronc dans le plan frontal**

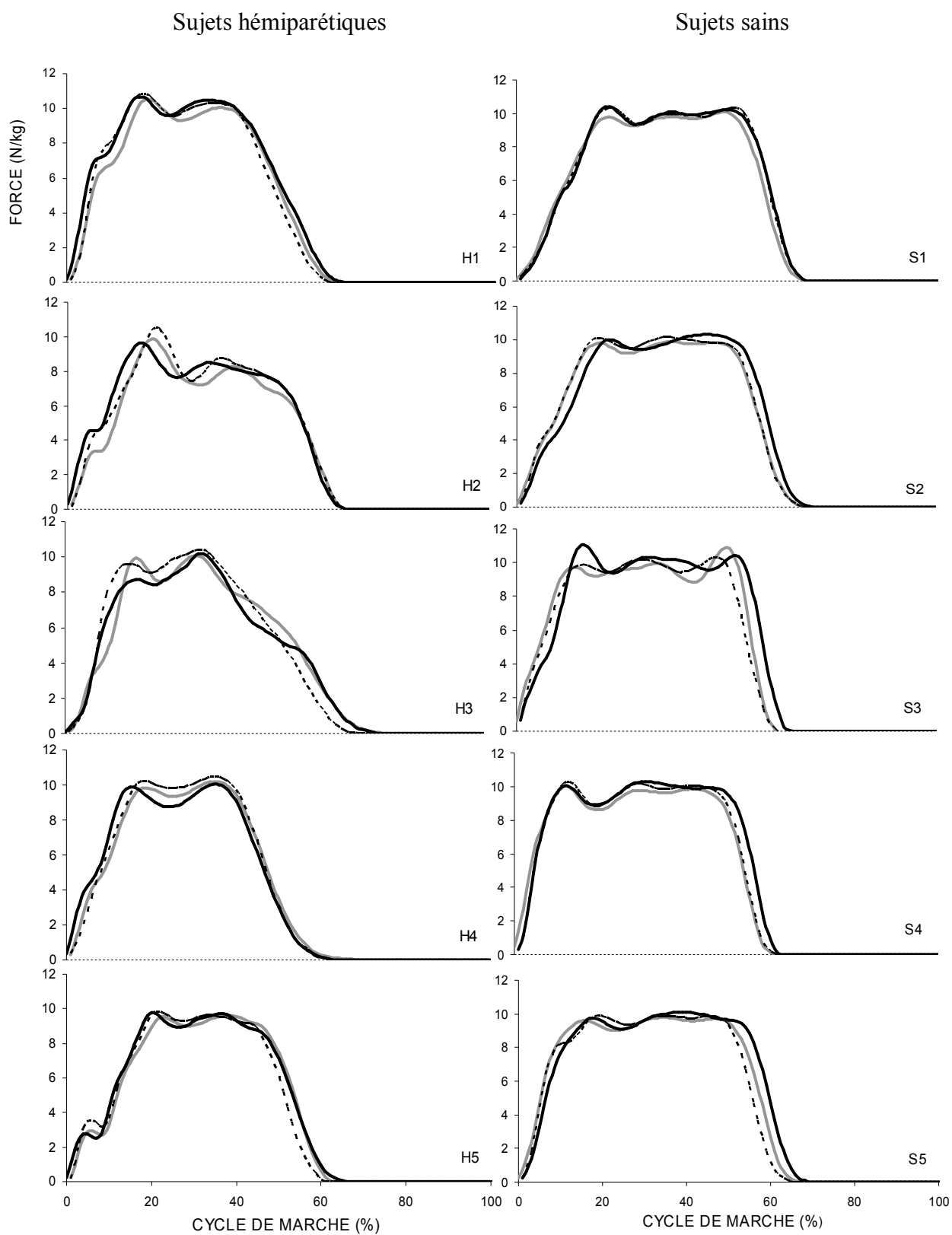
**Figure 4 : Moments de la hanche dans le plan sagittal**

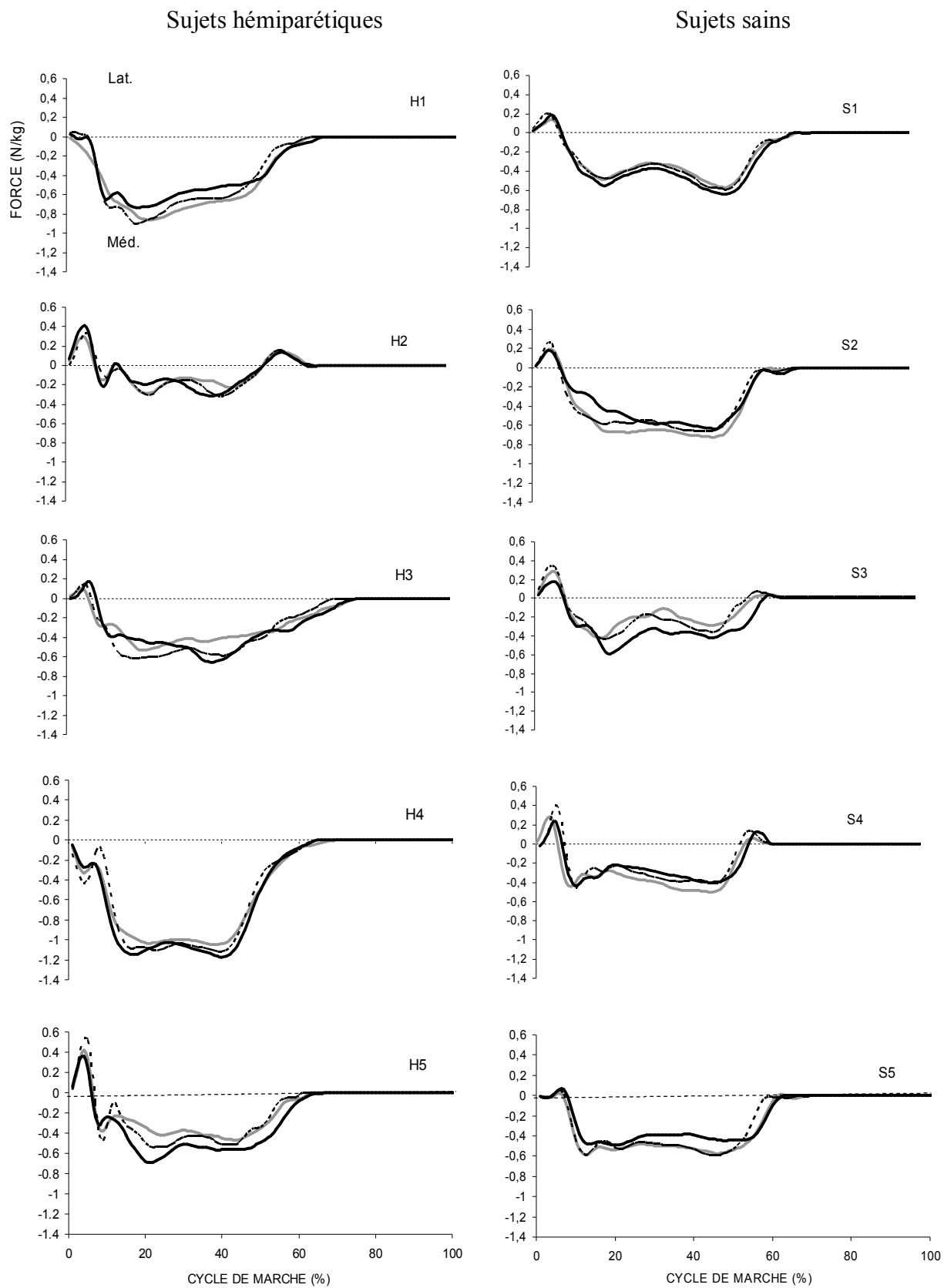
**Figure 5 : Moments de la hanche dans le plan frontal**

**Figure 6 : Puissances à la hanche dans le plan sagittal**

**Figure 7 : Puissances à la hanche dans le plan frontal**

**Figure 8 : Forces de réaction du sol antéro-postérieures**

**Figure 9 : Forces de réaction du sol verticales**

**Figure 10 : Forces de réaction du sol médio-latérales**



## **ANNEXE 4 : ABRÉGÉS**

1. Abrégé soumis à la Journée scientifique du REPAR le 7 mai 2010 à Montréal pour une présentation par affiche
2. Abrégé soumis au 12<sup>e</sup> colloque sur la recherche en réadaptation le 17 mai 2010 à l'école de physiothérapie et d'ergothérapie de l'Université McGill à Montréal pour une présentation orale
3. Abrégé soumis au congrès de la Société Canadienne de Biomécanique du 9 au 12 juin 2010 à Kingston (ON) pour une présentation orale

## **1. Effets de l'application de charges aux membres inférieurs sur le patron de marche des personnes hémiparétiques chroniques.**

**Auteurs :** MIÉVILLE Carole, DUCLOS Cyril, NADEAU, Sylvie

Université de Montréal, École de réadaptation; Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), laboratoire de pathokinésiologie ([www.pathokin.ca](http://www.pathokin.ca)).

**Introduction :** Placer une charge au niveau du membre inférieur pour renforcer certains muscles clés lors de la rééducation de la marche est une approche intéressante pour les cliniciens. Le but de cette étude pilote est de quantifier les effets sur les paramètres spatio-temporels de l'ajout d'une charge à la cheville parétique ou non parétique lors de la marche chez des personnes ayant une hémiparésie et de comparer les résultats à ceux d'un groupe contrôle.

**Méthodes :** L'analyse de la marche avec et sans charge de cinq individus hémiparétiques chroniques et 5 personnes en santé (contrôles), réalisée en enregistrant les forces de réaction du sol et les positions de marqueurs, a permis de calculer les paramètres spatio-temporels (vitesse de marche, longueur du pas, pourcentage d'oscillation et d'appui, symétrie). Des tests statistiques non-paramétriques ont été réalisés pour comparer les deux conditions avec charge (charge du côté parétique/non-dominant puis non-parétique/dominant) avec la condition sans charge.

**Résultats :** L'ajout d'une charge a peu d'effets sur la vitesse de marche et la cadence. La symétrie de longueur du pas est améliorée chez les deux sujets hémiparétiques les plus lents. La charge du côté parétique augmente l'asymétrie temporelle par rapport à la condition sans charge alors qu'elle la réduit lorsqu'elle est placée du côté non parétique. Chez les sujets sains marchant à vitesse lente, la symétrie d'appui est diminuée lorsque la charge est placée à la cheville non dominante. Chez les patients, la phase d'oscillation, exprimée en pourcentage, augmente du côté de la charge alors que chez les sujets sains, cette augmentation est observée avec la charge du côté opposé.

**Conclusion :** Les modifications des paramètres temps-distance induites par la charge lors de la marche dépendent du côté où la charge est placée. La charge influence ainsi soit la phase d'appui parétique soit la phase d'oscillation. Bien qu'intéressants, ces effets doivent maintenant être montrés chez un plus grand nombre de participants ayant différentes caractéristiques afin de préciser les recommandations d'usage en clinique pour la réadaptation locomotrice.

Ce projet supporté par le Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation/FRSQ et par les IRSC, Équipe multidisciplinaire en réadaptation locomotrice.

## **2. L'application d'une charge au membre inférieur modifie le patron de marche des personnes hémiparétiques chroniques et des individus en santé.**

**Auteurs :** MIÉVILLE Carole, DUCLOS Cyril, NADEAU, Sylvie

Université de Montréal, École de réadaptation; Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), laboratoire de pathokinésiologie ([www.pathokin.ca](http://www.pathokin.ca)).

**Objectifs :** Décrire les effets sur le patron de marche d'une charge placée à la cheville pour réduire la marche des personnes hémiparétiques chroniques.

**Méthodes :** Le patron de marche et les moments en abduction de hanche ont été analysés chez 5 patients hémiparétiques et 5 contrôles lors de 3 conditions : sans charge, charge du côté parétique et charge du côté non-parétique.

**Résultats :** La vitesse de marche n'a été modifiée par aucune condition. La charge du côté parétique a augmenté l'asymétrie temporelle de tous les sujets. La charge du côté non parétique a réduit l'asymétrie de même que le moment abducteur de la hanche parétique lors de l'appui, alors que ce moment a augmenté chez les sujets en santé.

**Conclusions :** L'asymétrie de marche des personnes hémiparétiques a augmenté ou diminué en fonction du côté de la charge. La diminution du moment d'abduction à la hanche est paradoxale et pourrait s'expliquer par des déplacements du tronc différents entre les 2 groupes.

### 3. REORGANIZATION OF FRONTAL PLANE BIOMECHANICS AT THE HIP WHEN WALKING WITH A LOAD ON THE AFFECTED OR NON-AFFECTED LEG IN INDIVIDUALS WITH HEMIPARESIS

Carole Miéville<sup>1</sup>, Cyril Duclos<sup>1,2</sup>, Sylvie Nadeau<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation, Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal et École de réadaptation, Université de Montréal, Montréal, Canada.

<sup>2</sup>Équipe multidisciplinaire en réadaptation locomotrice

#### INTRODUCTION

Improving gait is one of the main rehabilitation goals for patients with lower-limb motor deficits and their therapists. Individuals with hemiparesis due to stroke show muscle weakness and slower gait speed in comparison with healthy people [1]. There is scarce evidence that adding a load to the lower leg could help strengthen weak muscles that are important for faster gait [2]. However, no study has shown the effects of such loading on the kinematics and kinetics of gait in persons with hemiparesis, in particular at the hip where weakness of the abductors will prevent proper control of pelvis stability and thus impair foot clearance during the swing phase of the opposite foot. The aim of this pilot study, therefore, was to determine the kinematic and kinetic changes in the affected hip in the frontal plane when walking with a load on the affected or non-affected lower leg.

#### METHODS

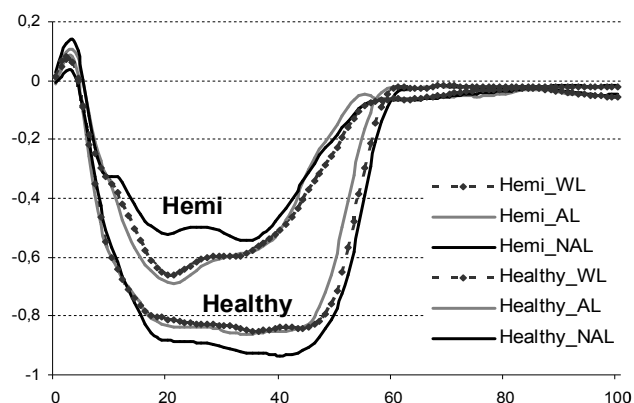
Five chronic hemiparetic participants (4 men, 1 right stroke, 58 ± 17 years) with severe to moderate motor impairments at the affected lower limb and five healthy individuals paired for age, gender, height and weight were recruited. The gait pattern was assessed with an Optotrak 3020 system that recorded (at 60 Hz) the 3-D coordinates of infrared markers placed on the trunk pelvis and lower limbs. For the kinetic data, AMTI force platforms allowed quantification of the ground reaction forces (GRF) at a frequency of 600 Hz. Participants walked at their self-selected gait speed under three conditions: 1) without load (WL), the control condition; 2) with a load on the affected/non-dominant leg (AL); 3) with a load on the non-affected/dominant leg (NAL). Healthy controls also performed at an average cadence of 72 step/min (slow speed) to match the self-selected cadence of the stroke participants. The load, placed at the distal part of the leg, was equivalent to 20% of the thigh mass (~3% of the total body mass). Hip kinematics (angles) and kinetics (moments) computed in the frontal plane (average values from 10% to 60% of the gait cycle) on the affected or non-dominant hip along with GRF were compared between the conditions with a load (AL, NAL) and the condition without load (WL) at similar cadences using non-parametric statistical tests.

#### RESULTS

The gait speed, cadence and step length were not significantly affected by the load in either group. The mean gait speed was 0.58 ± 0.09m/s in the stroke group. The load on the affected side (AL) increased the single stance asymmetry whereas the load on the non-affected side (NAL) reduced it. For the swing phase proportion, it increased towards the loaded leg in patients whereas it increased with the load on the opposite side in healthy subjects.

At the hip, the frontal kinematics and kinetics did not differ from the WL condition when the load was on the affected/non-

dominant leg. For healthy subjects, when the dominant leg was loaded, the increase in the non-dominant hip abductor average moments (0.70 to 0.77 Nm/kg) did not reach a threshold of significance ( $p=0.080$ ). On the contrary, the affected hip abductor average moments decreased from 0.44 to 0.37 Nm/kg ( $p=0.043$ ) in the stroke group (Figure 1). Although not significant, the medial component of the GRF showed an increase in the NAL compared to WL in both groups. No changes were observed in the frontal hip angles.



**Figure 1:** Hip moments (Nm/kg) in the three conditions in both groups. Negative values refer to an abductor moment.

#### DISCUSSION AND CONCLUSIONS

Our results show that loading the non-affected leg during gait unexpectedly reduces the effort on the affected hip abductor muscles during the stance phase in chronic stroke people. This reorganization in the hip motor pattern response to loading is opposite to that of the healthy subjects. Some hemiparetic patients might reduce their effort by using greater acceleration at the trunk towards the swing limb since the medial GRF showed an increase at that time. Future studies are required to better understand the motor reorganization of patients in response to leg loading. Mainly, the affected hip and pelvis movements in the horizontal plane of motion as well as the trunk linear and angular accelerations will need to be considered.

#### REFERENCES

- [1] Milot MH, Nadeau S. et al. (2007) JEK, 17:184-193
- [2] Noble JW, Prentice SD (2006) Exp Brain Res, 169:482-95.

#### ACKNOWLEDGMENTS

Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR/FRSQ) and Équipe multidisciplinaire en réadaptation locomotrice (IRSC). S. Nadeau is a senior researcher supported by FRSQ. C. Miéville is supported by a scholarship from Université de Montréal.