



Université de Montréal

**Quantification de l'équilibre dynamique lors de différentes  
conditions de marche chez les personnes en santé et  
hémiparétiques**

par

Carole Miéville

École de réadaptation

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté de Médecine  
en vue de l'obtention du grade de Philosophiae Doctor (Ph.D.)  
en Sciences de la réadaptation

Avril 2016

© Carole Miéville, 2016

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

Quantification de l'équilibre dynamique lors de différentes conditions de marche chez les  
personnes en santé et hémiparétiques

présentée par :  
Carole Miéville

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dre Johanne Higgins

---

Président rapporteur

Dre Sylvie Nadeau

---

Directrice de recherche

Dr Cyril Duclos

---

Codirecteur de recherche

Dre Hélène Corriveau

---

Membre interne du jury

Dre Nandini Deshpande

---

Examinatrice externe

Dr Gilles Bleau

---

Représentant du doyen de la FES

## Résumé

Les problèmes d'équilibre associés aux déficits sensorimoteurs chez les personnes hémiparétiques après un accident vasculaire cérébral (AVC) sont un facteur de risque de chutes lors d'activités locomotrices. Cette thèse avait pour but d'approfondir les connaissances sur les capacités d'équilibre de ces personnes dans des tâches de marche et de les comparer avec celles des personnes en santé. Le premier objectif visait à quantifier la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique (c.-à.-d. lié au déplacement du corps) et postural (c.-à.-d. lié à l'alignement des segments du corps) des personnes hémiparétiques lors de la marche sur tapis roulant. Le second objectif était de mieux comprendre les relations entre l'équilibre et les modifications du patron de marche liées aux déficits associés à l'AVC telles que la réduction de la vitesse de marche et l'asymétrie, ou liées à certaines interventions de réadaptation, telles que l'utilisation d'un tapis roulant à double courroie avec des vitesses inégales ou l'ajout d'une charge à la cheville. Les résultats ont montré que les personnes hémiparétiques avaient moins de difficulté à maintenir leur équilibre que les personnes en santé lorsqu'elles marchaient à leur vitesse confortable (étude n°1). Cependant, à vitesse équivalente, la difficulté à maintenir l'équilibre était plus grande pour les personnes hémiparétiques que pour celles en santé (étude n°1). L'évaluation de l'effet sur le patron de marche et l'équilibre d'une marche sur un tapis roulant avec des vitesses de courroies inégales puis égales a montré que les personnes âgées en santé avaient des capacités d'adaptation et de désadaptation, objectivées par des changements des forces de réaction du sol, similaires à celles de jeunes adultes en santé (étude n°2). Toutefois, l'équilibre des personnes âgées, mesuré par la différence des forces de réaction au sol lors des phases de freinage et de propulsion, était plus affecté par les vitesses de courroie inégales que celui des jeunes adultes (étude n°2). Chez les personnes hémiparétiques, une marche plus symétrique ne modifiait pas la difficulté à maintenir l'équilibre (étude n°3). Toutefois, l'équilibre était plus affecté lors de l'appui sur le membre inférieur qui avait été placé sur la courroie lente lors de la marche avec les vitesses de courroies inégales (étude n°3). Finalement, l'ajout d'une charge à la cheville, placée du côté non parétique puis du côté parétique, lors de la marche n'affectait pas l'équilibre dynamique des personnes hémiparétiques, mais facilitait leur équilibre postural (étude n°4). En résumé,

ces résultats suggèrent que les personnes hémiparétiques réduisent leur vitesse de marche pour maintenir leur équilibre. De plus, leur équilibre est affecté par le protocole de marche sur tapis roulant avec des vitesses de courroies inégales, mais il ne l'est pas parce que le patron de marche est devenu plus symétrique. Enfin, l'ajout d'une charge à la cheville reste une approche pertinente pour améliorer la marche, toutefois elle n'est pas indiquée pour entraîner l'équilibre des personnes hémiparétiques. La prise en compte de la vitesse de marche lors de l'évaluation de l'équilibre et un entraînement à des vitesses de marche plus rapides que la vitesse confortable sont des facteurs importants à considérer pour la réadaptation des personnes post-AVC.

**Mots-clés** : Équilibre, Vitesse de marche, Asymétrie locomotrice, Charge, Hémiparésie, Réadaptation

## **Abstract**

Balance problems associated with sensorimotor impairments in individuals with hemiparesis post-stroke are a risk factor for falls during locomotion. This thesis aimed to foster knowledge on balance ability in this post-stroke population during locomotor tasks compared to healthy individuals. The first objective was to quantify difficulty in maintaining dynamic (i.e. related to body displacements) and postural (i.e. related to segment alignment) balance among individuals post-stroke walking on a treadmill. The second objective was to better understand the relationship between balance and gait pattern changes associated with stroke-related deficits such as reduced gait speed and asymmetry, or those associated with certain rehabilitation interventions such as using a split-belt treadmill with asymmetrical belt speeds or adding a load on the ankle. The results showed that individuals post-stroke had less difficulty in maintaining balance than their healthy counterparts when they walked at a self-selected speed (study #1). However, at a similar speed, the stroke group experienced greater difficulty in maintaining balance than the healthy group (study #1). Assessment of how walking on a split-belt treadmill with both asymmetrical and symmetrical belt speeds affects gait pattern and balance showed that healthy older individuals had similar ability in adapting and de-adapting, as demonstrated by changes in ground reaction forces, compared to healthy young adults (study #2). However, balance among older individuals, as measured by the difference in ground reaction forces during the braking and propulsive phases, was more affected by asymmetrical belt speeds than young adults (study #2). In individuals post-stroke, a more symmetrical gait pattern did not alter difficulty in maintaining balance (study #3). However, balance was more affected during the stance phase of the leg on the slow belt when walking with asymmetrical belt speeds (study #3). Finally, adding a load on the ankle, placed on the non-paretic side then on the paretic side, when walking did not affect dynamic balance among individuals post-stroke, but it did improve their postural balance (study #4). In summary, these results suggest that individuals post-stroke reduce their gait speed in order to maintain their balance. Moreover, the split-belt treadmill protocol does affect their balance but not as a result of their gait pattern becoming more symmetrical. Finally, adding a load on the ankle remains a relevant approach to improve gait function, however, it is not recommended to

train balance in individuals post-stroke. Lastly, adding a load on the ankle is not a recommended balance training method. Gait speed when assessing balance and gait training at speeds faster than a self-selected gait speed are important factors to consider during rehabilitation of individuals post-stroke.

**Keywords:** Balance, Gait speed, Locomotor asymmetry, Load, Hemiparesis, Rehabilitation

# Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	iii
Table des matières.....	v
Liste des tableaux.....	x
Liste des figures.....	xi
Liste des équations.....	xiii
Liste des abréviations.....	xiv
Remerciements.....	xvii
Chapitre 1. Introduction.....	1
Chapitre 2. Recension des écrits.....	6
2.1 Définition et tableau clinique général de l'AVC.....	6
2.1.1 Définition.....	6
2.1.2 Signes cliniques de l'AVC.....	6
2.2 Chutes chez les personnes hémiparétiques.....	7
2.2.1 Incidence des chutes.....	8
2.2.2 Circonstances des chutes.....	9
2.2.3 Facteurs de risque de chutes.....	9
2.2.4 Conséquences des chutes.....	9
2.3 Caractéristiques du patron de marche des personnes hémiparétiques.....	10
2.3.1 Vitesse de marche et paramètres spatiotemporels.....	10
2.3.2 Asymétrie des paramètres spatiotemporels, cinématiques et cinétiques.....	12
2.4 Équilibre.....	16
2.4.1 Définitions des principales composantes biomécaniques de l'équilibre.....	16
2.4.2 Équilibre statique et dynamique.....	17
2.4.3 Stratégies de maintien de l'équilibre en position debout.....	17
2.4.4 Contrôle postural selon le modèle de Horak (2006).....	18

2.4.5 Équilibre durant la marche.....	20
2.4.6 Vitesse de marche et équilibre.....	22
2.4.7 Évaluations biomécaniques de l'équilibre.....	24
2.5 Équilibre des personnes hémiparétiques suite à un AVC.....	29
2.5.1 Position debout quasi statique et dynamique.....	30
2.5.2 Marche sans perturbation.....	31
2.5.3 Marche avec perturbations externes (cognitives et physiques).....	35
2.6 Modifications du patron de marche selon les conditions environnantes.....	38
2.6.1 Tapis roulant à double courroie.....	38
2.6.2 Charge placée sur un segment corporel.....	42
Chapitre 3. Objectifs et hypothèses.....	45
3.1 Objectif et hypothèses généraux de la thèse.....	45
3.2 Objectifs spécifiques de la thèse.....	46
Chapitre 4. Méthodologie.....	48
4.1 Participants à l'étude.....	48
4.1.1 Critères de sélection.....	48
4.1.2 Éthique et recrutement.....	48
4.2 Évaluation clinique.....	49
4.2.1 Participants en santé.....	49
4.2.2 Participants hémiparétiques.....	52
4.2.3 Qualités psychométriques des outils d'évaluation de l'équilibre et de la performance de marche.....	52
4.3 Évaluation de la marche et de l'équilibre sur tapis roulant.....	54
4.3.1 Familiarisation et détermination de la vitesse de marche confortable.....	54
4.3.2 Conditions de marche.....	54
4.3.3 Instrumentation et analyse biomécanique.....	59
4.3.4 Paramètres spatiotemporels.....	60
4.3.5 Forces de réaction du sol.....	62
4.3.6 Ratios et indice de symétrie.....	63
4.3.7 Quantification de l'équilibre.....	63

4.4 Analyse des données et analyses statistiques.....	68
Chapitre 5. Résultats.....	71
5.1 Article #1 : Self-selected speed in individuals post-stroke: a trade-off between balance and forward progression. ....	73
5.1.1 Abstract.....	74
5.1.2 Introduction.....	75
5.1.3 Methods.....	76
5.1.4 Results.....	78
5.1.5 Discussion.....	81
5.1.6 Acknowledgements.....	83
5.1.7 Conflict of interest.....	84
5.1.8 Tables.....	85
5.1.9 Figures.....	88
5.1.10 References.....	94
5.2 Article #2 : Active older adults preserve their ability to adapt and de-adapt to split-belt treadmill locomotion in comparison to young adults. ....	97
5.2.1 Abstract.....	98
5.2.2 Introduction.....	99
5.2.3 Experimental protocol.....	101
5.2.4 Results.....	105
5.2.5 Discussion.....	107
5.2.6 Acknowledgements.....	111
5.2.7 Conflict of interest.....	111
5.2.8 Table.....	112
5.2.9 Figures.....	113
5.2.10 References.....	123
5.3 Article #3 : More symmetrical gait after split-belt treadmill walking did not modify dynamic and postural balance in individuals post-stroke. ....	127
5.3.1 Abstract.....	128
5.3.2 Introduction.....	129

5.3.3 Methods.....	130
5.3.4 Results.....	134
5.3.5 Discussion.....	137
5.3.6 Acknowledgements.....	139
5.3.7 Tables.....	140
5.3.8 Figures.....	142
5.3.9 References.....	146
5.4 Article #4 : Treadmill walking with a loaded ankle did not increase dynamic and postural balance difficulty during paretic stance phase in individuals post-stroke. ....	150
5.4.1 Abstract.....	151
5.4.2 Introduction.....	152
5.4.3 Methods.....	152
5.4.4 Results.....	155
5.4.5 Discussion.....	156
5.4.6 Acknowledgements.....	159
5.4.7 Conflict of interest statement.....	159
5.4.8 Tables.....	160
5.4.9 References.....	162
Chapitre 6. Discussion .....	168
6.1 Synthèse des principaux résultats de recherche .....	168
6.1.1 Participants aux études.....	170
6.1.2 Équilibre des personnes hémiparétiques.....	172
6.1.3 Réduire la vitesse de marche diminue la difficulté d'équilibre .....	173
6.1.4 Marcher plus symétriquement n'augmente pas la difficulté d'équilibre .....	175
6.1.5 Marcher avec une charge à la cheville n'augmente pas la difficulté d'équilibre...	177
6.1.6 Modèle d'équilibre dynamique (forces stabilisante et déstabilisante).....	179
6.2 Limites du projet.....	181
6.2.1 Limites reliées au protocole expérimental .....	182
6.2.2 Limites reliées au modèle d'équilibre dynamique et à l'indice global de symétrie	183
6.2.3 Limites reliées à la population étudiée (généralisation des résultats).....	185

6.3 Avenues futures de recherche .....	187
6.3.1 Quantification écologique de l'équilibre .....	187
6.3.2 Relation entre l'asymétrie du patron de marche et l'équilibre à la marche .....	188
6.3.3 Exigences musculaires (moments et puissances) avec une charge à la cheville....	189
6.3.4 Qualités métrologiques du modèle d'équilibre dynamique .....	190
6.4 Retombées cliniques .....	191
6.4.1 Évaluer l'équilibre .....	191
6.4.2 Entraîner l'équilibre .....	192
Chapitre 7. Conclusion.....	197
Chapitre 8. Bibliographie.....	199
Annexe I : Certificat d'éthique .....	i
Annexe II : Formulaire de consentement pour les participants hémiparétiques .....	iv
Annexe III : Formulaire de consentement pour les participants sains .....	xiii
Annexe IV : Abrégés des communications publiés .....	xxii

# Liste des tableaux

## Chapitre 5 : Résultats

### Article n°1

**Table 5.1.** Individual and mean clinical data ..... 86

**Table 5.2.** Correlations between peak values of balance variables at self-selected speed and clinical variables for individuals post-stroke ..... 87

### Article n°2

**Table 5.3.** Participants' characteristics and gait speeds (mean  $\pm$  SD and (range values)) for both groups..... 112

### Article n°3

**Table 5.4.** Clinical status of 20 individuals post-stroke (mean (SD) and range values) ..... 140

**Table 5.5.** Mean (SD) peak values of stabilizing and destabilizing forces, CoM-BoS distance and CoM velocity in NP Fast and P Fast conditions during paretic and non-paretic stances for all participants..... 141

### Article n°4

**Table 5.6.** Clinical status of 17 individuals post-stroke (mean (SD); range values)..... 160

**Table 5.7.** Values (mean (SD)) of balance and gait variables during paretic stance phase in the No-Load, NonParetic-Load and Paretic-Load conditions and effect sizes between these conditions (N=17)..... 161

# Liste des figures

## Chapitre 2 : Recension des écrits

<b>Figure 2.1.</b> Facteurs associés à l'AVC qui contribuent aux chutes.....	8
<b>Figure 2.2.</b> Ressources nécessaires à l'orientation posturale et l'équilibre..	19
<b>Figure 2.3.</b> Trajectoire du CM et du CP durant la marche.....	21

## Chapitre 4 : Méthodologie

<b>Figure 4.1.</b> Conditions de marche.....	55
<b>Figure 4.2.</b> Charge à la cheville avec six cylindres de métal équivalents à 1,5 kg.....	58
<b>Figure 4.3.</b> Montage expérimental et instrumentation du sujet.....	60
<b>Figure 4.4.</b> Représentation schématique des déterminants de l'asymétrie de la longueur de pas (LP) durant un pas parétique (P) et un pas non parétique (NP).....	61
<b>Figure 4.5.</b> Condition 2. Les points rouges représentent les périodes d'enregistrement des forces de réaction du sol pour les personnes jeunes et âgées en santé.....	62
<b>Figure 4.6.</b> Représentation du modèle biomécanique 3D utilisé pour l'analyse des données, incluant les paramètres principaux nécessaires au calcul de la difficulté à maintenir l'équilibre.....	64
<b>Figure 4.7.</b> Force stabilisante et ses composantes.....	65
<b>Figure 4.8.</b> Force déstabilisante et ses composantes.....	66
<b>Figure 4.9.</b> Cycle de marche droit normalisé à 100 %.....	67
<b>Figure 4.10.</b> Forces stabilisante (A) et déstabilisante (B) au cours d'un cycle de marche. ....	68

## Chapitre 5 : Résultats

### Article n°1

<b>Figure 5.1.</b> Mean profiles, peak and mean values (group mean and standard deviation) of stabilizing force, destabilizing force and CoP-BoS distance at self-selected speed.....	88
<b>Figure 5.2.</b> Mean profiles, peak and mean values (group mean and standard deviation) of stabilizing force, destabilizing force and CoP-BoS distance at self-selected and maximal speeds in 20 individuals post-stroke.....	90

**Figure 5.3.** Mean profiles, peak and mean values (group mean and standard deviation) of stabilizing force, destabilizing force and CoP-BoS distance at matched speed. .... 92

## **Article n°2**

**Figure 5.4.** A) An outline of the protocol used to investigate locomotor adaptation and post-adaptation during walking on a split-belt treadmill in young and active older adults. B) Force (N/kg) profiles over time(s) of representative young and older adults in the anteroposterior (AP), mediolateral (ML) and vertical (Vert.) directions. .... 114

**Figure 5.5.** Double support times and support times of young and older adults at baseline, early and late adaptation and post-adaptation (early, middle and late)..... 115

**Figure 5.6.** Anterior braking forces and posterior propulsive forces of young and older adults at baseline, early and late adaptation and post-adaptation (early, middle and late)..... 116

**Figure 5.7.** Medial forces at braking and medial forces at propulsion of young and older adults at baseline, early and late adaptation and post-adaptation (early, middle and late)..... 118

**Figure 5.8.** Vertical forces at braking and vertical forces at propulsion of young and older adults at baseline, early and late adaptation and post-adaptation (early, middle and late). .... 120

**Figure 5.9.** Differences between propulsive forces on the slow leg and braking forces on the fast leg in the antero-posterior and medial directions. Differences between propulsive forces on the fast leg and braking forces on the slow leg in the antero-posterior and medial directions. .... 122

## **Article n°3**

**Figure 5.10.** Individual ratios of spatiotemporal gait parameters showing reduced asymmetry for each post-stroke participant in NP Fast and P Fast conditions. .... 142

**Figure 5.11.** Mean differences and  $\pm 1$  SD in stabilizing and destabilizing forces (baseline – post-perturbation) during the paretic and non-paretic stance phases for the more symmetrical and more asymmetrical groups in the NP Fast and P Fast conditions. .... 145

## Liste des équations

Équation 4.1 Force stabilisante.....	65
Équation 4.2 Force déstabilisante.....	66
Équation 5.1 Stabilizing Force .....	166
Équation 5.2 Destabilizing Force .....	166

## Liste des abréviations

3D	Tridimensionnel ; tridimensional
ANOVA	Analysis of variance
AP	Antéropostérieur ; anteroposterior
AVC	Accident vasculaire cérébral
BBS	Échelle de l'équilibre de Berg; Berg Balance Scale
BoS	Base of support
BS	Base de support
CÉR	Comité d'éthique de la recherche
CIUSSS	Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux
cm	Centimètre
CM	Centre de masse
CMSA	Chedoke McMaster Stroke Assessment
CoM	Center of mass
CoP	Center of pressure
CP	Centre de pression
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain
DST	Double support time
EA	Early adaptation
échelle ABC	Activities-specific Balance Confidence Scale
EPA	Early post-adaptation
ES	Effect size
ÉT	Écart-type
FFP	Forward foot placement
GRFs	Ground reaction forces
Hz	Hertz
ICC	Corrélation intra-classe; intra-class correlation

IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
Kg	Kilogramme
LA	Late adaptation
LP	Longueur de pas
LPA	Late post-adaptation
m/s	Mètre par seconde
min	Minute
ML	Médiolatéral ; medial or mediolateral
MPA	Middle/mid- post-adaptation
N	Newton
NP	Non parétique ; non-paretic
ON	Ontario
P	Parétique ; paretic
PP	Placement du pied
PT	Progression du tronc
s	Seconde
SD	Standard deviation
SL	Step length
ST	Spatiotemporal
StT	Stance time
SwT	Swing time
TP	Trunk progression
TUG	Timed Up and Go
XCM	Centre de masse extrapolé

*À Grand-Maman et Grand-Papa, des « Docteurs en philosophie » qui m'ont enseigné une  
magnifique sagesse de vie*

## Remerciements

Je suis tout d'abord extrêmement reconnaissante envers mes directeurs, Sylvie Nadeau et Cyril Duclos, pour leur encadrement exceptionnel, du début de mes études de maîtrise jusqu'à la fin de mon doctorat. Sylvie et Cyril, je vous remercie sincèrement de m'avoir guidée sur ce chemin sinueux et escarpé, de m'avoir aidée à approfondir mes connaissances et à développer mes compétences, et de m'avoir fait grandir professionnellement et personnellement. Vous m'avez fait découvrir et apprécier le monde de la recherche. Merci pour votre curiosité, votre rigueur scientifique et votre regard critique. Je vous remercie également de votre disponibilité, de votre écoute et de votre patience.

Un parcours doctoral est aussi un chemin parsemé de rencontres. Et celle-ci est toute particulière : dès mes premiers pas en recherche, j'ai eu la chance de travailler avec Séléna Lauzière, qui est devenue une amie précieuse. Séléna, grâce à ta présence, à ton écoute, à ta générosité et à ton soutien, j'ai pu traverser les moments difficiles et vivre de nombreux moments enrichissants, humainement et professionnellement.

Ne pas être isolée pendant son doctorat est une des clés de la réussite selon moi. Je tiens par conséquent à remercier mes collègues étudiant(e)s de l'IRGLM : Jean-François Nepveu, Jean-François Lemay, Marie-Christine Hallé, Cindy Gauthier, Noémie Duclos et die Jungfrau aus Schwyz (Martina Betschart), mais aussi les étudiants en Sciences de la réadaptation, et un merci tout particulier à ceux qui étaient présents lors de la sélection universitaire de *Ma Thèse en 180 secondes*. Merci pour vos encouragements et pour les moments de détente !

J'en profite également pour remercier Cyril Duclos, Jean-François Nepveu et Sylvain Vachon pour leur aide immense lors de mes expériences de vulgarisation scientifique (*Ma Thèse en 180 secondes* et Concours de vulgarisation de l'ACFAS). Votre soutien, votre écoute, vos talents de communicateurs et votre patience ont été grandement appréciés.

Merci à Michel Goyette, Philippe Gourdou, Youssef El Khamlichi, Daniel Marineau et Erik Peña Salazar pour leur génie technique et informatique, indispensable tout au long de

mon projet de doctorat. Une pensée particulière pour feu Pierre Desjardins, qui fut d'une immense aide...

Je tiens à remercier également France Piotte pour son aide administrative et éthique, ainsi que pour son soutien sur le plan personnel et logistique.

J'aimerais remercier les physiothérapeutes de l'IRGLM et de Villa Medica qui ont aidé au recrutement des participants. Un merci tout particulier à Isabelle David, qui a grandement contribué au recrutement, et à tous les participants, qui ont fait preuve de patience et de générosité.

Merci au Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) et à l'Ordre professionnel de la physiothérapie (OPPQ), qui ont permis la réalisation de ce projet. Je remercie aussi l'Équipe de recherche en réadaptation sensorimotrice (ÉRRSM), le Fonds de recherche du Québec en santé (FRQS), la Faculté de médecine et le programme des Sciences de la réadaptation de l'Université de Montréal, pour l'octroi des bourses d'études.

Enfin, sans leur soutien digne de celui qu'on procure à une sportive de haut niveau, je n'aurais probablement pas atteint la ligne d'arrivée avec autant d'énergie. Alors merci à Nat & Manu, Agnès & Matthieu, Lucie, Thomas, Sylvain, Anouk et Audrey de m'avoir encouragée et écoutée, aidée à décrocher, motivée, nourrie culinairement, culturellement et socialement.

Finalement, j'aimerais remercier mes parents, qui m'ont toujours laissé suivre ma voie tout en me soutenant indéfectiblement, même à distance. Merci aussi à mes amis qui, malgré l'océan qui nous sépare, restent vivement présents.

## Chapitre 1. Introduction

Au Canada, plus de 50 000 personnes sont victimes d'un accident vasculaire cérébral (AVC) chaque année, lequel occasionne chez près de 75 % d'entre elles des séquelles à long terme (Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Québec, 2016). 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; Mayo et al., 1999; Richards et al., 2015). Les problèmes locomoteurs fréquemment rencontrés dans cette population sont une diminution de la vitesse de marche (Olney et al., 1996; Richards et al., 2015), de l'endurance à la marche (Waters et al., 1999), des asymétries dans les paramètres spatiotemporels (Balaban et al., 2014; Patterson et al., 2010b), cinématiques (Milot et al., 2006; Olney et al., 1996) et cinétiques (Kim et al., 2004; Lauzière et al., 2015). De plus, 36 à 73 % des personnes hémiparétiques ont chuté au moins une fois dans les six à 12 mois post-AVC ; un certain nombre de chuteurs (21 à 57 %) a même chuté plusieurs fois (Batchelor et al., 2012; Weerdesteyn et al., 2008). La plupart des chutes ont lieu durant les activités de la vie quotidienne, à la maison et la majorité d'entre elles, jusqu'à 90 %, durant la marche (Harris et al., 2005; Hyndman et al., 2002). Considérant l'incidence élevée des chutes, le risque de chutes par rapport à la quantité d'activité de marche est extrêmement élevé dans cette population (Weerdesteyn et al., 2008) et ces personnes ont tendance à chuter du côté parétique, haussant le risque de fracture de hanche de ce côté (Batchelor et al., 2012; Kanis et al., 2001). Les chutes sont reliées à différents déficits sensorimoteurs consécutifs à l'AVC, entre autres des déficits de sensibilité, de proprioception, de force musculaire (Oliveira et al., 2011; Yates et al., 2002), de perception de la verticale visuelle et de la posture (Barra et al., 2009) et à des déficits d'équilibre (Batchelor et al., 2012; Mansfield et al., 2015; Oliveira et al., 2011).

Certes l'équilibre, évalué cliniquement, serait un déterminant de la performance de marche, en termes de distance (Patterson et al., 2007) et de vitesse de marche (Taylor-Piliae et al., 2012). Toutefois, l'incidence élevée des chutes durant des tâches locomotrices et la relation entre les chutes et les problèmes d'équilibre dans la population des personnes ayant eu

un AVC soutiennent la pertinence de quantifier l'équilibre dynamique lors de la marche. L'équilibre lors d'une tâche dynamique, comme la marche où les pieds se déplacent continuellement, est beaucoup plus complexe à évaluer que lors de tâches statiques en position debout sans ou avec peu de déplacement des pieds. De plus, les cliniciens ont besoin d'être mieux informés des défis d'équilibre dynamique des approches de réadaptation locomotrices qu'ils utilisent. Par exemple, qu'en est-il des exigences d'équilibre lors de l'utilisation d'un tapis roulant avec des vitesses de courroies inégales ou lors de l'ajout de charge sur différents segments corporels ? Ces tâches sont connues pour modifier le patron de marche et les efforts à produire aux membres inférieurs (Noble et al., 2006; Reisman et al., 2007), mais leur influence sur l'équilibre n'a pas été documentée. Il s'avère donc important d'évaluer les effets de ces interventions sur l'équilibre des patients afin d'en déterminer les exigences additionnelles qu'elles imposent. Notons que peu d'études se sont intéressées à caractériser l'équilibre dynamique des personnes hémiparétiques lors de la marche (Chisholm et al., 2011; De Bujanda et al., 2004; Kao et al., 2014; Nott et al., 2014).

Les personnes hémiparétiques ont une vitesse de marche confortable, « celle qu'elles ont choisie », qui est réduite comparativement à des personnes en santé du même âge, bien qu'elles soient capables de marcher plus rapidement (Hacmon et al., 2012; Jonsdottir et al., 2009). Il est vraisemblable que la réduction de leur vitesse de marche diminue les difficultés d'équilibre. Conformément à cette idée, des études ont montré qu'une marche plus lente améliorerait l'équilibre de personnes jeunes et âgées en santé (Jansen et al., 2014; Kang et al., 2008). À l'opposé, chez les personnes hémiparétiques, la vitesse lente ne permettrait pas d'améliorer leur équilibre (Kao et al., 2014). À une vitesse de marche comparable à celle des personnes en santé, les personnes hémiparétiques ont un équilibre plus précaire objectivé, entre autres, par une difficulté à contrôler la vélocité du transfert du poids du corps vers le côté parétique en appui (De Bujanda et al., 2004). Elles ont aussi des changements plus grands et plus variables du moment angulaire médiolatéral du corps durant l'appui unipodal parétique (Nott et al., 2014). Si les personnes hémiparétiques utilisent une vitesse de marche réduite pour optimiser le contrôle de leur équilibre, ce dernier est encore relativement instable en comparaison des personnes en santé (Kao et al., 2014). Toutes ces informations nous ont

amenés à étudier l'équilibre à la marche des personnes hémiparétiques en objectivant davantage l'effet de la vitesse de marche sur l'équilibre.

Le patron de marche asymétrique des personnes hémiparétiques pourrait expliquer leurs déficits d'équilibre. Des études évaluant l'équilibre en position debout ou avec des tests cliniques ont montré une relation positive entre la diminution du contrôle de l'équilibre et l'asymétrie du patron de marche (Hendrickson et al., 2014; Lewek et al., 2014). De plus, lors de la marche, un plus grand déficit d'équilibre, évalué par les déplacements du centre de pression (Chisholm et al., 2011), les accélérations du tronc (De Bujanda et al., 2004) et le moment angulaire du corps (Nott et al., 2014), a été observé durant la phase d'appui parétique comparativement à la phase d'appui non parétique. L'asymétrie du patron de marche affecte le placement du pied, la base de support et les interactions entre le centre de masse et le centre de pression (Balasubramanian et al., 2010; Hof et al., 2010) qui sont des déterminants du contrôle de l'équilibre (MacKinnon et al., 1993; Winter, 1995). Toutefois, l'asymétrie du patron de marche n'est probablement pas la seule responsable des déficits d'équilibre, la faiblesse musculaire impliquée dans l'asymétrie de la marche (Balasubramanian et al., 2007; Lauzière et al., 2015) pourrait aussi être impliquée dans les difficultés d'équilibre des personnes hémiparétiques.

Des études, utilisant un tapis roulant à double courroie, ont montré que certains paramètres spatiotemporels devenaient plus symétriques chez les personnes post-AVC (Reisman et al., 2007, 2009). Cependant, très peu d'évidences permettent de conclure à une adaptation permanente d'un patron de marche plus symétrique (Reisman et al., 2010b). Ces personnes ont donc la capacité de marcher plus symétriquement, mais ne le font pas spontanément. Pourtant, elles sont préoccupées par leur marche asymétrique et désirent remarcher « normalement » et la combinaison d'une marche plus rapide et plus symétrique apparaît être plus avantageuse énergétiquement pour ces personnes que seulement marcher plus rapidement ou plus symétriquement (Awad et al., 2015). Pour expliquer que les personnes hémiparétiques ne conservent pas ces adaptations, l'hypothèse serait que les modifications spatiotemporelles induites par le tapis roulant à double courroie obligeraient ces personnes à prolonger le temps d'appui sur le membre inférieur parétique et augmenteraient les difficultés à contrôler l'équilibre sur ce membre inférieur en raison de ses déficiences sensorimotrices.

De plus, cette approche favorise l'augmentation du moment fléchisseur plantaire (Lauzière et al., 2014b), souvent réduit du côté parétique chez les personnes hémiparétiques et nécessaire à la propulsion du membre inférieur lors de la marche. Cette modification pourrait affecter la position du centre de pression et diminuer ainsi le contrôle de l'équilibre. Contrairement à l'association entre l'asymétrie de la marche et les déficits d'équilibre, un patron de marche asymétrique pourrait diminuer les exigences en termes d'équilibre. Afin de confirmer cette hypothèse, il s'avère nécessaire de quantifier l'équilibre dynamique dans une tâche qui symétrise le patron de marche, tel que le permet un tapis roulant à double courroie (Lauzière et al., 2014b; Reisman et al., 2007).

La modification des paramètres spatiotemporels durant les périodes d'adaptation (c.-à-d. quand les vitesses de courroies sont inégales) et de post-adaptation (c.-à-d. quand les vitesses de courroies sont identiques) a été expliquée par une analyse de l'activité musculaire (Ogawa et al., 2014) et de la biomécanique (Lauzière et al., 2014b; Roemmich et al., 2012), incluant les forces de réaction du sol chez des personnes en santé (Mawase et al., 2013; Ogawa et al., 2014). Les forces de réaction du sol, comme les paramètres spatiotemporels, présentent des mécanismes réactifs et adaptatifs en réponse aux changements imposés par les conditions de marche (Mawase et al., 2013; Ogawa et al., 2014). Les forces de réaction du sol sous chaque pied assurent la progression du corps vers l'avant, le support du poids du corps durant la phase d'appui et la transition du poids d'un membre inférieur vers l'autre durant la phase de double appui (Hernández et al., 2009; Sousa et al., 2012). Pour réaliser ces tâches et contrôler les accélérations du centre de masse durant ces phases de la marche, les forces sont interreliées dans les trois plans de mouvement (c.-à-d. antéropostérieur, médiolatéral et vertical) (Hernández et al., 2009; Sousa et al., 2012). Les forces de réaction du sol sont donc sensibles aux modifications du patron de marche et illustrent l'aspect dynamique de la marche. Actuellement, la préservation des capacités d'adaptation des personnes âgées lors de la marche sur un tapis roulant à double courroie est peu connue et ne fait pas l'objet d'un consensus parmi les auteurs qui l'ont étudiée (Bruijn et al., 2012; Roemmich et al., 2014). Considérant le manque d'évidences et l'effet vraisemblable d'une marche avec des vitesses de courroies différentes sur l'équilibre, il est nécessaire de comparer la performance des personnes âgées en

santé avec de jeunes adultes en utilisant les forces de réaction du sol comme mesure de résultat.

L'ajout de charge à la cheville lors de la marche est utilisé par les cliniciens comme moyen d'entraînement locomoteur des personnes hémiparétiques. Actuellement, les évidences démontrant les effets du placement d'une charge à la cheville sur les paramètres de marche spatiotemporels, cinématiques et cinétiques chez les personnes hémiparétiques sont peu nombreuses et contradictoires (Duclos et al., 2014; Khanna et al., 2010). L'ajout d'une charge à la cheville augmente les moments musculaires proximaux des membres inférieurs, c.-à-d. que cela impose de plus grandes exigences musculaires, chez des personnes en santé (Browning et al., 2007; Noble et al., 2006), des personnes hémiparétiques (Duclos et al., 2014) et des personnes amputées (Selles et al., 2004). Sachant que les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche sont des déterminants importants de la vitesse de marche (Milot et al., 2007; Parvataneni et al., 2007) et que les abducteurs de hanche sont nécessaires à la stabilisation du bassin pour assurer l'équilibre lors de l'appui unipodal (Anderson et al., 2003; Eng et al., 1995), l'hypothèse serait que la charge induirait une modification des stratégies de maintien de l'équilibre par son effet sur les muscles de la hanche. Par leurs insertions sur le tronc, ces muscles sont impliqués dans le contrôle des mouvements du tronc, un déterminant de l'équilibre lors de la marche (MacKinnon et al., 1993). Ainsi, il se pourrait que l'ajout d'une charge à la cheville augmente la difficulté à maintenir l'équilibre des personnes hémiparétiques lors de la marche.

Le but de ce doctorat était donc d'approfondir les connaissances sur le maintien de l'équilibre dynamique lors de différentes conditions de marche chez des personnes hémiparétiques et de mieux comprendre les relations entre l'équilibre et les modifications du patron de marche, telles que la réduction de la vitesse de marche, l'asymétrie locomotrice et l'ajout d'une charge à la cheville. Ces connaissances sont importantes afin de mieux comprendre l'effet de ces conditions de marche sur l'équilibre et pour permettre aux cliniciens de mieux connaître l'effet de leurs interventions sur ce déficit des personnes hémiparétiques et d'en saisir l'influence sur le risque de chutes.

## **Chapitre 2. Recension des écrits**

Dans ce chapitre sera présenté le tableau clinique qui caractérise les personnes ayant eu un AVC en abordant plus particulièrement les chutes et la marche. Puis, une section sera consacrée à l'équilibre avec des définitions des notions de base, une description de l'équilibre en position debout et lors de la marche ainsi qu'une revue des évaluations biomécaniques de l'équilibre. Ensuite, l'équilibre des personnes hémiparétiques sera détaillé. La dernière section portera sur la description des approches qui modifient le patron de marche des personnes hémiparétiques.

### **2.1 Définition et tableau clinique général de l'AVC**

#### **2.1.1 Définition**

Un AVC est une interruption du flux sanguin cérébral entraînant la perte soudaine de fonction neurologique. Quatre-vingt-huit pour cent des AVCs sont de type ischémique et 12 % de type hémorragique (Stroke center, 2016). La localisation et l'étendue de la lésion, la quantité du flux sanguin collatéral et le délai de prise en charge déterminent la sévérité des déficits neurologiques consécutifs (O'Sullivan et al., 2007). Dans 10 % des cas, la récupération se fait spontanément avec une résorption totale des symptômes et peut survenir dans les trois semaines post-AVC. Toutefois, dans 75 % des cas, les déficits neurologiques persistent, entravant de façon permanente l'autonomie des personnes ayant eu un AVC (Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Québec, 2016).

#### **2.1.2 Signes cliniques de l'AVC**

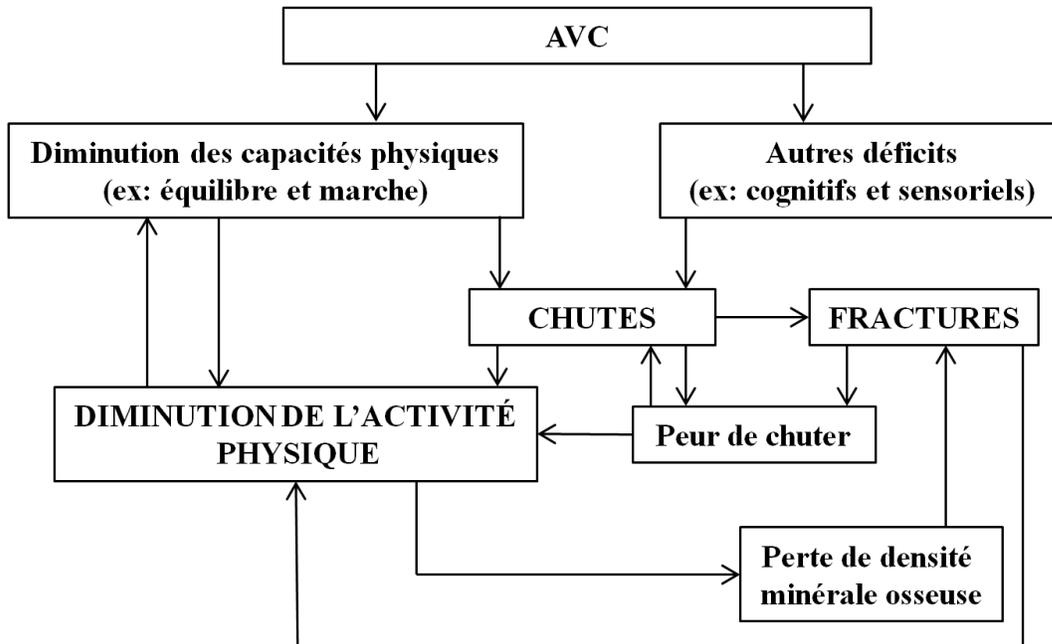
Après un AVC, les personnes présentent généralement une paralysie motrice (plégie) ou une faiblesse motrice (parésie) (Gray et al., 2012), touchant la moitié du corps et prépondérante du côté opposé à la lésion cérébrale. À cela s'ajoutent d'autres déficits moteurs, tels que des troubles du tonus musculaire (spasticité (Ward, 2012)), et une atteinte partielle ou totale de la coordination (Bourbonnais et al., 1992; Kautz et al., 2005; Lamontagne et al., 2003), ainsi que des atteintes fonctionnelles, comme des problèmes d'équilibre statique

(Corriveau et al., 2004; Tasseel-Ponche et al., 2015) et dynamique (Hak et al., 2013; Kao et al., 2014; Nott et al., 2014). Des atteintes sensorielles (sensibilité cutanée, proprioception, douleur), cognitives et perceptuelles (hémiparésie, hémianopsie, anosognosie, agnosie, dysfonction exécutive, etc.), ainsi que des troubles de la déglutition, de la parole et du langage (dysphagie, dysarthrie, dysphasie) sont aussi observés après un AVC (O'Sullivan et al., 2007).

Les différents déficits sensorimoteurs consécutifs à un AVC et les problèmes d'équilibre rendent la locomotion des personnes hémiparétiques précaire et elles ont un risque de chutes plus élevé qu'un groupe du même âge en bonne santé (Weerdesteyn et al., 2008). Les problèmes locomoteurs fréquemment rapportés après un AVC sont une réduction de la vitesse de marche (Balaban et al., 2014; Nadeau et al., 2013; Richards et al., 2015), de l'endurance à la marche (Pohl et al., 2002; Waters et al., 1999), des asymétries des paramètres spatiotemporels (Allen et al., 2011; Balaban et al., 2014; Patterson et al., 2008; Roerdink et al., 2011) cinématiques (Nadeau et al., 2013; Olney et al., 1996) et cinétiques (Bovonsunthonchai et al., 2011; Bowden et al., 2006; Kim et al., 2003b; Lauzière et al., 2015; Nadeau et al., 2013; Sousa et al., 2013).

## **2.2 Chutes chez les personnes hémiparétiques**

Les chutes sont une des conséquences importantes des déficits et atteintes fonctionnelles liés à l'AVC (Weerdesteyn et al., 2008). La figure 2.1 présente les interactions entre les facteurs qui contribuent aux chutes et leurs conséquences (Weerdesteyn et al., 2008) et illustre bien le cercle vicieux de celles-ci. Comme schématisé sur cette figure, les chutes conduisent à une diminution de l'activité physique, à la peur de chuter ou à des fractures. Ces deux derniers facteurs sont également associés à la diminution de l'activité physique. Celle-ci entraîne une diminution des capacités d'équilibre et de marche, mais aussi une perte de densité osseuse augmentant le risque de fractures.



**Figure 2.1.** Facteurs associés à l’AVC qui contribuent aux chutes. Les flèches démontrent les interactions entre les déficits, les chutes et les conséquences des chutes chez les personnes ayant eu un AVC. Adapté de Weerdesteyn et al. (2008).

### 2.2.1 Incidence des chutes

Le taux d’incidence de chutes chez les personnes ayant eu un AVC est très élevé. Trente-six à soixante-treize pour cent des personnes hémiparétiques ont chuté au moins une fois dans les six à 12 mois après l’AVC (Batchelor et al., 2012; Harris et al., 2005; Weerdesteyn et al., 2008) et 21 à 57% d’entre elles ont même chuté plusieurs fois (Batchelor et al., 2012; Kerse et al., 2008; Weerdesteyn et al., 2008). La proportion des personnes hémiparétiques vivant dans la communauté qui chutent augmente de 23% 3-4 mois post-AVC à 70% un an post-AVC (Watanabe, 2005; Weerdesteyn et al., 2008). Dans leur étude, comportant 41 sujets avec un temps post-AVC variant de trois à 288 mois, Hyndman et al. (2002) rapportent un taux de chutes de 50% et révèlent que 80% des participants ont décrit des événements à la limite de la chute, c.-à-d. une situation dans laquelle une personne se sent très proche de chuter, mais en fait elle ne chute pas.

## **2.2.2 Circonstances des chutes**

Les circonstances des chutes chez les personnes hémiparétiques sont très similaires aux circonstances habituelles des chutes rapportées dans d'autres populations, comme par exemple chez les personnes âgées : une grande proportion des chutes (80 à 85%) survient à domicile et la majorité, jusqu'à 90%, en marchant (Belgen et al., 2006; Hyndman et al., 2002). Cependant, chez les personnes hémiparétiques, les chutes ont lieu plus souvent à l'intérieur qu'à l'extérieur du domicile et impliquent moins souvent des facteurs extrinsèques (Belgen et al., 2006; Harris et al., 2005), tels que des obstacles (Jorgensen et al., 2002).

## **2.2.3 Facteurs de risque de chutes**

Tel que déjà mentionné, les déficits sensorimoteurs et d'équilibre sont reconnus comme des facteurs de risque de chutes importants lors de la marche. Bien que certaines études aient échoué à distinguer les chuteurs des non-chuteurs à partir de tests cliniques d'équilibre (Weerdesteyn et al., 2008), Maeda et al. (2015) ont démontré que le score à l'échelle d'équilibre de Berg était un facteur prédictif des chutes chez des personnes hospitalisées après un AVC (Maeda et al., 2015). Les auteurs s'accordent sur le fait que les personnes hémiparétiques ont plus de risque de chuter lorsque la marche comporte une exigence cognitive telle que marcher en conversant (Weerdesteyn et al., 2008). Ainsi, les patients qui ont des atteintes cognitives sont aussi plus à risque de chuter. La dépression est aussi un facteur rapporté comme pouvant contribuer à augmenter le risque de chutes dans l'article de revue de Weerdesteyn et al. (2008).

## **2.2.4 Conséquences des chutes**

Les chutes ont des conséquences physiques et psychosociales majeures. Parmi les conséquences physiques, notons que le taux de fractures chez les personnes hémiparétiques qui chutent se situe entre 0,6 et 8,5% (Weerdesteyn et al., 2008). Une large proportion de ces fractures implique la hanche (45-59%), le plus souvent du côté parétique (76-82%) (Weerdesteyn et al., 2008) associé à un déséquilibre latéral. Toutefois, certaines personnes hémiparétiques chutent vers l'avant, lorsqu'elles trébuchent ou butent sur un obstacle, pouvant occasionner une blessure des membres supérieurs (Batchelor et al., 2012; Hyndman et al.,

2002). En plus des conséquences physiques, les conséquences psychologiques dont la peur de chuter et le sentiment d'efficacité relatif aux chutes, c.-à-d. la perception d'un individu de ses capacités (ou de sa confiance en soi) à éviter les chutes (Tinetti et al., 1990), sont significatives. La peur de chuter est un facteur psychologique important, car il a un impact direct sur les chutes (Batchelor et al., 2012). Parmi les personnes hémiparétiques ayant déjà chuté, entre 32% et 88% développent une peur de chuter (Batchelor et al., 2012) et la moitié d'entre elles a peur des chutes presque tout le temps (Watanabe, 2005). De plus, si la chute a causé une fracture et développé une peur de chuter, ces éléments peuvent contribuer à la diminution de l'activité physique et au déconditionnement (Figure 2.1) (Weerdesteyn et al., 2008). Le sentiment d'efficacité relatif aux chutes est un autre facteur psychologique associé aux capacités d'équilibre des personnes hémiparétiques (Hellström et al., 2001; Rosén et al., 2005) et à la vitesse de marche naturelle et rapide (Rosén et al., 2005). Ainsi, un faible sentiment d'efficacité relatif aux chutes pourrait diminuer les capacités d'équilibre et réduire la vitesse de marche renforçant ainsi les conséquences physiques (sensorimotrices) de l'AVC. Considérant l'incidence élevée des chutes lors de la marche, leurs conséquences et leurs relations avec les déficits d'équilibre et de marche, il est important d'étudier le contrôle de l'équilibre des personnes hémiparétiques lors des tâches locomotrices.

## **2.3 Caractéristiques du patron de marche des personnes hémiparétiques**

Cette section présente les déficits principaux du patron de marche des personnes hémiparétiques. La fréquence et l'importance de ces déficits varient d'une étude à l'autre à cause de différents facteurs, tels que la sévérité de l'atteinte, le temps post-AVC ainsi que la méthode d'évaluation de la marche (par exemple, au sol ou sur tapis roulant).

### **2.3.1 Vitesse de marche et paramètres spatiotemporels**

Les personnes hémiparétiques présentent une diminution de leur vitesse de marche confortable et maximale comparativement à des personnes en santé du même âge (Balaban et al., 2014; Nadeau et al., 2013; Olney et al., 1996; Richards et al., 2015). La vitesse confortable moyenne des personnes hémiparétiques varie de 0,53 m/s (Chen et al., 2005; Harris-Love et

al., 2001) à 1,2 m/s (Krasovsky et al., 2013) lors de la marche au sol et de 0,34 m/s (Chen et al., 2005) à 0,78 m/s (Hacmon et al., 2012) lors de la marche sur tapis roulant tandis que pour les personnes en santé, elle se situe autour de 1,34 m/s (Chen et al., 2005) au sol et 1,22 m/s (Hacmon et al., 2012) sur tapis roulant. La vitesse maximale des personnes hémiparétiques se situe entre 0,76 m/s (Jonsdottir et al., 2009) et 1,28 m/s (Milot et al., 2007) au sol et entre 0,78 m/s (De Bujanda et al., 2004) et 0,97 m/s (Hacmon et al., 2012) sur tapis roulant. La réduction de la vitesse de marche est associée à une diminution de la longueur du cycle ou du pas et de la cadence (Balaban et al., 2014; Capó-Lugo et al., 2012; Nadeau et al., 2013; Olney et al., 1996). Par exemple, la longueur du cycle des personnes hémiparétiques exprimée en pourcentage de la taille du sujet (43.9%) représente les deux tiers de la longueur du cycle des personnes en santé (67,1%) (Chen et al., 2003). La cadence varie de 78 pas/min (Harris-Love et al., 2001) à 103 pas/min (Hacmon et al., 2012) pour les personnes hémiparétiques, alors que celle des personnes en santé se situe entre 101 et 122 pas/min (Carr & Shepherd, Winter, 1991). Une augmentation de la largeur de pas est aussi rapportée chez les personnes hémiparétiques comparativement aux personnes en santé à des vitesses de marche équivalentes, avec une largeur de pas moyenne se situant entre 11,4 cm et 17,3 cm pour les patients et entre 9,6 et 11,5 cm pour les personnes en santé (Chen et al., 2005; Hacmon et al., 2012).

Les changements de la vitesse de marche, de la longueur du cycle et de la cadence sont associés à des changements de durées et de proportions des différentes phases du cycle de marche (Nadeau et al., 2013). Au niveau des paramètres temporels, la durée et la proportion de double appui sont plus longues chez les personnes hémiparétiques comparativement à des personnes en santé marchant à vitesse confortable, avec des valeurs moyennes d'environ 50% ou 0,71 s pour les patients et d'environ 20-24% ou 0,22 s pour les individus en santé (Balaban et al., 2014; Chen et al., 2003; Nadeau et al., 2013; Nardone et al., 2009; Olney et al., 1996). Mais la proportion du double appui est presque identique entre les deux groupes lorsqu'ils marchent à des vitesses similaires et lentes (49% versus 53%) (Olney et al., 1996). Enfin, la durée et la proportion de la phase d'oscillation sont augmentées du côté parétique comparativement au côté non parétique et aux valeurs des personnes en santé (Balaban et al., 2014; Kim et al., 2003b; Nadeau et al., 2013).

## 2.3.2 Asymétrie des paramètres spatiotemporels, cinématiques et cinétiques

### Asymétrie des paramètres spatiotemporels

Le patron de marche des personnes hémiparétiques se caractérise par des asymétries spatiotemporelles (Allen et al., 2011; Balaban et al., 2014; Balasubramanian et al., 2007; Chen et al., 2005; Lauzière et al., 2014a; Patterson et al., 2008; Roerdink et al., 2011), cinématiques (Balaban et al., 2014; De Bujanda et al., 2004; Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013) et cinétiques (Allen et al., 2011; Bovonsunthonchai et al., 2011; Bowden et al., 2006; Kim et al., 2003b; Lauzière et al., 2015; Nadeau et al., 2013). Parmi la population étudiée par Patterson et al. (2008), 55,5% des participants présentaient une asymétrie temporelle (durées des phases d'appui et d'oscillation) tandis que plus du tiers (33,3%) avaient une asymétrie spatiale (longueur de pas). Concernant l'asymétrie temporelle, la durée et proportion de la phase d'appui sont généralement plus élevées du côté non parétique (74% vs 60%; (Harris-Love et al., 2001); 0,89s vs 0,79s (Kim et al., 2003b)). La phase d'oscillation a une durée moyenne de 0,52s (ÉT : 0,06) et une proportion moyenne de 38,7% (ÉT : 2,0) pour le membre inférieur parétique et respectivement de 0,40s (ÉT : 0,03) et 25,9% (ÉT : 3,1) pour le membre inférieur non parétique (Chen et al., 2005; De Bujanda et al., 2004; Harris-Love et al., 2001; Hsu et al., 2003; Kim et al., 2003b; Krasovsky et al., 2013; Nardone et al., 2009). Le temps d'oscillation du membre inférieur parétique est augmenté avec un contact du pied parétique à 55% du cycle de marche et celui du pied non parétique à 45% de leur cycle respectif (Olney et al., 1996); par conséquent le temps d'appui unipodal non parétique est aussi augmenté. La longueur de pas et la durée de double appui des personnes hémiparétiques sont aussi asymétriques (Balasubramanian et al., 2007; Balasubramanian et al., 2010; Kim et al., 2003b; Patterson et al., 2010a; Roerdink et al., 2011); toutefois la direction de ces asymétries varie entre les individus avec une longueur de pas ou une durée de double appui plus grande soit du côté parétique soit du côté non parétique (Balaban et al., 2014; Kim et al., 2003b; Patterson et al., 2010b).

Afin de mieux comprendre la variabilité interindividuelle de l'asymétrie de longueur de pas chez les personnes hémiparétiques, deux études ont proposé chacune une analyse particulière de ce déficit de marche, mais qui aboutit à l'analyse du pas en séparant les

mouvements du tronc par rapport au pied en appui et l'avancée du pied oscillant par rapport au tronc : la première l'a analysé dans un cadre de référence corporel (par rapport au centre de masse global) et non dans un cadre de référence global (Balasubramanian et al., 2010), alors que la seconde a quantifié deux paramètres supplémentaires, c.-à-d. la progression du tronc et le placement du pied vers l'avant (Roerdink et al., 2011). Les résultats de la première étude ont montré une asymétrie antéropostérieure du placement du pied parétique, qui est positionné plus antérieur au bassin que le pied non parétique (Balasubramanian et al., 2010). Une asymétrie du placement latéral du pied en faveur du pied parétique (plus large) et une asymétrie de longueur de pas ont également été rapportées (Balasubramanian et al., 2010). Roerdink et al. (2011) ont observé que la progression du tronc et le placement du pied contribuaient tous deux à l'asymétrie de la longueur de pas de façon additionnelle et expliquaient la divergence de direction de cette asymétrie entre les participants hémiparétiques (Roerdink et al., 2011). Par exemple, si la direction de l'asymétrie de la progression du tronc est opposée à celle du placement du pied, la direction de l'asymétrie de la longueur de pas va dépendre de l'amplitude de l'asymétrie des deux premiers paramètres, c.-à-d. que l'asymétrie de la longueur de pas aura la même direction que celle du paramètre qui a la plus grande asymétrie.

### **Asymétrie des paramètres cinématiques**

Les profils des excursions angulaires du tronc et des trois articulations du membre inférieur des personnes hémiparétiques sont similaires à ceux des personnes en santé, mais l'instant auquel apparaissent les valeurs sommets durant le cycle de marche et leurs amplitudes diffèrent (Nadeau et al., 2013; Olney et al., 1996). Les excursions angulaires sont toutefois très variables entre les individus et dépendent de la vitesse de marche, c.-à-d. plus la vitesse est lente, plus les excursions angulaires sont petites (Lamontagne et al., 2007). Globalement, les personnes hémiparétiques montrent une diminution bilatérale des excursions et des valeurs sommets angulaires de la hanche, du genou et de la cheville comparativement à des personnes en santé (Lamontagne et al., 2007). Chez les personnes hémiparétiques, les paramètres cinématiques dans le plan sagittal diffèrent d'un côté par rapport à l'autre. Pour le membre inférieur parétique, les études rapportent une augmentation de la flexion plantaire avec une augmentation de la flexion du genou et une diminution de la flexion de hanche au

contact initial (Balaban et al., 2014; Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013). Durant la phase d'appui parétique, le genou reste en flexion (Balaban et al., 2014) ou parfois se positionne en hyperextension (Balaban et al., 2014; Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013), associée à une diminution de l'extension de hanche et de la flexion plantaire au décolllement des orteils (Balaban et al., 2014; Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013). Lors de la phase d'oscillation parétique, on observe une diminution de la flexion de hanche (Balaban et al., 2014), du genou (Balaban et al., 2014; Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013) et de la flexion dorsale de la cheville (Balaban et al., 2014; Lamontagne et al., 2007) qui peut être associée à une circumduction du membre inférieur pour faciliter l'élévation des orteils (Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013). Les changements cinématiques du côté non parétique sont une diminution de l'extension de la hanche (Lamontagne et al., 2007) et du genou (Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013) durant la phase d'appui et une augmentation de la flexion du genou durant la phase d'oscillation (Lamontagne et al., 2007; Nadeau et al., 2013). Toutefois, ces changements sont moins grands que ceux du côté parétique. Dans le plan frontal, des études rapportent une élévation du bassin du côté parétique durant l'oscillation (Lamontagne et al., 2007) et de plus grands déplacements latéraux du bassin (Lamontagne et al., 2007) et du tronc (De Bujanda et al., 2004).

### **Asymétrie des paramètres cinétiques**

Au niveau de la cinétique des membres inférieurs et des forces de réaction du sol, les personnes hémiparétiques présentent une large étendue de ces paramètres selon leur vitesse de marche et la direction de leur asymétrie spatiale (Allen et al., 2011). Bien que les profils des moments à la hanche et à la cheville de cette population soient similaires à ceux des personnes en santé, les amplitudes de ces paramètres sont diminuées des deux côtés comparativement à celles des personnes en santé (Balaban et al., 2014; Olney et al., 1996). En comparant le côté parétique au côté non parétique, certains auteurs ont rapporté une amplitude réduite du moment extenseur de la hanche parétique produit au début de la phase d'appui (Kim et al., 2004) alors que d'autres n'ont observé aucune différence entre les deux côtés (Teixeira-Salmela et al., 2001). Le moment fléchisseur de hanche parétique est généralement diminué au début de l'oscillation, c.-à-d. lors du « pull-off », comparativement au côté non parétique (Olney et al., 1996; Teixeira-Salmela et al., 2001). Les auteurs s'entendent pour dire que le

moment fléchisseur plantaire de la cheville parétique est diminué par rapport à celui du côté non parétique (Allen et al., 2011; Kim et al., 2004; Lauzière et al., 2014b; Lauzière et al., 2015; Teixeira-Salmela et al., 2001). Une diminution de la force de réaction antérieure est également observée du côté parétique expliquant la diminution de la propulsion du membre inférieur parétique alors qu'une augmentation du côté non parétique est rapportée (Bovonsunthonchai et al., 2011; Bowden et al., 2006; Peterson et al., 2010; Sousa et al., 2013). Plusieurs études ont démontré que les personnes hémiparétiques compensaient la réduction de poussée plantaire (moment fléchisseur plantaire) par une augmentation de l'utilisation des muscles fléchisseurs de hanche si elles en ont la capacité (Chen et al., 2003; Milot et al., 2008; Nadeau et al., 1999; Teixeira-Salmela et al., 2001). Chez ces patients, le moment fléchisseur de hanche devient plus grand du côté parétique par rapport au côté non parétique (Olney et al., 1996).

Au niveau de la force de freinage, les valeurs du côté parétique sont le plus souvent plus élevées que celles du côté non parétique (Bovonsunthonchai et al., 2011; Peterson et al., 2010; Sousa et al., 2013). Sousa et al. (2013) ont observé une relation entre l'impulsion de freinage du membre inférieur non parétique positionné en avant lors de la phase de double appui et l'impulsion de propulsion du membre inférieur parétique. Cette relation est absente lorsque le membre inférieur parétique développe une impulsion de freinage, c.-à-d. lorsqu'il est positionné en avant lors de la phase de double appui, indiquant une difficulté à contrôler la progression du corps en réaction à la poussée plantaire non parétique plus forte. Comme pour la force de réaction du sol antéropostérieure, la force verticale lors du contact initial du côté parétique est supérieure à celle du côté non parétique, tandis que lors de la propulsion la force verticale est plus faible du côté parétique que du côté non parétique (Bovonsunthonchai et al., 2011). Kim et al. (2003b) ont observé une force verticale moyenne plus élevée du côté non parétique que du côté parétique et cette asymétrie était corrélée négativement avec la vitesse de marche et positivement avec l'asymétrie des durées d'appui et d'oscillation. Dans le plan frontal, une diminution du moment abducteur de hanche durant l'appui parétique a été rapportée (Kim et al., 2004), tandis que la force de réaction du sol médiolatérale était augmentée en direction médiale durant la phase d'appui parétique comparativement au côté non parétique (Nadeau et al., 2013).

Plusieurs études ont démontré une relation entre les asymétries spatiotemporelle et cinétique du patron de marche et la vitesse de marche (Bowden et al., 2006; Nadeau et al., 1999; Patterson et al., 2008). Par exemple, une plus grande asymétrie temporelle est associée à une vitesse de marche plus lente (Patterson et al., 2008). Une relation entre les asymétries de longueur de pas et de propulsion du membre inférieur est également rapportée (Allen et al., 2011; Beaman et al., 2010; Lauzière et al., 2014b) : une plus faible propulsion du membre inférieur parétique, souvent rencontrée chez les personnes hémiparétiques, est associée à un pas non parétique plus court.

## **2.4 Équilibre**

*« La tendance la plus profonde de toute activité humaine est la marche vers l'équilibre »*

Jean Piaget

Avant de présenter comment la biomécanique de l'équilibre est affectée chez les personnes hémiparétiques, il est nécessaire de revoir le contrôle de l'équilibre des personnes en santé ainsi que son évaluation lors de la marche.

### **2.4.1 Définitions des principales composantes biomécaniques de l'équilibre**

Le contrôle postural implique de contrôler la position du corps dans l'espace dans un double but d'orientation et d'équilibre (Shumway-Cook et al., 2007). L'orientation posturale est définie comme la capacité de maintenir une configuration des segments corporels en fonction des conditions environnementales et gravitaires (Horak, 2006; Shumway-Cook et al., 2007; Winter, 1995). Selon Shumway-Cook et Woollacott (2007), le terme posture est souvent utilisé pour décrire l'alignement biomécanique des segments corporels et l'orientation du corps par rapport à l'environnement (Shumway-Cook et al., 2007). L'équilibre est un terme générique qui décrit la dynamique de la posture corporelle pour éviter une chute (Winter, 1995). Il est la résultante des forces internes et externes qui agissent sur le centre de masse (CM) pour contrôler sa position par rapport à la base de support (BS) (Shumway-Cook et al., 2007).

Le CM est un point équivalent à la masse totale du corps qui est la moyenne pondérée du CM de chaque segment corporel dans un espace tridimensionnel (Shumway-Cook et al., 2007; Winter, 1995). Sa relation avec le centre de pression (CP) est essentielle dans le contrôle de l'équilibre. Le CP est le point d'application du vecteur de la force globale de réaction du sol et représente la moyenne pondérée de toutes les pressions exercées par les surfaces en contact avec le sol (Winter, 1995). Winter (1995) décrit sa position sous chaque pied comme le reflet direct du contrôle neural des muscles de la cheville en position debout : l'augmentation de l'activité des fléchisseurs plantaires déplace le CP vers l'avant et une activité des inverseurs du pied le déplace latéralement. La distance horizontale entre le CP et le CM est proportionnelle à l'accélération horizontale du CM. La position du CP, qui dépend du placement du pied, influence donc les accélérations et la position du CM (Winter, 1995), ce qui permet le contrôle des conditions d'équilibre. Les accélérations horizontales nécessaires pour les déplacements latéraux et la progression vers l'avant sont donc assurées par la différence de position entre le CM et le CP (Winter et al., 1996). Finalement, la BS est la surface comprise sous et entre les appuis des pieds au sol, en position debout et lors de la marche (Popović et al., 2000); elle est aussi définie comme l'étendue des positions possibles du CP (Hof et al., 2005).

#### **2.4.2 Équilibre statique et dynamique**

Le contrôle postural debout et l'équilibre dynamique nécessitent l'intégrité de nombreux systèmes sensorimoteurs. Le maintien de la posture debout statique pieds fixes est assuré par le contrôle de la position de la projection du CM à l'intérieur de la BS (Patla, 2003). Ce principe s'applique dans une tâche statique, mais lors de la marche il est nécessaire de prendre en compte la vitesse du CM et le changement de la BS (Bruijn et al., 2013).

#### **2.4.3 Stratégies de maintien de l'équilibre en position debout**

L'analyse du contrôle de la posture statique a montré que les actions à mettre en jeu pour maintenir l'équilibre du corps sont adaptées selon l'intégration des informations provenant des différents canaux sensoriels (système visuel, vestibulaire et somatosensoriel) (Horak, 2006; Marigold et al., 2004). En posture debout pieds fixes, l'équilibre est assuré par des stratégies motrices de hanche, de cheville et mixtes, pour le plan sagittal, et de

charge/décharge (du poids du corps) dans le plan frontal (MacKinnon et al., 1993; Winter et al., 1993). Lorsque la perturbation est trop grande pour utiliser une de ces stratégies et qu'elle nécessite une modification de la BS, la récupération de l'équilibre a lieu en faisant un pas dans la direction antéropostérieure ou médiolatérale (de Oliveira, 2008; Shumway-Cook, 2007). Les réponses posturales permettent de positionner le CP pour contrôler le mouvement du CM et de maintenir l'équilibre durant la tâche. De plus, ces stratégies peuvent être réactives, anticipatoires et volontaires (de Oliveira et al., 2008; Horak, 2006; Patla, 2003), en fonction de la prédictibilité de la perturbation.

#### **2.4.4 Contrôle postural selon le modèle de Horak (2006)**

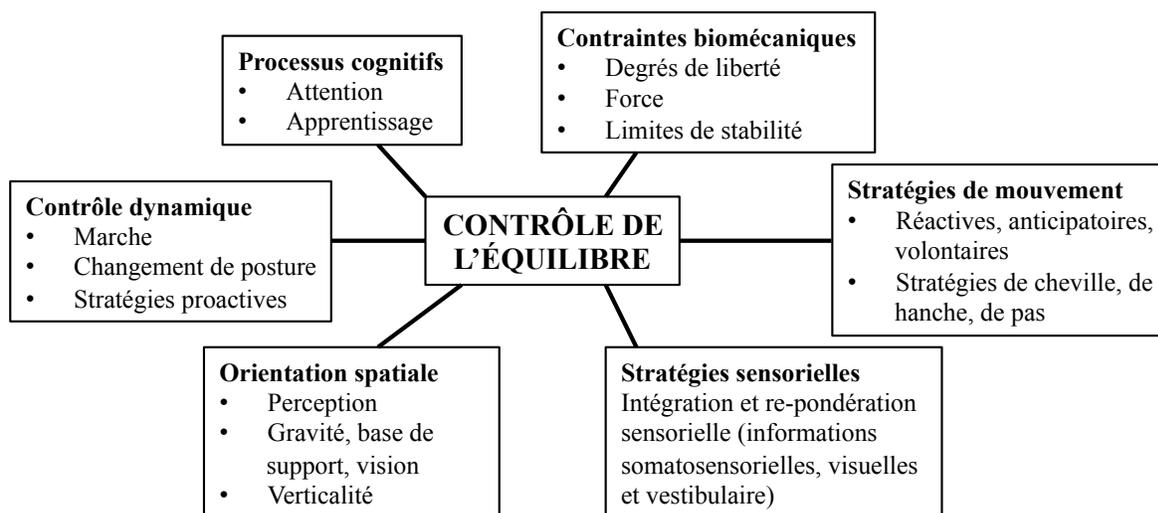
Un modèle de Horak (2006) (Figure 2.2) repris par de Oliveira et al. (2008) met en évidence les ressources (ou systèmes) nécessaires au contrôle postural statique et dynamique. Six ressources sont indispensables au maintien de l'équilibre en position debout et lors de tâches dynamiques (de Oliveira et al., 2008; Horak, 2006) :

1. Les contraintes biomécaniques incluant les degrés de liberté des articulations, la force musculaire et les limites de stabilité. La taille et la qualité de la BS, c'est-à-dire les pieds, font partie des contraintes biomécaniques les plus importantes (de Oliveira et al., 2008).
2. Les stratégies sensorielles incluant l'intégration et la repondération sensorielle. En position debout, l'équilibre dépendrait des informations somatosensorielles à 70%, des informations vestibulaires à 20% et de la vision à 10% (Horak et al., 2009; Peterka, 2002). Malgré la disponibilité de nombreuses sources d'informations sensorielles, dans une situation donnée, le système nerveux central donne la priorité à un système plutôt qu'à un autre pour contrôler l'équilibre en position debout (de Oliveira et al., 2008; Horak et al., 2009; Peterka, 2002; Shumway-Cook et al., 2007).
3. L'orientation spatiale incluant la perception de l'espace et la notion de verticalité. C'est la capacité à orienter les parties du corps en fonction de la gravité, de la surface d'appui, de l'environnement visuel et des référentiels internes.
4. Le processus cognitif relié à l'attention et les capacités d'apprentissage.

5. Les stratégies de mouvements qui peuvent être anticipatoires, réactives ou volontaires (de Oliveira et al., 2008; Horak, 2006; Patla, 2003). Ces stratégies nécessitent des synergies musculaires, des patrons de mouvement, des moments articulaires et des forces de réaction du sol et sont décrites comme des stratégies de cheville, de hanche et de pas (de Oliveira et al., 2008; Shumway-Cook et al., 2007).
6. Le contrôle dynamique, neurologique ou mécanique (effecteur), proactif (anticipatoire et prédictif), du CM en mouvement, principalement lors de la marche.

Un problème dans une de ces ressources serait la cause des déficits d'équilibre et de l'augmentation de l'incidence de chutes chez les personnes âgées (Horak, 2006). Deux études ont montré que ces ressources étaient affectées chez les personnes hémiparétiques leur causant des difficultés à contrôler l'équilibre debout et lors de la marche (Chinsongkram et al., 2014; Tsang et al., 2013).

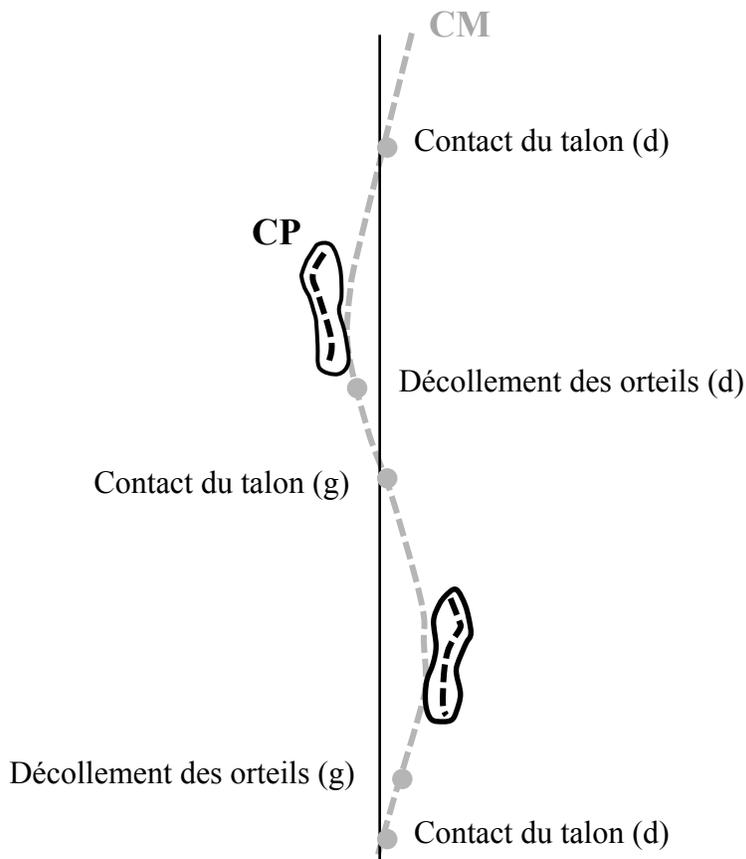
### Ressources nécessaires pour l'orientation et l'équilibre



**Figure 2.2.** Ressources nécessaires à l'orientation posturale et l'équilibre. Adapté de Horak (2006) et de Oliveira et al. (2008).

### **2.4.5 Équilibre durant la marche**

Durant la marche, le CM se déplace dans le sens de progression du corps en suivant une trajectoire sinusoïdale horizontale et verticale (Orendurff et al., 2004). Le CM atteint sa position la plus haute et la plus latérale durant la phase d'appui unipodal de chaque côté (à environ 30% et 80% du cycle de marche) et sa position la plus basse et la plus médiale durant les phases de double appui, plus précisément au début et à la fin du cycle de marche (Orendurff et al., 2004). La vitesse du CM est maximale à environ 10% et 60% du cycle durant les phases de double appui (lorsque sa position est la plus basse) et minimale durant une période se situant entre 30 et 45% du cycle de marche à la fin de la phase d'appui et entre 80 et 95% du cycle de marche à la fin de la phase d'oscillation (lorsque sa position est la plus haute) (Orendurff et al., 2008). Les amplitudes de déplacement du CM dépendent de la vitesse de marche : lorsque la vitesse de marche augmente, le déplacement vertical du CM augmente, tandis qu'il diminue en médiolatéral (Orendurff et al., 2004). Le CM, dans sa position la plus latérale, suit le long du bord médial du pied en appui sans jamais se placer à l'intérieur de la BS en appui unipodal (Winter, 1995) (Figure 2.3). Il n'est situé dans la BS que durant les phases de double appui. Le CP sous un pied se déplace du talon aux orteils durant la phase d'appui (Winter, 1995). Sa position maximale est toujours plus latérale que celle du CM, afin de réorienter sa direction d'un pied vers l'autre à chaque pas.



**Figure 2.3.** Trajectoire du CM et du CP durant la marche. La ligne grise en pointillé représente la trajectoire du CM global alors que la ligne pointillée noire correspond à la trajectoire du CP sous le pied en appui. (g) et (d) font référence au pied gauche (g) et droit (d), respectivement. Au contact du talon (d), le CM est en arrière du pied (d) en appui. Le CM passe le long du bord médial du pied (d) en appui et accélère ensuite en direction de la future position du pied (g). La période se situant entre le décollement des orteils (g) et le contact du talon (g) correspond à la phase d'appui unipodal (d). La trajectoire du CP est toujours latérale par rapport à celle du CM. Adapté de Winter (1995).

L'équilibre dans les plans frontal et sagittal a pour but de réguler la trajectoire horizontale médiolatérale et antéropostérieure du CM relative à la BS (MacKinnon et al., 1993; Winter, 1995). Le placement du pied, et donc la position du CP, est le mécanisme principal pour contrôler le CM. Durant la phase d'appui unipodal, le CP accélère le CM vers

l'avant et en médial par sa position postérieure et latérale, alors que durant la phase de double appui le CP passe d'une position plus postérieure à une position plus antérieure que celle du CM et décélère ainsi ce dernier (MacKinnon et al., 1993). Le placement adéquat du pied est une stratégie proactive, c.-à-d. que la position finale du pied doit être planifiée d'avance (Hof et al., 2007). Une fois le pied placé, la stratégie de cheville, sur une base rétroactive, peut y apporter des corrections mineures (Hof et al., 2007; Winter, 1995). Si cela n'est pas suffisant, une stratégie au niveau de l'articulation de la hanche en appui peut s'ajouter à celle de la cheville (Winter, 1995). Le contrôle de l'équilibre du segment « tête-membres supérieurs-tronc », représentant la plus grande partie de la masse corporelle et qui détermine ainsi en grande partie la position du CM, est obtenu, dans le plan frontal, par les abducteurs de hanche et par l'assistance passive de l'accélération médiale de l'articulation de la hanche qui contre le grand moment gravitationnel du segment « tête-membres supérieurs-tronc ». Enfin, la posture du tronc est régulée par la musculature spinale et par le couplage entre le bassin et le tronc supérieur (MacKinnon et al., 1993). Toutefois, les accélérations médiolatérales du tronc, reliées aux placements des pieds gauche et droit, ont de faibles amplitudes et, durant une phase d'appui, le patron d'accélération peut rapidement changer de côté (Zijlstra et al., 2003). Ces accélérations montrent une grande variabilité inter-sujet et semblent ainsi refléter des particularités des patrons de marche individuels (Zijlstra et al., 2003).

#### **2.4.6 Vitesse de marche et équilibre**

Augmenter la vitesse de marche est un des objectifs principaux de la réadaptation de la marche des personnes hémiparétiques. Celle-ci, avec une amélioration de l'indépendance, de la distance parcourue et de l'apparence de la marche, compte parmi les éléments que les patients souhaitent améliorer lors de leur rééducation (Bohannon et al., 1991). La vitesse de marche est effectivement un déterminant de la marche dans la communauté. Par exemple, à Montréal, il est nécessaire de marcher entre 0,9 et 1,3 m/s pour traverser une rue à la lumière verte à temps et en toute sécurité (Ministère des Transports, de la Mobilité durable et de l'Électrification du Québec, 2016). Toutefois, en plus d'être rapide, la marche doit être sécuritaire (Van de Port et al., 2008) et donc assurer un contrôle suffisant de l'équilibre.

Pour comprendre comment la vitesse de marche est reliée à l'équilibre chez les personnes hémiparétiques, il est important de décrire son influence sur l'équilibre en condition normale. Il est bon de rappeler que l'amplitude de déplacement latéral et vertical du CM varie en fonction de la vitesse de marche. À vitesse lente, le déplacement latéral tend à augmenter, tandis que le déplacement vertical tend à diminuer. À l'inverse, une vitesse confortable ou plus rapide diminue le déplacement latéral et augmente le déplacement vertical (Orendurff et al., 2004). Il a été démontré que chez des personnes jeunes et âgées en santé, une marche plus lente améliorerait leur équilibre (Bruijn et al., 2009; Jansen et al., 2014; Kang et al., 2008). Par exemple, lorsque des personnes jeunes marchent à une vitesse très lente (0,28 m/s), elles diminuent l'accélération de leur CM dans les directions verticale, antéropostérieure et médiolatérale comparativement à une vitesse de 1,1 m/s (Jansen et al., 2014). Ilmane et al. (2015) ont montré une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre postural et dynamique à vitesse maximale chez de jeunes adultes en santé comparativement à la difficulté à vitesse confortable et cette augmentation était associée à une vélocité du CM plus élevée. Il est aussi rapporté qu'une vitesse confortable est optimale en termes de travail musculaire (Neptune et al., 2008), de coût énergétique (VanSwearingen et al., 2014) et d'équilibre (Helbostad et al., 2003; Jordan et al., 2007; Kavanagh, 2009; Latt et al., 2008). Plus précisément, à vitesse confortable, les accélérations verticale et antéropostérieure du tronc sont optimisées (Latt et al., 2008), la variabilité des longueurs et durées de pas est réduite (Jordan et al., 2007) et la largeur des pas est plus petite (Helbostad et al., 2003) comparativement à une vitesse lente ou rapide. La relation entre ces variables et la vitesse de marche est représentée par une courbe en forme de « U ». Le même type de relation est observée entre la vitesse de marche et le risque de chutes ou les chutes chez les personnes âgées (Quach et al., 2011). Selon les conditions d'équilibre, c.-à-d. avec ou sans perturbation externe, il est nécessaire d'adapter la vitesse de marche et les paramètres spatiaux, comme la longueur de pas, pour récupérer son équilibre. Par exemple, lorsque le pied glisse vers l'avant à son contact au sol, une vitesse de marche rapide et une petite longueur de pas s'avèrent la stratégie efficace pour contrôler son équilibre puisque cela déplace le CM plus rapidement et plus vers l'avant (Bhatt et al., 2005; Espy et al., 2010). L'inverse est vrai lors du trébuchement (Owings et al., 2001).

## 2.4.7 Évaluations biomécaniques de l'équilibre

Dans cette section seront présentés les principaux modèles biomécaniques d'évaluation de l'équilibre utilisés pour quantifier l'équilibre dynamique debout et lors de la marche. Ces modèles prennent en compte les différentes variables définies dans la section précédente (CM, CP, BS), excepté le modèle de stabilité dynamique locale et orbitale.

Certains auteurs se sont intéressés au CP global et sous chaque pied, principalement à son déplacement, sa vitesse et sa régularité (mesure de dispersion), en analysant les paramètres dans les directions antéropostérieure et médiolatérale (Chisholm et al., 2011; Genthon et al., 2008; Peurala et al., 2007; Roerdink et al., 2009). L'équilibre en position debout a aussi été évalué en mettant en relation le CM et le CP. La distance entre le CP et la projection verticale au sol du CM ainsi que la variabilité de cette distance ont été utilisées pour quantifier l'équilibre debout (Corriveau et al., 2004; Masani et al., 2007; Yu et al., 2008).

Il est à noter qu'à ce jour aucune relation entre l'équilibre en position debout et l'équilibre à la marche ou la performance de marche n'a été démontrée (Kang et al., 2006; Karimi et al., 2011; Shimada et al., 2003). Les auteurs attribuent ce résultat à des mécanismes de contrôle de l'équilibre fondamentalement différents entre ces deux tâches.

Lors de la marche, des mesures simples utilisant le CM et le CP sont considérées comme indicatrices de l'équilibre dynamique durant cette tâche. Par exemple, l'excursion maximale du CM en médiolatéral (Chou et al., 2003; Kuo et al., 2010; O'Connor et al., 2009) ou l'angle d'inclinaison formé par le vecteur représentant le CM et le CP (Lee et al., 2006) ont été utilisés. Ces mesures simples ne considèrent cependant pas certains paramètres importants de l'équilibre, tels que ceux inclus dans les modèles plus complexes présentés ci-dessous.

### **Déplacements et accélérations linéaires du tronc et des autres segments**

Les déplacements et les accélérations du tronc peuvent être mesurés par des accéléromètres sur le tronc ou par une analyse tridimensionnelle du mouvement (De Bujanda et al., 2004; Helbostad et al., 2003; Kavanagh et al., 2004; MacKinnon et al., 1993; Mazza et al., 2008; Zijlstra et al., 2003). Des accélérations plus élevées sont associées à des changements d'état plus grands (changements de vitesse et/ou de direction) qui pourraient être

reliés à des situations dans lesquelles l'équilibre est plus difficile à contrôler (Kavanagh et al., 2004; Mazza et al., 2008; Zijlstra et al., 2003). Par exemple, les résultats de l'étude de Mazza et al. (2008) démontrent que le contrôle de l'accélération de la tête est essentiel lors de l'implantation d'une stratégie locomotrice (changement de vitesse de marche) et que sa perte serait une des causes d'instabilité de la marche chez les femmes âgées.

### **Région possible de stabilité**

Pai et al. (1997) ont démontré que la vitesse du CM doit être prise en compte pour évaluer l'équilibre de tâches dynamiques dans lesquelles le CM se trouve rarement à l'intérieur de la BS sans que l'équilibre soit pour autant compromis, comme lors de la marche. En effet, même si le CM est à l'extérieur de la BS, l'équilibre est possible si sa vitesse est suffisante et dirigée vers la BS. L'inverse peut aussi s'observer : le maintien de l'équilibre peut être impossible si la vitesse du CM est élevée et dirigée vers l'extérieur alors que le CM se situe dans la BS. Dans ces situations, le vecteur vitesse du CM doit être suffisamment grand pour rediriger le CM vers la BS (Kagawa et al., 2011). Ce modèle permet de prédire l'état d'équilibre lors d'une perturbation en fonction de l'état du CM (position et vitesse) par rapport à la région possible de stabilité. Cette région, définie dans les plans antéropostérieur et médiolatéral, englobe toutes les combinaisons possibles de position et de vitesse du CM pour lesquelles une perte d'équilibre est évitable (Hof et al., 2005; Pai et al., 1997; Yang et al., 2009). Plus précisément, un état initial du CM situé au-delà de la limite inférieure de la région de stabilité est plus instable et aura plus de chances de mener à une perte d'équilibre vers l'arrière. L'utilité de la région de stabilité est aussi de prédire, à partir de l'état du CM au décolllement des orteils, à quel endroit, latéralement ou médialement par rapport au pied en appui, un pas doit être fait pour éviter une perte d'équilibre (Yang et al., 2009).

### **Centre de masse extrapolé et marge de stabilité**

Hof et al. (2005) ont proposé un concept qui tient compte de la position et de la vitesse du CM, le « centre de masse extrapolé » (XCM). Ce modèle est utilisé pour évaluer l'équilibre lors de la marche naturelle et les conditions de marche avec des perturbations plus ou moins importantes. La distance entre le XCM et la limite de la BS est appelée « marge de stabilité » ; il existe deux types de marges de stabilité : la marge de stabilité spatiale représente

la distance entre le XCM et la limite de la BS (Bruijn et al., 2013) et indique l'impulsion minimale nécessaire pour amener le sujet en-dehors de son équilibre (Hof et al., 2005); et la marge de stabilité temporelle représente le temps nécessaire pour que le CM atteigne la limite de la BS (Bruijn et al., 2013; Hof et al., 2005). Ce modèle permet de déterminer le temps nécessaire aux individus pour retrouver leur stabilité après une perturbation (Hof et al., 2005), c.-à-d. la rapidité avec laquelle le placement du pied relativement au XCM retourne à la normale (Bruijn et al., 2013). Quand l'équilibre est menacé, les personnes priorisent une augmentation de la marge de stabilité vers l'arrière, limitant les chances d'une perte d'équilibre vers l'arrière (Bierbaum et al., 2010; Hak et al., 2012). Les stratégies possibles pour augmenter la marge de stabilité antéropostérieure et médiolatérale durant la marche sont la modification des paramètres spatiotemporels, par exemple l'augmentation de la largeur de pas pour une plus grande marge de stabilité médiolatérale (Espy et al., 2010; Hof et al., 2005; Hof, 2008; Hof et al., 2007).

### **Modèle de stabilité dynamique locale et orbitale**

Le modèle de stabilité dynamique locale et orbitale permet de quantifier la sensibilité naturelle du système locomoteur humain à des perturbations infinitésimales internes et externes, survenant lors de la marche et sa capacité à revenir à une trajectoire stable (Kao et al., 2014). En d'autres mots, les exposants de Lyapunov, ou de divergence locale, mesurant la stabilité locale, quantifient tout au long du cycle comment le système neuromusculaire répond à de petites perturbations locales intrinsèques (Dingwell et al., 2006). La stabilité locale est mesurée à court terme (au cours du cycle de marche) (Bruijn et al., 2013; Dingwell et al., 2006). Quant à la stabilité orbitale, elle est mesurée localement dans l'espace par le multiplicateur maximal de Floquet à un instant du cycle et est comparée entre les cycles (Kang et al., 2008; Kao et al., 2014). La mesure de la stabilité orbitale analyse un système dynamique non linéaire strictement périodique qui prend en compte la dynamique de tout le cycle de la tâche (Riva et al., 2013) et quantifie la fréquence de convergence/divergence des variables de marche continues (par exemple, des mouvements segmentaires et des angles articulaires) (Bruijn et al., 2013). Ces mesures sont calculées à partir d'un patron de marche stable (« *steady-state* ») sans perturbation externe et reflètent donc la capacité à répondre à de petites perturbations naturelles et à revenir à une trajectoire normale avec une vitesse appropriée après ces

perturbations pour lesquelles un changement de comportement n'est pas requis (Bruijn et al., 2013). La stabilité locale à court terme est une mesure valide pour estimer la probabilité de chutes, contrairement à la stabilité locale à long terme ( $4^e$ - $10^e$  cycle) et la stabilité orbitale (Bruijn et al., 2013). Toutefois, le calcul de ces mesures est complexe et nécessite de moyenniser un nombre élevé de cycles (Bruijn et al., 2013).

Un aspect intéressant de ces mesures de stabilité locale et orbitale est qu'elles se font habituellement avec des marqueurs ou des accéléromètres placés au niveau du tronc ou du segment dont on veut mesurer la stabilité (Dingwell et al., 2006; Kang et al., 2008; Kao et al., 2014). Ce type d'instruments est aussi utilisé pour quantifier les déplacements et accélérations du tronc, illustrant dans une certaine mesure l'équilibre d'un individu, puisque le maintien de l'équilibre du haut du corps est un aspect critique de la locomotion (Grabiner et al., 2008; MacKinnon et al., 1993). Cependant, ces paramètres ne sont pas analysés par rapport à la BS.

### **Modèle d'équilibre dynamique : forces stabilisante et déstabilisante**

Le modèle d'équilibre dynamique (Duclos et al., 2009) est celui retenu dans le cadre de cette thèse. Il sera décrit plus en détail dans le chapitre 4 Méthodologie.

Le principe qui sous-tend le modèle d'équilibre dynamique, développé par Duclos et al. (2009) se base sur les deux éléments importants à contrôler pour maintenir l'équilibre : la position et la vitesse du CM (Pai et al., 1997). Le modèle quantifie la difficulté à contrôler ces deux paramètres et mesure l'équilibre en termes de forces (Newton) plutôt qu'en distance (mètre) ou temps (seconde) requis pour déplacer le CM jusqu'à la limite de la BS. Il permet de quantifier la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique lors de n'importe quelle tâche dynamique dont la marche, au moyen de deux concepts : la force stabilisante et la force déstabilisante. La première est une force théorique nécessaire pour arrêter les déplacements du corps à chaque instant de la tâche. Elle représente l'aspect dynamique de l'équilibre, à savoir le contrôle des déplacements du corps. Les deux composantes de la force stabilisante sont l'énergie cinétique ( $1/2 mv^2$ ) incluant la vitesse du CM et la distance entre le CP et la BS. La force déstabilisante est une force théorique nécessaire pour déstabiliser le corps par rapport à sa BS. Elle évalue plutôt la composante posturale de l'équilibre, à savoir la posture du corps par rapport à la BS. Elle est définie par la force de réaction verticale, la hauteur du CM,

représentant toutes deux la position du CM, et la distance entre le CP et la BS. Cette dernière composante est commune aux deux forces et représente la distance disponible pour générer une réaction posturale puisque le CP traduit l'activité du système sensorimoteur pour réaliser la tâche et maintenir l'équilibre.

En plus de mesurer les deux composantes de l'équilibre, posturale et dynamique, considérées comme fondamentales pour l'équilibre (Horak, 2006; Massion et al., 2004), le modèle d'équilibre dynamique inclut deux variables importantes dans l'équilibre, le CP et le CM, alors que dans les modèles présentés précédemment seul le CM est pris en compte (Hof, 2008; Pai et al., 1997). Il tient également compte de la modification continue de la BS dans une tâche dynamique, telle que la marche dans laquelle les pieds sont constamment en mouvement. C'est un modèle instantané et non prédictif puisqu'il quantifie l'équilibre à chaque instant de la tâche. Toutefois, bien qu'il mette en évidence ce qu'il faut contrôler et qu'il quantifie ce qui est disponible pour ce contrôle (distance entre le CP et la BS), il ne prend pas en compte les capacités à déplacer le CP, car les forces mesurées sont des forces absolues, théoriques en fonction des caractéristiques des mouvements réalisés et non les efforts que déploie le sujet pour se stabiliser.

La sensibilité de ce modèle est supportée par des résultats montrant l'augmentation du niveau de difficulté de maintien de l'équilibre lors de la marche avec perturbations (Ilmane et al., 2015). Il a ainsi la capacité de mesurer les réponses à de grandes perturbations, provoquées par des changements de vitesse (accélérations et décélérations) d'une des courroies du tapis roulant proportionnels à la vitesse de marche durant la phase d'oscillation. Dans une étude évaluant le niveau d'équilibre des jeux sur une planche d'équilibre, les forces stabilisante et déstabilisante ont également différencié les exigences posturales et dynamiques d'équilibre entre les différents jeux de stabilité en position debout et la marche au sol (Duclos et al., 2012). Les modifications de la difficulté à maintenir l'équilibre mesurées chez des personnes en santé ou hémiparétiques au cours d'une perturbation proprioceptive lors de la marche (Mullie et al., 2014) ou chez des personnes avec une lésion médullaire lors de la marche au sol (Lemay et al., 2014) ou dans une pente (Desrosiers et al., 2014) supportent aussi la sensibilité au changement de ce modèle. Il a l'avantage de pouvoir identifier les phases les plus instables d'une tâche dynamique. Les analyses ont montré qu'à la marche au sol ou sur tapis roulant, la

phase d'appui unipodal est la période la plus instable puisque c'est à cette période que se situent les valeurs sommets de chacune des forces (Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012). Comme les études le montrent, le modèle d'équilibre dynamique indique le niveau de difficulté d'une situation dans laquelle le sujet n'est pas instable. Toutefois, il n'a pas encore été testé pour sa capacité à déterminer le risque de chutes de patients présentant des déficits d'équilibre.

### **Variabilité des paramètres de marche**

Pour évaluer la stabilité dynamique lors de la marche, certains auteurs ont utilisé une méthode basée sur la variabilité des paramètres de marche cinématiques et spatiotemporels. Plusieurs indices caractérisent la variabilité de ces paramètres, par exemple, l'écart médian absolu (Chau et al., 2005), l'écart-type ou le coefficient de variation (Beauchet et al., 2009). Toutefois, les études révèlent qu'une marche stable peut être caractérisée par une augmentation ou une diminution de la variabilité du cycle de marche chez les personnes âgées (Beauchet et al., 2009). De façon similaire, Brach et al. (2005) ont montré qu'une trop grande ou une trop petite variabilité de la largeur de pas était associée à un risque de chutes élevé. Une augmentation de la variabilité de la marche serait indicative d'une diminution de stabilité et donc d'une probabilité augmentée de chutes, mais elle pourrait aussi refléter les multiples degrés de liberté du système qui contrôle l'équilibre (Bruijn et al., 2013). Une diminution de la variabilité pourrait illustrer une incapacité à ajuster les mouvements des membres inférieurs lors de la marche et à s'adapter à l'environnement, ce qui pourrait engendrer un déséquilibre voire une chute. Par contre, bien qu'elle soit une mesure indirecte de la stabilité de la marche, les mesures de variabilité du cycle de marche auraient l'avantage, tout comme le modèle de stabilité locale, de prédire avec succès la probabilité de chutes, ce que n'ont pas réussi à démontrer les autres modèles ou approches (Bruijn et al., 2013).

## **2.5 Équilibre des personnes hémiparétiques suite à un AVC**

L'équilibre en position debout sera brièvement abordé, car l'emphase de cette thèse est mise sur l'équilibre lors des tâches dynamiques, telles que la marche à différentes vitesses et avec une charge externe placée sur le membre inférieur.

### **2.5.1 Position debout quasi statique et dynamique**

De nombreux auteurs ont rapporté une instabilité posturale dans les directions antéropostérieure et médiolatérale en position debout quasi statique et dynamique, quantifiée par exemple par la distance entre le CM et le CP, l'amplitude, la vitesse et les oscillations du CP (Chern et al., 2010; Corriveau et al., 2004; Dault et al., 2003; Ikai et al., 2003; Kirker et al., 2000; Lamontagne et al., 2003; Mansfield et al., 2011; Marigold et al., 2006b; Pai et al., 1994; Peurala et al., 2007; Tasseel-Ponche et al., 2015). Cette instabilité est accompagnée d'une asymétrie de la mise en charge qui est caractérisée respectivement par une augmentation et une diminution de l'appui du côté non parétique et parétique (Mansfield et al., 2011; Mansfield et al., 2012; Marigold et al., 2006b; Peurala et al., 2007; Tasseel-Ponche et al., 2015) et qui est associée à des déficits proprioceptifs et musculaires (faiblesse musculaire des membres inférieurs) (de Oliveira et al., 2008; Mansfield et al., 2013; Marigold et al., 2006b; Niam et al., 1999).

En plus d'une asymétrie de mise en charge, une asymétrie de la contribution des membres inférieurs au contrôle postural est aussi mise en évidence par le déplacement de la position du CP vers le membre inférieur non parétique (Mansfield et al., 2011; Tasseel-Ponche et al., 2015), par un déplacement anormal du CP sous le pied parétique (Genthon et al., 2008; Roerdink et al., 2009) et par des délais dans les réponses posturales au niveau des muscles des membres inférieurs, plus grands du côté parétique avec un manque de coordination entre les groupes musculaires synergiques proximaux et distaux (Ikai et al., 2003; Kirker et al., 2000; Marigold et al., 2006a). Certains auteurs expliquent les réactions posturales anormales des personnes hémiparétiques par une difficulté à intégrer et repondérer les informations sensorielles provenant des systèmes visuel, vestibulaire et somatosensoriel (Dault et al., 2003; de Oliveira et al., 2008). Une altération des représentations internes du corps dans l'espace, un biais de la verticalité et des déficits cognitifs spatiaux peuvent également affecter le contrôle postural debout des personnes hémiparétiques (Barra et al., 2009; Tasseel-Ponche et al., 2015).

Lors de tâches plus dynamiques en position debout, l'équilibre des personnes hémiparétiques diffère des personnes en santé (Chern et al., 2010; Dault et al., 2003; Lamontagne et al., 2003; Pai et al., 1994). Dans une tâche de transfert de poids d'un membre inférieur à l'autre qui ressemble à celui lors de la phase de double appui de la marche,

l'amplitude et la vélocité du CP dans les directions antéropostérieure et médiolatérale sont augmentées comparativement aux personnes en santé (Dault et al., 2003; Peurala et al., 2007). Une augmentation de l'amplitude de déplacement du CP par rapport aux personnes en santé est aussi observée lors de la flexion du tronc pour atteindre une cible (Chern et al., 2010) ou lors de mouvements de la tête (flexion, extension, rotations) (Lamontagne et al., 2003) associée à une plus longue durée de la tâche. Pour les auteurs de ces deux études, leurs résultats seraient liés à l'utilisation d'une plus grande marge de sécurité : ralentir l'exécution de la tâche et allonger le déplacement du CP serait une stratégie pour faciliter le contrôle du CM à l'intérieur de la BS par le CP dans les directions antéropostérieure et médiolatérale (Chern et al., 2010; Lamontagne et al., 2003). Cela suggère la présence d'une difficulté à moduler les actions posturales dans les deux directions témoignant d'une instabilité réelle, et/ou d'une perception altérée des limites de stabilité.

Face à une perturbation (interne ou externe) en position debout, les personnes hémiparétiques utilisent essentiellement une stratégie de hanche et dans une moindre mesure une stratégie de cheville lorsque la BS n'a pas à être modifiée (de Oliveira et al., 2008). Ces stratégies, pour être efficaces, nécessitent une force musculaire et des informations sensorielles adéquates. Cependant, puisque des déficits d'intégration sensorielle et une faiblesse musculaire sont présents après un AVC, ces stratégies sont souvent inefficaces chez les personnes hémiparétiques. De plus, ces personnes utilisent plus souvent des stratégies compensatoires (ex. : elles se tiennent au mur ou s'appuient sur des objets) et des stratégies de pas (c.-à-d. elles récupèrent leur équilibre en faisant un ou plusieurs pas en avant ou latéralement) que les personnes en santé du même âge (de Oliveira et al., 2008).

### **2.5.2 Marche sans perturbation**

Malgré l'incidence de chutes élevée considérant le faible niveau d'activités physiques et la survenue des chutes durant la locomotion (Weerdesteyn et al., 2008), peu d'études se sont intéressées à l'équilibre des personnes hémiparétiques lors de la marche sans perturbation externe. L'équilibre durant la marche des personnes après un AVC est instable en comparaison des personnes en santé (Hak et al., 2013; Kao et al., 2014). En effet, une diminution de l'équilibre dans les directions médiolatérale (Hak et al., 2013; Kao et al., 2014) et

antéropostérieure (Hak et al., 2013) est observée chez des personnes hémiparétiques comparativement à des personnes en santé lorsque les deux groupes marchent à vitesse confortable. Lorsque les personnes hémiparétiques et en santé marchaient à la même vitesse, De Bujanda et al. (2004) ont constaté que les personnes hémiparétiques avaient des accélérations latérales du tronc plus élevées vers le côté parétique, indiquant une plus grande difficulté à contrôler la vélocité du transfert du poids du corps vers le membre inférieur parétique que non parétique. Les résultats de Nott et al. (2014) ont montré des changements plus grands et plus variables des moments externes s'exerçant sur le CM (momentum angulaire du corps) dans le plan médiolatéral durant l'appui unipodal parétique chez les personnes hémiparétiques comparativement à des personnes en santé marchant à des vitesses similaires. Ces changements sont associés à un placement du pied plus large et plus variable (Nott et al., 2014). La difficulté à contrôler la BS et le CM, par un placement du pied, des accélérations ou un momentum du corps adéquats, traduit une diminution de l'équilibre dynamique chez les personnes hémiparétiques.

Le contrôle de l'équilibre des personnes hémiparétiques lors de la marche diffère selon le membre inférieur en appui. Nott et al. (2014) et De Bujanda et al. (2004) ont rapporté une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre lors de l'appui parétique que lors de l'appui non parétique. De plus, un plus grand déplacement antéropostérieur et une plus grande variabilité de la position médiolatérale du CP sous le membre inférieur non parétique ont été observés (Chisholm et al., 2011). Cette asymétrie de contrôle de l'équilibre est associée à la sévérité des déficits sensorimoteurs (Chisholm et al., 2011; Nott et al., 2014) et à l'asymétrie de la durée d'appui unipodal (De Bujanda et al., 2004). Ces résultats peuvent expliquer en partie la grande proportion de chutes latérales des personnes hémiparétiques (Weerdesteyn et al., 2008). Toutefois, l'asymétrie du CP dans l'étude de Chisholm et al. (2011) suggère aussi des difficultés de propulsion vers l'avant et d'équilibre lors de l'oscillation du membre inférieur parétique.

## **Relations entre la vitesse de marche, l'asymétrie du patron de marche et l'équilibre chez les personnes hémiparétiques**

Bien que le temps plus long passé en double appui, l'augmentation de la largeur de pas, ainsi que la diminution de la durée d'appui unipodal parétique puissent être associés à une réduction de la vitesse de marche (Balasubramanian et al., 2010; Patterson et al., 2010b), ces changements spatiotemporels seraient aussi liés à un déficit de contrôle de l'équilibre (Bowen et al., 2001; Chen et al., 2005; Patterson et al., 2010b). La capacité des personnes hémiparétiques à marcher plus rapidement qu'à la vitesse réduite qu'elles utilisent spontanément a été souvent démontrée (Beaman et al., 2010; Capó-Lugo et al., 2012; Hacmon et al., 2012; Hsu et al., 2003; Jonsdottir et al., 2009; Krasovsky et al., 2013; Lamontagne et al., 2004). Certains auteurs ont montré qu'une marche plus rapide améliorerait certains paramètres de la marche par exemple une augmentation de la longueur de pas (Capó-Lugo et al., 2012; Lamontagne et al., 2004). De plus, la variabilité de la position du CP, principalement sous le pied non parétique, est un facteur qui prédit la vitesse de marche ; en effet, une plus petite variabilité antéropostérieure et une plus grande variabilité médiolatérale de la position du CP sont associées à une vitesse de marche rapide (Mizelle et al., 2006). Considérant la réserve qui existe et le bénéfice de marcher plus rapidement à divers niveaux, il est indiqué de se questionner sur les raisons qui empêchent les personnes hémiparétiques de marcher plus rapidement et pourquoi elles optent pour une vitesse de marche réduite comparativement à des personnes en santé du même âge (Chen et al., 2005; Hacmon et al., 2012; Jonsdottir et al., 2009; Milot et al., 2007; Nadeau et al., 2013; Olney et al., 1996). Il est possible que l'équilibre soit une de ces raisons : si les personnes hémiparétiques réduisent encore plus leur vitesse, leur stabilité se détériore (Kao et al., 2014). Même si elles utilisent une vitesse de marche confortable réduite pour optimiser le contrôle de leur équilibre, elles restent encore relativement instables comparativement à des personnes en santé (Hak et al., 2013; Kao et al., 2014). Cette diminution de leur vitesse de marche pourrait leur procurer une réserve fonctionnelle qui pourrait les aider à réagir à des perturbations externes inattendues et ainsi permettre une récupération de l'équilibre et éviter une chute.

L'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques est un élément qui pourrait également expliquer les déséquilibres et les chutes associées. À l'inverse, elle pourrait

augmenter leur équilibre, par le fait, par exemple, de passer plus de temps en appui sur le membre inférieur non parétique. Concernant la relation entre l'asymétrie du patron de marche et l'équilibre, la méthode d'évaluation de l'équilibre diffère entre les études. Certaines d'entre elles ont quantifié l'équilibre en position debout, soit par des mesures du CP sous les pieds (Hendrickson et al., 2014; Nardone et al., 2009), soit avec l'échelle d'équilibre de Berg (Bovonsunthonchai et al., 2011; Lewek et al., 2014), et non durant la marche. Hendrickson et al. (2014) ont analysé la contribution de chaque membre inférieur au contrôle postural debout en mesurant la variation de la position antéropostérieure du CP. Ces auteurs ont montré que l'asymétrie de la contribution des membres inférieurs au contrôle postural, réduite du côté parétique et augmentée du côté non parétique, était reliée significativement à l'asymétrie de la longueur de pas et des durées d'appui et d'oscillation (Hendrickson et al., 2014). Lewek et al. (2014) ont aussi trouvé une corrélation négative entre l'asymétrie spatiotemporelle et le score sur l'échelle de Berg, c.-à-d. plus l'asymétrie à la marche est grande, plus l'équilibre clinique est précaire. Au contraire, aucune association entre ce score et l'asymétrie des forces de réaction antéropostérieure et verticale durant la marche n'a été observée (Bovonsunthonchai et al., 2011).

L'asymétrie de la position médiolatérale du CP en position debout, c.-à-d. l'asymétrie de mise en charge sur les membres inférieurs, est corrélée négativement à la vitesse de marche et la cadence et positivement à la durée d'appui unipodal non parétique (Nardone et al., 2009; Tasseel-Ponche et al., 2015). Cela signifie que les personnes hémiparétiques avec une durée d'appui unipodal non parétique plus longue durant la marche sont celles qui sont les plus asymétriques en position debout (Nardone et al., 2009). D'autres auteurs ont également démontré que les personnes hémiparétiques présentant une plus grande asymétrie de la phase d'appui unipodal étaient celles qui avaient le plus de difficulté à maintenir leur équilibre durant la marche, mesuré par les déplacements du CP (Chisholm et al., 2011) ou les accélérations du tronc (De Bujanda et al., 2004).

Les caractéristiques spatiotemporelles et cinétiques (ex. : la propulsion du membre inférieur vers l'avant) de la marche peuvent témoigner d'un déficit de contrôle de l'équilibre lors de marche, car elles déterminent le placement du pied et la surface de la BS, ainsi que la position du CP. Comme mentionné précédemment, cette position permet le contrôle des

accélération du CM qui est un déterminant du contrôle de l'équilibre (MacKinnon et al., 1993; Patla, 2003; Winter, 1995). On s'attend par exemple à ce qu'une asymétrie de longueur de pas rende l'équilibre des personnes hémiparétiques plus précaire parce que leur BS est raccourcie lors du pas le plus court. De façon similaire, une asymétrie des moments abducteurs de hanche avec une faiblesse du côté parétique pourrait rendre l'équilibre plus précaire durant la phase d'appui parétique puisque les muscles abducteurs de hanche ont un rôle important pour assurer la stabilité du bassin et l'équilibre de l'individu dans le plan frontal durant la phase d'appui (Anderson et al., 2003; Eng et al., 1995; Kim et al., 2004).

### **2.5.3 Marche avec perturbations externes (cognitives et physiques)**

#### **Double tâche (cognitive et motrice)**

Les situations en double tâche associant la locomotion et les fonctions cognitives (ex. : parler tout en marchant; traverser une rue en gérant la distance à faire et le trafic) sont très fréquentes dans la vie quotidienne et sont des conditions à risque de chutes pour les personnes après un AVC (Weerdesteyn et al., 2008). Bien que les personnes hémiparétiques puissent prioriser la tâche cognitive par rapport à la marche (Plummer-D'Amato et al., 2010) ou privilégier une stratégie posturale lors du franchissement d'obstacles (Smulders et al., 2012), leur stratégie est le plus souvent inadéquate ou elles ne sont pas capables de suivre les instructions de priorisation (Harley et al., 2009; Yogev-Seligmann et al., 2008) : par exemple, elles privilégient la tâche cognitive, alors que leur équilibre est précaire, ce qu'elles devraient donc favoriser (Yogev-Seligmann et al., 2008). L'utilisation d'une stratégie où la tâche motrice n'est pas priorisée augmenterait le risque de chutes, déjà présent à cause de déficits sensorimoteurs, mais aussi à cause d'une utilisation inadéquate des ressources attentionnelles limitées, de la diminution des fonctions exécutives et de la capacité réduite à diviser l'attention (Yogev-Seligmann et al., 2008).

#### **Franchissement d'un obstacle**

Le franchissement d'obstacles au sol est un élément de l'environnement qui nécessite une modification du patron de marche et de l'équilibre des personnes en santé et hémiparétiques. Ces dernières présentent une élévation plus grande des orteils parétiques

relativement à l'obstacle que les personnes en santé du même âge lors du franchissement d'obstacle avec le membre inférieur parétique en premier (Said et al., 2001). Il est avancé que cette stratégie pourrait leur permettre de s'assurer de ne pas heurter l'obstacle et donc de réduire le risque de contact des orteils dès le début de la tâche, ce qui représente une menace pour leur équilibre (Said et al., 2001). De plus, les personnes avec un AVC minimiseraient les pertes d'équilibre en diminuant la vitesse antéropostérieure du CM et en maintenant le CM proche du talon non parétique en appui. La diminution de la vitesse antéropostérieure du CM réduirait le mouvement antérieur du CM, rendant plus facile la récupération de l'équilibre et diminuant les chances de chutes vers l'avant (Said et al., 2008). Toutefois, de plus petits pas après l'obstacle engendreraient pour ces personnes un risque de perte d'équilibre vers l'avant (Said et al., 2008). Dans le plan frontal, la valeur maximale de vitesse médiolatérale du CM en direction du membre inférieur parétique (qui franchit l'obstacle) a tendance à augmenter, ce qui indiquerait un équilibre précaire (Said et al., 2008). De grandes vitesses pourraient refléter une difficulté à décélérer le CM géré durant le double appui par la charge et décharge relative des membres inférieurs. Lors du franchissement d'obstacles avec le membre inférieur non parétique en premier, les personnes avec un AVC seraient plus instables durant l'appui sur le membre inférieur parétique, comparativement à des personnes en santé, comme l'indique une plus grande distance entre le CM global et le CP sous le pied en appui (Said et al., 2008). La vitesse de marche réduite compenserait partiellement la difficulté à contrôler la position du CM et du CP et l'instabilité que cette difficulté engendre. De plus, lors de l'oscillation du membre inférieur parétique suiveur, la diminution de l'élévation des orteils et de la flexion du genou parétique favorise les risques d'accrochage du membre inférieur parétique sur l'obstacle, augmentant ainsi le risque de chute (Said et al., 2005).

### **Glissade et trébuchement**

Lors de perturbations de type glissade provoquées par un mouvement rapide vers l'avant d'une plate-forme (sous un pied) ou d'un tapis roulant (sous les deux pieds), entre 71 et 100 % des participants hémiparétiques présentent des pertes d'équilibre vers l'arrière (Kajrolkar et al., 2014), alors que la proportion des pertes d'équilibre lors de trébuchement naturel ou sous forme de perturbation n'est pas rapportée pour cette population. Cependant,

Burpee et al. (2015) ont pu analyser en moyenne une dizaine de trébuchements naturels durant une session de marche sur tapis roulant de 20 minutes.

Lorsque des glissades ou des trébuchements sont provoqués, les personnes hémiparétiques ont besoin de plusieurs pas pour récupérer leur équilibre et elles utilisent le plus souvent le membre inférieur non parétique pour effectuer le pas de récupération (Martinez et al., 2013; Patel et al., 2015). Elles montrent aussi des difficultés d'initiation et d'exécution du pas de récupération et un manque de stabilité par un support de poids inadéquat non seulement du membre inférieur durant le pas de récupération, mais aussi du membre inférieur lors du contact au sol du pas de récupération (Hak et al., 2013; Inness et al., 2014; Krasovsky et al., 2013; Nonnekes et al., 2010; Patel et al., 2015). L'instabilité est caractérisée par une position et une vitesse du CM augmentées vers l'arrière dans le cas de glissades (Hak et al., 2013; Kajrolkar et al., 2014).

En cas de glissades, la stratégie efficace est une marche rapide avec des pas courts (Bhatt et al., 2005; Espy et al., 2010). L'instabilité plus importante observée chez les personnes hémiparétiques lors de glissades pourrait donc être associée au fait que leur vitesse de marche est plus lente et que leurs pas plus courts ne soient pas assez rapides pour placer le CP suffisamment en avant du CM pour rétablir leur équilibre contrairement aux personnes en santé. Dans le même ordre d'idée, Burpee et al. (2015) ont avancé que certains déficits au membre inférieur parétique pourraient expliquer les trébuchements à la marche présents chez certaines personnes hémiparétiques. Ces auteurs ont observé une plus grande flexion plantaire de la cheville, une vitesse plus lente de la flexion du genou au décolllement des orteils et un plus grand moment d'extension du genou en fin d'appui chez les personnes qui trébuchent comparativement à celles qui ne trébuchent pas (Burpee et al., 2015). Ces déficits allongeraient le membre inférieur durant l'oscillation et empêcheraient ainsi une élévation des orteils adéquate, essentielle pour éviter de buter sur le sol (Burpee et al., 2015). Dans l'étude de Krasovsky et al. (2013), la stratégie utilisée par les personnes hémiparétiques pour répondre à la perturbation de type trébuchement est d'abaisser le membre inférieur perturbé (non parétique), c.-à-d. en le rapprochant du sol avec une diminution de la longueur et de la durée du pas, alors que les personnes en santé font une élévation du membre inférieur avec une durée d'oscillation plus longue et une longueur de pas identique ou plus grande. La difficulté à

contrôler l'équilibre lors de l'appui sur le membre inférieur parétique pourrait expliquer le choix d'une stratégie (abaissement du membre inférieur) qui réduirait la durée de cet appui et favoriserait ainsi le maintien de l'équilibre.

Il est important de noter que la majorité de ces études ont rapporté que, malgré un très bon niveau de récupération fonctionnelle et un faible risque de chutes, les personnes hémiparétiques présentaient des difficultés d'équilibre face à des perturbations volontaires, naturelles ou induites, lors de la marche (Burpee et al., 2015; Hak et al., 2013; Inness et al., 2014; Krasovsky et al., 2013; Nonnekes et al., 2010; Patel et al., 2015).

## **2.6 Modifications du patron de marche selon les conditions environnantes**

Différentes interventions sont proposées pour améliorer la marche des personnes post-AVC. Deux d'entre elles sont plus spécifiquement détaillées dans cette section, car leur influence sur l'équilibre a été étudiée dans le présent travail. La marche sur un tapis roulant à double courroie avec des vitesses de courroies différentes vise à symétriser le patron de marche (Reisman et al., 2007)) tandis que l'ajout d'une charge à la cheville lors la marche a pour but d'augmenter la force des muscles proximaux des membres inférieurs (Duclos et al., 2014; Noble et al., 2006). Ces deux approches sont justifiées par le fait qu'on s'attend à ce qu'une marche symétrique soit plus fonctionnelle en répartissant les efforts aux deux membres inférieurs et qu'un niveau plus élevé de force musculaire des membres inférieurs est un déterminant connu de la vitesse de marche (Chen et al., 2003; Hsu et al., 2003; Kim et al., 2003a; Milot et al., 2007; Parvataneni et al., 2007; Winter, 1991).

### **2.6.1 Tapis roulant à double courroie**

L'utilisation du tapis roulant à double courroie est une approche novatrice, qui permet de symétriser le patron de marche des personnes hémiparétiques. Alors qu'un protocole de marche sur un tapis roulant à double courroie symétrise le patron de marche des personnes hémiparétiques (Reisman et al., 2007), il induit un patron de marche asymétrique chez les personnes en santé quand les vitesses de courroie redeviennent identiques (Bruijn et al., 2012; Lauzière et al., 2014b; Mawase et al., 2013; Ogawa et al., 2014; Reisman et al., 2007;

Roemmich et al., 2014). Pour expliquer les changements spatiotemporels de la marche durant l'adaptation, c.-à-d. lorsque les vitesses de courroies sont asymétriques, et durant la période post-adaptation, c.-à-d. lorsque les vitesses de courroies sont à nouveau identiques, des études récentes ont quantifié l'activité musculaire (Ogawa et al., 2014) et la biomécanique des membres inférieurs (Lauzière et al., 2014b; Roemmich et al., 2012) ainsi que les forces de réaction du sol (Mawase et al., 2013; Ogawa et al., 2014). Ces études ont tenté de mieux comprendre les adaptations lors de la marche sur un tapis roulant à double courroie durant les périodes d'adaptation et de post-adaptation. Deux mécanismes d'adaptation ont été identifiés. Le premier, dit réactif, est observé pour les paramètres intra-jambes, tels que la longueur du cycle et la durée d'appui (Bruijn et al., 2012; Morton et al., 2006; Ogawa et al., 2014; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007; Roemmich et al., 2014). Il est caractérisé par des changements qui se produisent instantanément au début de l'adaptation (période où les courroies ont des vitesses différentes). Ces changements sont immédiats et évoluent peu au cours de la période d'adaptation et ne montrent pas de post-effet (Morton et al., 2006; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). Ce mécanisme d'adaptation est réactif (contrôle «*feedback*») puisque les changements seraient produits en réaction immédiate aux changements de vitesse des courroies grâce aux informations sensorielles provenant de chaque membre inférieur qui détectent la modification de situation locomotrice et commandent l'ajustement (Morton et al., 2006; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). Des changements réactifs ont aussi été décrits dans certaines composantes des forces de réaction du sol telles que la composante de propulsion de la force antéropostérieure, la composante de la force verticale durant la phase d'appui unipodal et la force médiolatérale (Mawase et al., 2013; Ogawa et al., 2014).

Le second mécanisme d'adaptation, dit prédictif, reflète la capacité du système nerveux à réagir progressivement à une perturbation afin que l'exécution du mouvement intègre cette perturbation pour en atténuer l'effet. Il s'observe dans les changements de longueur de pas et de durée de double appui, considérés comme des paramètres inter-jambes. Ces paramètres sont très asymétriques au début de la période où les vitesses de courroie sont différentes, et ils se corrigent progressivement au cours de cette période (Bruijn et al., 2012; Malone et al., 2014; Ogawa et al., 2014; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007; Roemmich et al., 2014). Le

mécanisme pouvant expliquer ce phénomène serait que l'exagération de l'asymétrie durant la perturbation donnerait une meilleure information au système nerveux pour développer des stratégies pour la diminuer (Reisman et al., 2010b; Reisman et al., 2007, 2009). Lorsque les courroies sont ramenées à la même vitesse (période de post-adaptation), les changements persistent pendant 15 (avec un ratio de 2 : 1; (Malone et al., 2010)) à 50 (avec un ratio de 3 : 1; (Malone et al., 2014)) cycles. Ce phénomène de conservation du patron de mouvement résultant de l'adaptation, appelé « post-effet », est reproduit dans la nouvelle situation (contrôle « *feed-forward* ») et doit être progressivement réajusté pour la nouvelle condition de marche (vitesses des courroies identiques). En plus des paramètres spatiotemporels, la composante de freinage de la force de réaction du sol antéropostérieure au contact du talon ainsi que la force verticale durant la phase de double appui présentent une réponse prédictive durant la période d'adaptation suivie d'un post-effet dans la période de post-adaptation (Mawase et al., 2013; Ogawa et al., 2014). Ce mécanisme d'adaptation est défini par Noble et al. (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 persister après le retour à une condition de marche normale (sans perturbation) (Bastian, 2008; Noble et al., 2006; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007).

Des études, utilisant un tapis roulant à double courroie, ont montré qu'en accélérant le membre inférieur qui effectuait un pas plus court (souvent le membre inférieur non parétique) lors de la période d'adaptation, la longueur de ce pas était augmentée comparativement à l'autre côté, lorsque les courroies reviennent à la même vitesse (période de post-adaptation) rendant ainsi les patients plus symétriques à court terme (Malone et al., 2014; Reisman et al., 2007, 2009). Cette réduction de l'asymétrie était transférable au sol, dans une proportion de 60 % de la correction obtenue sur tapis roulant (Reisman et al., 2009). De plus, après l'adaptation, on a observé également une augmentation du moment fléchisseur plantaire du membre inférieur qui était sur la courroie lente. Considérant l'importance de ce groupe de muscles pour la propulsion du membre inférieur lors de la marche, il serait particulièrement intéressant de placer le membre inférieur parétique sur la courroie lente lors de la phase d'adaptation afin d'en augmenter les capacités de propulsion (Lauzière et al., 2014b). Bien que

ces résultats démontrent que les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC unilatéral sans atteinte cérébelleuse (Morton et al., 2006) préservent une capacité d'adaptation, très peu d'évidences permettent de conclure à une adaptation permanente d'un patron de marche plus symétrique (Reisman et al., 2010a).

Les effets obtenus durant les périodes d'adaptation et de post-adaptation sur tapis roulant à double courroie dépendent de plusieurs facteurs. Premièrement, le post-effet induit par la marche avec des vitesses de courroies asymétriques sur les paramètres spatiotemporels dépend de l'asymétrie initiale de ces paramètres de sorte que le membre inférieur qui a une longueur de pas plus courte doit être sur la courroie rapide pour augmenter sa longueur de pas et diminuer l'asymétrie chez les personnes hémiparétiques (Lauzière et al., 2014b; Reisman et al., 2010a; Reisman et al., 2007, 2009). De façon similaire, selon Lauzière et al. (2014b), l'effet du tapis roulant à double courroie sur la cinétique semble bénéfique seulement quand le membre inférieur parétique, qui produit un moment fléchisseur plantaire plus faible, est sur la courroie lente. Ces auteurs ont montré que le moment fléchisseur plantaire augmentait pour le membre inférieur qui était sur la courroie lente et diminuait pour le membre inférieur sur la courroie rapide chez des personnes en santé et hémiparétiques (Lauzière et al., 2014b).

L'effet de la perturbation dépend aussi de la vitesse de marche et de la différence entre les vitesses des courroies lors de la période d'adaptation (Roemmich et al., 2014; Vasudevan et al., 2010). La plupart des études utilisent un protocole avec des vitesses de courroie fixes (0,5 m/s et 1,0 m/s) et un ratio de 2 : 1 (Bruijn et al., 2012; Mawase et al., 2013; Ogawa et al., 2014; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007), malgré une vaste étendue de vitesses de marche confortables des personnes en santé (Bohannon et al., 2011) et hémiparétiques (Nadeau et al., 1999; Patterson et al., 2008). L'amplitude du post-effet est plus importante lorsque la vitesse des courroies en post-adaptation est équivalente à la vitesse de la courroie lente (Hamzey et al., 2016; Vasudevan et al., 2010).

Un autre facteur à considérer est l'effet de l'âge sur l'adaptation locomotrice bien qu'il n'y ait pas de consensus entre les études. Selon Bruijn et al. (2012), les personnes âgées s'adaptent moins durant la période d'adaptation, c.-à-d. quand les vitesses de courroie sont asymétriques, et montrent peu de post-effets sur les paramètres spatiotemporels durant la phase de post-adaptation comparativement à de jeunes adultes, probablement à cause de la

dégénérescence du faisceau cortico-cérébelleux liée à l'âge. Toutefois, l'étude de Roemmich et al. (2014) ne parvient pas à la même conclusion puisque ces auteurs ont trouvé une seule différence mineure pour les paramètres spatiotemporels entre les personnes âgées et jeunes. Finalement, une étude a montré que la réalisation d'une tâche cognitive durant la période d'adaptation ralentissait la correction de l'asymétrie et lors de la période de post-adaptation, le post-effet prenait plus de temps pour disparaître. Aucun effet n'a été trouvé sur l'amplitude de la correction ou du post-effet (Malone et al., 2010).

Actuellement, l'impact d'un tel protocole sur l'équilibre des personnes hémiparétiques n'est pas connu. Considérant la réorganisation locomotrice (spatiotemporelle et cinétique) exigée pendant les périodes d'adaptation et de post-adaptation, il est probable que le contrôle de l'équilibre soit compromis.

### **2.6.2 Charge placée sur un segment corporel**

L'ajout d'une charge sur une jambe durant la marche est une approche utilisée par les cliniciens pour entraîner leurs patients dans le but d'augmenter le travail des muscles proximaux afin d'améliorer leurs capacités locomotrices (Alabdulwahab et al., 2015; Kollen et al., 2000; Lam et al., 2009a; Park et al., 2014). En effet, le placement d'une charge sur la partie distale de la jambe augmente le niveau d'effort aux articulations proximales (hanche > genou) en modifiant la masse et les propriétés inertielles des membres inférieurs (Noble et al., 2006). Cette approche fonctionnelle peut donc être considérée comme un entraînement orienté sur la tâche, ce qui est pertinent pour améliorer les capacités de marche des personnes hémiparétiques (Langhorne et al., 2011).

Quelques études se sont intéressées à déterminer l'effet de l'ajout d'une charge à la cheville sur le patron de marche chez des personnes en santé (Browning et al., 2007; Noble et al., 2006; Royer et al., 2005; Smith et al., 2007), des personnes avec une amputation transtibiale (Selles et al., 2004) ou après un AVC (Bonnyaud et al., 2013; Duclos et al., 2014; Khanna et al., 2010; Regnaud et al., 2008).

Concernant les effets de la charge sur la cinématique de la marche des personnes en santé, on rapporte une augmentation du temps d'oscillation du membre inférieur chargé et réciproquement du temps d'appui du côté non chargé (Browning et al., 2007; Noble et al.,

2006; Royer et al., 2005; Smith et al., 2007). 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 les moments fléchisseur de hanche et extenseur du genou augmentaient au début de l'oscillation, au moment de lever la charge (Browning et al., 2007; Noble et al., 2006; Smith et al., 2007), alors que le moment en extension de hanche et celui en flexion du genou augmentaient en fin d'oscillation, pour ralentir la charge (Browning et al., 2007; Noble et al., 2006; Smith et al., 2007). Des résultats similaires ont été rapportés chez des personnes avec une amputation transtibiale avec toutefois des modifications limitées de la cinématique, mais une augmentation des moments (Selles et al., 2004).

La vitesse de marche est une variable importante dans l'étude de l'effet de la charge puisqu'elle influence les accélérations linéaires et angulaires des segments. L'augmentation de la masse du segment par la charge et sa distribution distale sur le segment (au niveau de la cheville) requièrent une plus grande force au niveau des articulations proximales pour déplacer cette charge. De plus grandes accélérations associées à une vitesse de marche plus rapide vont également augmenter cette force au niveau proximal.

Chez les personnes hémiparétiques marchant au sol avec une charge à la cheville parétique, les résultats de Duclos et al. (2014) ont montré une augmentation de la vitesse de marche, de la longueur du pas parétique (chargé) et des excursions angulaires de la hanche, principalement en extension, tandis qu'aucun changement des paramètres spatiotemporels et cinématiques n'a été observé dans l'étude de Khanna et al. (2010). Les personnes hémiparétiques ont également augmenté leurs moments et leurs puissances musculaires à la hanche au début de la phase d'appui et au genou à la fin de la phase d'oscillation du côté parétique (Duclos et al., 2014), ce comportement se rapprochant de celui des personnes en santé. Toutefois, contrairement à ces dernières, les personnes hémiparétiques ne présentent pas de changement cinétique au début de la phase d'oscillation (Duclos et al., 2014). Il faut cependant noter que dans cette dernière étude, les effets d'une charge à la cheville parétique sur le patron de marche, bien que significatifs, étaient de taille petite à modérée et montraient une grande variabilité inter-sujet, particulièrement à la hanche (Duclos et al., 2014). Cette étude est la seule qui nous renseigne sur les effets de l'ajout d'une charge à la cheville

parétique sur la cinétique des membres inférieurs dans le plan sagittal chez des personnes hémiparétiques marchant au sol (Duclos et al., 2014).

Les effets de l'ajout d'une charge à la cheville sur le contrôle de l'équilibre sont inconnus. Les changements observés à la hanche suggèrent que l'équilibre pourrait être plus précaire parce que l'augmentation des moments à la hanche réduit la réserve de ces muscles pour assurer l'équilibre. De plus, l'oscillation du membre inférieur chargé pourrait même être un élément externe perturbateur de l'équilibre en augmentant l'inertie du membre inférieur. À l'inverse, la marche avec charge pourrait aider à stabiliser le sujet puisqu'elle ajoute une force verticale qui aide à l'équilibre. Il va de soi que ces effets sont assurément très dépendants de la vitesse de marche qui module ces effets.

En résumé, les personnes hémiparétiques suite à un AVC présentent des problèmes locomoteurs, tels qu'une diminution de la vitesse de marche et une asymétrie du patron de marche, et chutent fréquemment. Les évidences, peu nombreuses, ont montré que les personnes hémiparétiques avaient des difficultés à maintenir leur équilibre durant la marche comparativement aux personnes en santé du même âge. Alors que l'association entre les déficits d'équilibre et les chutes est relativement bien démontrée, la relation entre les modifications du patron de marche (asymétrie) et le contrôle de l'équilibre (précaire) reste à être documentée. Les personnes hémiparétiques sont capables de marcher plus rapidement et/ou plus symétriquement sur demande, mais elles ne le font pas spontanément dans leur quotidien. Pourraient-elles choisir cette façon de marcher parce qu'elle leur permet de mieux gérer leur équilibre? Différentes approches en réadaptation visent à réduire les déficits sensorimoteurs des personnes hémiparétiques afin d'améliorer leur vitesse de marche, de réduire l'asymétrie locomotrice et de renforcer le membre inférieur parétique. Les effets de ces approches sur l'équilibre doivent aussi être déterminés afin d'aider les cliniciens dans le choix de ces interventions. Cette thèse vise donc à quantifier l'équilibre des personnes hémiparétiques dans différentes conditions affectant la marche.

## **Chapitre 3. Objectifs et hypothèses**

### **3.1 Objectif et hypothèses généraux de la thèse**

Les problèmes d'équilibre et les chutes lors de la marche sont très fréquents chez les personnes hémiparétiques et sont associés à une diminution de la vitesse de marche, à une asymétrie du patron de marche et à une faiblesse musculaire des membres inférieurs. Des interventions en réadaptation visent à améliorer ces déficits, mais leur impact sur l'équilibre a été très rarement évalué. L'objectif général de cette thèse était de quantifier la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique et postural des personnes hémiparétiques lors de la marche sur tapis roulant. Différentes conditions de marche ont été évaluées afin de mieux comprendre les relations entre l'équilibre et les modifications du patron de marche, telles que la réduction de la vitesse de marche, l'asymétrie et l'ajout d'une charge à la cheville.

Quatre hypothèses principales ont été formulées :

- 1) Les personnes hémiparétiques auront plus de difficulté à maintenir leur équilibre dynamique et postural que les personnes en santé lorsqu'elles marchent à des vitesses similaires. L'équilibre sera comparable pour les deux groupes lorsque chacun marche à vitesse confortable. Les personnes hémiparétiques réduiraient donc leur vitesse de marche pour diminuer les exigences en termes d'équilibre.
- 2) Les capacités d'adaptation et de désadaptation des personnes âgées en santé, mesurées par les forces de réaction du sol, seront diminuées par rapport à celles de jeunes adultes lors d'un protocole de marche sur tapis roulant à double courroie. De plus, l'équilibre des personnes âgées sera davantage modifié lors de la marche avec des vitesses de courroies inégales.
- 3) L'équilibre dynamique et postural des personnes hémiparétiques sera plus difficile à maintenir lorsque leur patron de marche sera plus symétrique. Le patron de marche asymétrique causé par les déficits sensorimoteurs consécutifs à l'AVC diminuera les exigences en termes d'équilibre.
- 4) La difficulté à maintenir l'équilibre postural et dynamique sera plus grande avec l'ajout d'une charge à la cheville pour les personnes hémiparétiques. Une étude récente de

Duclos et al. (2014) a montré de plus grandes exigences musculaires proximales au niveau des membres inférieurs lors de la marche avec une charge. Ces exigences additionnelles auront une influence sur l'équilibre.

### **3.2 Objectifs spécifiques de la thèse**

Les objectifs spécifiques sont présentés en fonction de trois thèmes qui réfèrent aux éléments pouvant influencer l'équilibre :

Thème 1 : équilibre et vitesse de marche chez les personnes hémiparétiques (article n°1)

- 1) Quantifier la difficulté à maintenir l'équilibre des personnes hémiparétiques lorsqu'elles marchent à vitesses confortable et maximale sur un tapis roulant.
- 2) Déterminer si la réduction de la vitesse de marche des personnes hémiparétiques est un moyen pour réduire les exigences d'équilibre dynamique et postural.

Thème 2 : équilibre et asymétrie du patron de marche chez les personnes âgées et les personnes hémiparétiques (articles n°2 et 3)

- 1) Décrire les modifications des forces de réaction du sol lors d'un protocole de marche sur un tapis roulant à double courroie et leur influence sur l'équilibre chez des personnes en santé.
- 2) Comparer les capacités d'adaptation et de désadaptation des personnes âgées actives et des jeunes adultes lorsqu'elles marchent sur un tapis roulant à double courroie.
- 3) Déterminer l'effet des vitesses de courroies inégales sur l'équilibre des personnes en santé.
- 4) Déterminer l'effet d'un patron de marche plus symétrique sur la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique et postural lors de la marche chez des personnes hémiparétiques.
- 5) Évaluer l'effet des conditions de marche sur un tapis roulant avec des vitesses de courroies inégales (le membre inférieur non parétique ou parétique sur la courroie rapide lors de la phase d'adaptation) sur la difficulté à maintenir l'équilibre chez des personnes hémiparétiques

Thème 3 : équilibre et charge à la cheville lors de la marche chez les personnes hémiparétiques  
(article n°4)

- 1) Évaluer l'effet d'une charge à la cheville, placée du côté non parétique puis du côté parétique, sur la difficulté à maintenir l'équilibre durant la marche sur tapis roulant chez des personnes hémiparétiques.

## **Chapitre 4. Méthodologie**

### **4.1 Participants à l'étude**

Deux groupes de participants ont été recrutés pour ce projet de doctorat. Le premier groupe comprenait des personnes ayant subi un AVC depuis plus de six mois et ayant suivi une période de réadaptation intensive. Le second groupe était composé de personnes en santé.

#### **4.1.1 Critères de sélection**

Pour les personnes en santé, les critères d'inclusion étaient 1) de n'avoir aucune pathologie neurologique, cardiaque ou orthopédique pouvant altérer leur patron de marche, 2) de n'avoir aucune douleur incapacitante dans les membres inférieurs ou le tronc pouvant entraver la marche et 3) de pouvoir tolérer une activité de trois heures avec des périodes de repos.

Pour les personnes hémiparétiques, les critères d'inclusion comprenaient 1) d'avoir eu un premier AVC unilatéral il y a plus de six mois, 2) d'être indépendant à la marche sur de courtes distances sans aide technique, 3) de marcher à une vitesse confortable supérieure à 0,5 m/s, car généralement les personnes marchant plus lentement utilisent une aide à la marche ou nécessitent un support de poids pour marcher sur un tapis roulant (Visintin et al., 1998) et 4) de tolérer une activité de marche de trois heures avec des périodes de repos. Les personnes hémiparétiques ont été exclues si elles avaient 1) une atteinte cérébelleuse, 2) une douleur entravant la marche, 3) une aphasie de compréhension sévère, 4) une pathologie cardio-respiratoire non contrôlée et 5) un déficit cognitif défini par un score inférieur à 25/30 sur l'échelle « *Mini-Mental State Examination* » (Folstein et al., 1983).

#### **4.1.2 Éthique et recrutement**

Après l'obtention de l'approbation éthique par le comité d'éthique (CÉR) de la recherche des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), l'étude a pu débuter avec le recrutement des participants en santé et des participants hémiparétiques suite à un AVC. L'autorisation du CÉR permettait le

recrutement de ces derniers au CIUSS du Centre-Sud-de-l'île-de-Montréal (Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) et Centre de réadaptation Lucie-Bruneau) et à l'Hôpital de réadaptation Villa Medica. Les personnes hémiparétiques ont été recrutées de plusieurs façons. Premièrement, 41 appels téléphoniques ont été effectués suivant une liste de personnes qui ont participé à des projets dans le laboratoire de pathokinésiologie et qui ont consenti à être recontactées pour d'autres projets de recherche ; 12 participants ont été recrutés par ce moyen. Deuxièmement, nous avons transmis les critères de sélection des participants aux cliniciens de l'IRGLM et de Villa Medica travaillant avec une clientèle ayant eu un AVC. De cette façon, quatre personnes ont été recrutées à l'IRGLM et deux à Villa Medica. Troisièmement, des affiches approuvées par le CÉR ont été placées dans les trois centres de réadaptation ; ce moyen a permis à une personne de nous contacter et d'être recrutée. Finalement, un dernier participant a été recruté par le réseau d'amis d'un étudiant du laboratoire de pathokinésiologie. Ainsi, vingt personnes hémiparétiques ont participé à ce projet. Pour les participants en santé, dix ont été recrutés à partir d'une liste de participants ayant consenti à être contactés pour d'autres projets de recherche dans le même laboratoire et 14 autres ont été recrutés parmi les collègues ou les connaissances des membres du laboratoire de pathokinésiologie. Tous les participants hémiparétiques et en santé ont été informés des objectifs de l'étude et ont donné leur consentement éclairé en signant le formulaire de consentement approuvé par le CÉR.

## **4.2 Évaluation clinique**

Lors de la 1<sup>re</sup> session, une évaluation clinique a été réalisée chez tous les participants hémiparétiques et en santé pour caractériser les deux groupes et s'assurer de leur admissibilité à l'étude. Cette évaluation sera décrite pour les deux groupes dans les sections suivantes.

### **4.2.1 Participants en santé**

L'évaluation clinique des personnes en santé a débuté par une anamnèse portant sur les antécédents et les problèmes médicaux actuels pouvant influencer leur performance dans le cadre du projet. Un questionnaire portant sur la fréquence et le nombre d'heures d'activités modérées à intenses a servi à déterminer si les participants en santé de l'étude n<sup>o</sup>2 étaient des

personnes actives selon les recommandations de l'Organisation mondiale la santé (OMS, 2016). Selon cet organisme, une personne est considérée comme active, lorsqu'elle réalise 150 minutes d'activités physiques par semaine. La présence et l'intensité d'une douleur au repos et à l'activité ont été mesurées sur une échelle visuelle analogue de 10 cm (Hawker et al., 2011). Puis, les amplitudes articulaires des membres inférieurs ont été évaluées bilatéralement. La sensibilité au toucher a été mesurée sous les malléoles latérales avec les monofilaments Touch-Test<sup>®</sup> (Semmes-Weinstein) (Saltzman et al., 2004), la pallesthésie a été évaluée au niveau des malléoles latérales avec un diapason de 128 Hz (Kokmen et al., 1977), les sens de position et du mouvement ont été évalués pour les hanches, les genoux, les chevilles et les hallux.

L'équilibre a été évalué avec l'échelle d'évaluation de l'équilibre de Berg (BBS) (Berg et al., 1995a) qui a pour objectif d'évaluer l'équilibre en position debout et le risque de chutes dans des populations adultes. Il comporte 14 items, représentant des activités statiques et dynamiques dont la difficulté varie, telles que le transfert de la position assise à la position debout (le plus facile) et se tenir debout sur un membre inférieur (le plus difficile) (Berg et al., 1995a). Chaque item est coté de 1 à 4, déterminant la capacité à effectuer l'activité, puis le score de chaque item est additionné pour obtenir un score maximal de 56 qui reflète le plus haut niveau de capacité d'équilibre.

Le test « *Timed Up and Go* » (TUG) a été utilisé pour évaluer la mobilité fonctionnelle (Ng et al., 2005; Shumway-Cook et al., 2000). Le TUG a pour objectif d'évaluer la mobilité, l'équilibre, la capacité de marche et le risque de chutes chez les personnes âgées (Podsiadlo et al., 1991; Shumway-Cook et al., 2000). Dans ce test, le patient est assis sur une chaise, appuyé contre le dossier. Au signal de départ, il se lève, marche trois mètres à une vitesse de marche confortable (ou maximale, selon les consignes), fait demi-tour et revient s'asseoir sur la chaise, dos appuyé. La durée de la tâche est chronométrée dès le signal de départ jusqu'à ce que le patient s'asseye à nouveau.

La confiance en l'équilibre a été mesurée avec l'échelle de confiance en l'équilibre dans des activités spécifiques (échelle ABC, « *Activities-specific Balance Confidence Scale* ») (Powell et al., 1995). L'échelle ABC est un questionnaire auto-rapporté qui vise à mesurer le degré de confiance de la personne en son équilibre associé à la réalisation de tâches de la vie

quotidienne et comporte 16 items de niveaux de difficulté variés. Pour chaque item, les participants répondent à la question suivante : « Jusqu'à quel point êtes-vous confiant de garder votre équilibre lorsque vous... ? » (Filiatrault et al., 2007) en cotant selon une échelle de 0 à 100 %, 0 représentant aucune confiance et 100 une confiance maximale à garder l'équilibre dans la tâche évaluée. La somme de chaque item est divisée par le nombre total d'items pour obtenir un score global.

La peur de chuter et sa répercussion sur le quotidien des participants ont été rapportées avec deux questions : « Avez-vous peur de chuter ? Si oui, à quelle fréquence ? » ; les réponses possibles étaient « presque jamais », « parfois », « souvent », « très souvent » et « constamment » (Tinetti et al., 1990; Zijlstra et al., 2007). La seconde question était « Évitez-vous certaines activités à cause de cette peur ? » ; si la réponse était affirmative, les participants devaient préciser à quelle fréquence (« presque jamais », « parfois », « souvent », « très souvent », et « constamment ») ils évitaient ces activités et devaient citer quelques activités qu'ils évitaient (Tinetti et al., 1990; Zijlstra et al., 2007).

Les vitesses de marche confortable et maximale ont été mesurées par le test de marche sur dix mètres (Perera et al., 2006). Ce test consiste à chronométrer le temps de marche sur une distance de 10 mètres. Le sujet commence à marcher deux mètres avant les 10 mètres et s'arrête deux mètres après afin que sa vitesse soit stable durant la mesure.

Enfin, la force musculaire bilatérale isométrique des muscles abducteurs de la hanche a été évaluée par deux physiothérapeutes avec un dynamomètre manuel. Le participant était en décubitus dorsal sur un lit de traitement avec les hanches et genoux en extension. Il devait forcer progressivement jusqu'à son maximum contre le dynamomètre situé au niveau de la face latérodistale de la jambe. Le second physiothérapeute stabilisait le membre inférieur controlatéral. Deux mesures étaient effectuées ; si la différence entre les deux excédait 10 %, une troisième mesure était prise. Le moment abducteur de hanche (en Newton/mètre, Nm) a été obtenu en multipliant la valeur de force (N, Newton) moyenne des deux essais et la distance (m) entre le grand trochanter et l'endroit où était placé le dynamomètre.

## 4.2.2 Participants hémiparétiques

Les évaluations citées précédemment ont aussi été effectuées chez les personnes hémiparétiques et ont été complétées par des tests caractérisant l'atteinte des membres inférieurs de ces personnes. L'outil d'évaluation de la fonction motrice « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » (CMSA) (Gowland et al., 1993) et l'échelle d'Ashworth (Bohannon et al., 1987) ont permis de mesurer respectivement l'atteinte motrice des membres inférieurs et le tonus musculaire de la cheville. La dimension du contrôle postural de cet outil n'a pas été utilisée pour les raisons suivantes : bien que ses qualités métrologiques soient bonnes, elles ont été étudiées principalement avec des patients en phase aiguë et surtout par les créateurs de cet outil (Gowland et al., 1993). Le BBS, plus fréquemment rencontré dans la littérature, est un test clinique fortement recommandé par StrokEDGE pour évaluer l'équilibre des personnes hémiparétiques chroniques (Academy of Neurologic Physical Therapy, 2016). Toutefois, les deux niveaux les plus difficiles du CMSA auraient été intéressants pour évaluer l'équilibre dans le plan médiolatéral qui n'est pas directement testé dans le BBS (Gowland et al., 1993).

## 4.2.3 Qualités psychométriques des outils d'évaluation de l'équilibre et de la performance de marche

Le BBS et le TUG ont été choisis pour leurs qualités métrologiques, leur objectif d'évaluer l'équilibre dynamique et leur utilisation courante dans les milieux cliniques. Ces mesures sont aussi reconnues pour leurs associations avec le risque de chutes. Concernant le BBS chez les personnes hémiparétiques, le score limite est de 50 pour distinguer les chuteurs des non-chuteurs (Tsang et al., 2013) et se situe entre 42 (Tilson et al., 2012) et 52 (Alzayer et al., 2009; Belgen et al., 2006) pour différencier des personnes avec une histoire de chutes multiples de celles avec une histoire sans chute ou d'une seule chute. Ce score est de 47 lorsqu'il distingue la capacité et l'incapacité des personnes hémiparétiques à augmenter leur vitesse de marche au sol de 0,2 m/s (Middleton et al., 2016). Le BBS a démontré d'excellentes qualités métrologiques pour cette population, bien qu'un effet plafond soit présent (Alzayer et al., 2009; Blum et al., 2008; Flansbjer et al., 2012; Hiengkaew et al., 2012; Liston et al., 1996). Le TUG a aussi démontré d'excellentes qualités métrologiques chez les personnes hémiparétiques (Flansbjer et al., 2005; Hafsteinsdóttir et al., 2014; Knorr et al., 2010). Un

score supérieur à 14 secondes indiquerait un risque de chutes pour les personnes hémiparétiques (Andersson et al., 2006).

La version francophone canadienne de l'échelle ABC que nous avons utilisée dans ce projet de doctorat possède de bonnes qualités psychométriques pour les personnes qui ont eu un AVC : une forte consistance interne avec un  $\alpha$  de Cronbach de 0,93, une erreur standard de la mesure de 5,13 ainsi qu'une absence d'effet plancher et d'effet plafond (Salbach et al., 2006). Concernant la validité de construit convergente, malgré de faibles corrélations, l'échelle ABC a été significativement associée au BBS ( $\rho$  de Spearman : 0,49 ; étendue de 0,19 à 0,71), au TUG (-0,52 ; de -0,22 à -0,73), à la vitesse de marche confortable (0,48 ; de 0,17 à 0,70) et maximale (0,53 ; de 0,24 à 0,74) (Salbach et al., 2006). Selon Beninato et al. (2009), le score limite de 81,1 % permet de distinguer les personnes qui ont chuté à répétition (score inférieur à 81,1) de celles qui n'ont pas chuté ou qui ont chuté une seule fois. Les personnes hémiparétiques ont en moyenne une confiance de garder leur équilibre de 68,3 % (écart-type (ÉT) : 17,5 ; n=77) (Botner et al., 2005) et de 58 % (ÉT : 20 ; n=35) (Salbach et al., 2006). Une telle différence entre ces deux études pourrait s'expliquer par le nombre de personnes évaluées et leurs capacités fonctionnelles.

Une classification de la capacité de déambulation basée sur la vitesse de marche a été proposée par Perry et al. (1995) : une vitesse inférieure à 0,4 m/s correspond une marche à l'intérieur du domicile ; entre 0,4 et 0,8 m/s, les personnes marchent de façon limitée dans la communauté et avec une vitesse supérieure à 0,8 m/s elles marchent dans la communauté. La vitesse de marche est aussi corrélée au nombre de pas/jours ( $r=0,687$ ) et au pourcentage du cycle passé en préoscillation du côté parétique (-0,674) (Bowden et al., 2008). Le test de marche de 10 mètres montre d'excellentes qualités psychométriques pour la fidélité test-retest (corrélation intraclasse entre 0,94 et 0,99) et intrajuge (0,87-0,88) pour la vitesse confortable (Collen et al., 1990; Flansbjerg et al., 2005) et rapide (Flansbjerg et al., 2005). La validité de construit est aussi excellente avec des corrélations entre la vitesse de marche confortable et rapide et le TUG (corrélations intraclasse respectives de -0,84 et -0,91) (Flansbjerg et al., 2005). Finalement la sensibilité au changement est estimée petite à 0,05 m/s et modérée à 0,10 m/s (Perera et al., 2006), alors que le changement minimal détectable ayant un impact fonctionnel est situé entre 0,10 et 0,17 m/s (Bohannon et al., 2014).

## **4.3 Évaluation de la marche et de l'équilibre sur tapis roulant**

Lors de la seconde session d'évaluation, une analyse biomécanique de la marche et de l'équilibre a été réalisée dans différentes conditions de marche sur un tapis roulant à double courroie. Les prochaines sections détailleront les conditions de marche, le montage expérimental et l'instrumentation du sujet ; seuls les points principaux de l'analyse biomécanique et du modèle quantifiant l'équilibre seront présentés ici puisque les articles de la thèse les abordent de façon détaillée.

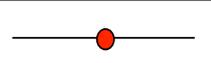
### **4.3.1 Familiarisation et détermination de la vitesse de marche confortable**

Les participants se sont familiarisés avec le tapis roulant à double courroie, avec des vitesses de courroies égales, durant dix minutes puis l'enregistrement de leurs vitesses de marche confortable et maximale a été effectué (Chang et al., 2009; Van de Putte et al., 2006). Chez les personnes hémiparétiques, la vitesse de marche initiale était de 0,4 m/s puis elle était augmentée progressivement de 0,1 m/s jusqu'à ce que la personne affirme qu'elle marchait à une vitesse confortable. La vitesse était alors encore augmentée de 0,05 m/s jusqu'à ce que la personne confirme que la vitesse était plus élevée que celle confortable. Ensuite, la vitesse était réduite de 0,05 m/s jusqu'à ce que la personne confirme qu'elle marchait à vitesse confortable. Finalement, la vitesse de marche maximale a été déterminée de la même manière que la vitesse confortable jusqu'à ce que la personne affirme marcher à vitesse maximale. Les participants en santé ont suivi la même procédure ; toutefois la vitesse de marche initiale était de 1 m/s.

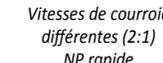
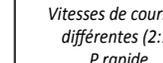
### **4.3.2 Conditions de marche**

Tous les participants ont été évalués dans les différentes conditions de marche détaillées ci-dessous. Durant toutes les conditions de marche, les participants portaient un harnais de sécurité en cas de perte d'équilibre. Ce harnais n'offrait pas de support de poids dans les conditions de marche. Le protocole incluant les trois conditions de marche est illustré à la figure 4.1.

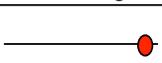
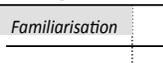
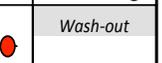
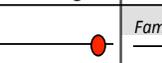
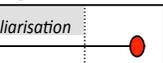
A) CONDITION 1: VITESSES DE MARCHÉ

Vitesse confortable	Vitesse maximale	Vitesse lente
		
1 min	0,5 min	0,5 min

B) CONDITION 2: SYMÉTRIE

Contrôle	Perturbation	Post-perturbation	REPOS	Contrôle	Perturbation	Post-perturbation
	<i>Vitesses de courroie différentes (2:1) NP rapide</i> 	<i>Wash-out</i> 				<i>Vitesses de courroie différentes (2:1) P rapide</i> 
3 min	6 min	3 min		3 min	6 min	3 min

C) CONDITION 3: CHARGE

Sans charge	Charge du côté NP	Sans charge	Repos	Sans charge	Charge du côté P	Sans charge
	<i>Familiarisation</i> 	<i>Wash-out</i> 				<i>Familiarisation</i> 
3 min	2 min 1 min	3 min		3 min	2 min 1 min	3 min

**Figure 4.1.** Conditions de marche. Les points et traits rouges représentent les périodes d'enregistrement des données. NP : non parétique ; P : parétique.

**Marche à vitesses confortable, maximale et lente (Figure 4.1A)**

La première condition comprenait une période de 60 secondes de marche à vitesse confortable et une de 30 secondes à vitesse maximale. Les personnes en santé ont aussi marché durant 30 secondes à une vitesse lente, équivalente à 70 % de leur vitesse confortable. Cette vitesse a été choisie pour qu'elle corresponde à la vitesse confortable des personnes hémiparétiques (Milot et al., 2007; Patterson et al., 2012). Les données ont été enregistrées durant les 30 premières secondes de la période de marche à vitesse confortable et durant toute la période de marche à vitesse maximale et lente.

**Marche avec des vitesses de courroies asymétriques (Figure 4.1B)**

Dans la deuxième condition de marche, les participants ont suivi un protocole de marche asymétrique sur tapis roulant à double courroie. Ce protocole était basé sur des études

antérieures qui ont démontré des modifications de l'asymétrie de la durée de double appui et de la longueur de pas chez des personnes en santé et hémiparétiques après avoir marché avec des vitesses de courroie asymétriques (Lauzière et al., 2014b; Reisman et al., 2007, 2009). Toutefois, contrairement aux études de Reisman et al. (2007, 2013), la vitesse de la courroie lente correspondait à la vitesse confortable du sujet et non à une vitesse fixe. Ce choix se justifie par le fait que les personnes en santé présentent une vaste étendue de vitesses de marche confortables (Bohannon et al., 2011) et qu'une vitesse de marche confortable est optimale en termes de travail musculaire (Neptune et al., 2008), de coût énergétique (VanSwearingen et al., 2014) et d'équilibre (Helbostad et al., 2003; Jordan et al., 2007; Kavanagh, 2009; Latt et al., 2008). De plus, il est démontré que l'effet des vitesses de courroie asymétriques dépend de la vitesse de marche et de la différence entre les vitesses des courroies (Roemmich et al., 2014; Vasudevan et al., 2010).

Le protocole se composait de trois périodes :

1) La période contrôle consistait à marcher durant trois minutes à vitesse confortable pour les personnes hémiparétiques et à une vitesse lente, c.-à-d. 30 % inférieure à leur vitesse confortable, pour les personnes en santé. L'enregistrement des données a été effectué dans la période comprise entre la 90<sup>e</sup> seconde et la 120<sup>e</sup> seconde.

2) La période de perturbation consistait à marcher durant six minutes avec des vitesses de courroies différentes. La vitesse de la courroie du côté non parétique pour les personnes hémiparétiques et du côté non dominant pour les personnes en santé était le double de la vitesse de marche de la période contrôle. L'autre courroie avait la même vitesse que celle de la période contrôle ; le ratio était donc de 2 : 1. Des moments de repos étaient autorisés durant cette condition : les personnes se sont assises ou sont restées debout. Lorsqu'elles étaient prêtes, le tapis roulant redémarrait directement avec les vitesses de courroie asymétriques (ratio 2 : 1). Deux périodes de 30 secondes ont été enregistrées et analysées chez les personnes en santé : au début de la perturbation (de 0 à 30 secondes) et à la fin de la perturbation (de 330 à 360 secondes). Les participants hémiparétiques ont tenu les rampes durant toute la période, alors que les participants en santé ne les ont pas tenues.

3) La période de post-perturbation consistait à marcher durant trois minutes avec des vitesses de courroie identiques des deux côtés et similaires à celles de la période contrôle. Les participants ont reçu l'instruction de lâcher les barres d'appui le plus rapidement possible. Une fois qu'ils avaient retiré leur appui, les données étaient enregistrées durant les 30 premières secondes de la période post-perturbation. Tous les participants ont pu relâcher leur appui dès les deux premiers cycles de marche de cette période.

Ensuite, les personnes hémiparétiques ont pris un temps de repos jusqu'à l'atténuation de la fatigue dans les membres inférieurs. Puis, elles ont répété les trois périodes de marche, avec cette fois-ci le membre inférieur parétique sur la courroie rapide lors de la période de perturbation. Tous les participants ont suivi le protocole dans cet ordre. De plus, la position des pieds des participants était étroitement surveillée par une des évaluatrices pour s'assurer que chaque pied soit toujours posé sur sa courroie respective. Les données biomécaniques recueillies dans la période de post-perturbation ont toujours été comparées à leur propre période contrôle afin de s'assurer que les effets observés découlaient bien de la période de perturbation précédente.

### **Marche avec une charge à la cheville (Figure 4.1C)**

Cette troisième condition de marche comprenait quatre périodes de marche à vitesse confortable, dont deux avec une charge à la cheville. La charge, placée au niveau des malléoles, consistait en un sac d'entraînement avec dix pochettes (Figure 4.2) permettant de recevoir des cylindres de métal de 250 grammes chacun totalisant une masse maximale de 2,5 kg (pour 10 cylindres). La charge équivalait à 3 % de la masse globale du sujet jusqu'à un maximum de 2,5 kg. Par exemple, pour une personne de 70 kg, la charge valait 2,1 kg. Ce pourcentage de charge correspond au pourcentage d'augmentation des moments à la hanche lorsque les personnes hémiparétiques passent d'une vitesse de marche confortable à une vitesse maximale (Milot et al., 2006). Cette charge devait donc suffire à augmenter le niveau d'effort et à perturber l'équilibre tout en étant déplaçable par tous les participants lorsqu'ils marcheraient à vitesse confortable.

1) Sans charge : période contrôle pendant laquelle les participants hémiparétiques marchaient pendant trois minutes sans charge. Les données ont été enregistrées durant les 30 dernières secondes de la période.

2) Charge du côté non parétique : période pendant laquelle les participants marchaient durant trois minutes à vitesse confortable avec une charge à la cheville non parétique. Les données ont été collectées durant la dernière minute de la période. Les deux premières minutes ont permis aux participants de se familiariser avec la charge ; ils devaient indiquer le moment où ils s'étaient habitués à cette dernière et tous l'ont fait à l'intérieur des deux minutes.

3) Sans charge (« wash-out ») : la charge a été retirée et les participants ont marché pendant trois minutes sans la charge. Aucune donnée n'a été collectée durant cette période. Cette période a permis de retrouver le patron de marche habituel.



**Figure 4.2.** Charge à la cheville avec six cylindres de métal équivalents à 1,5 kg.

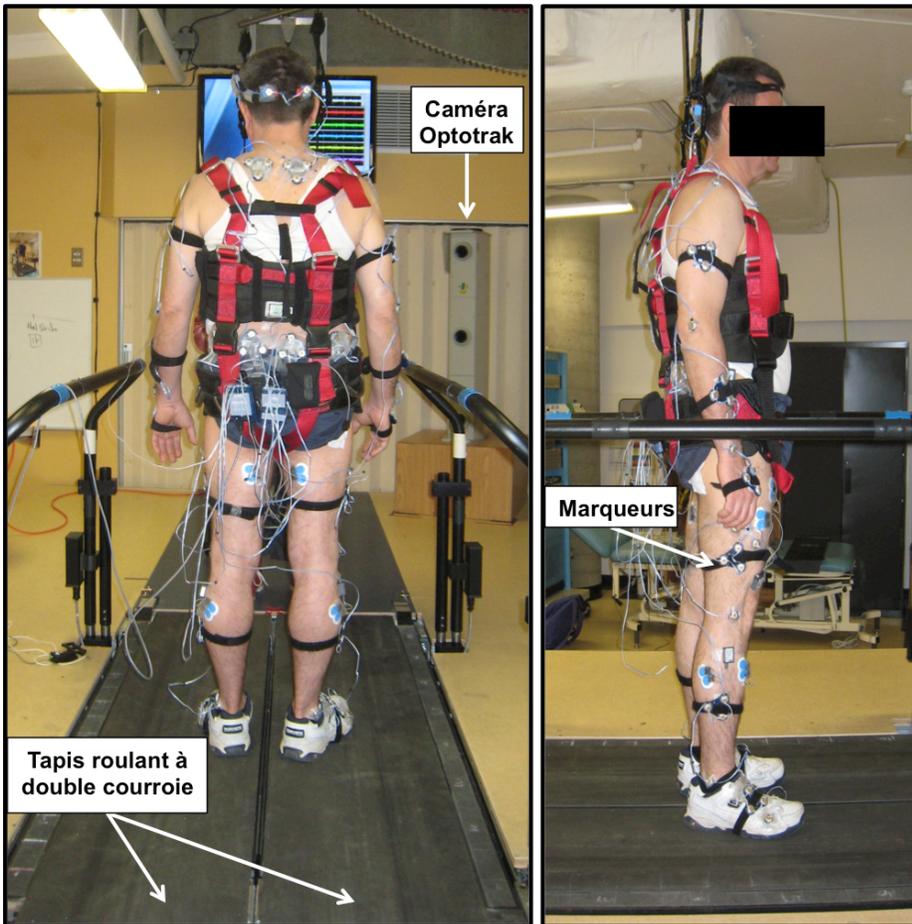
Les personnes hémiparétiques ont répété les trois périodes avec cette fois-ci la charge autour de la cheville parétique. Les données biomécaniques recueillies dans la période avec charge ont été comparées à la première période contrôle. La seconde période sans charge a permis de s'assurer que l'effet de la marche avec charge du côté non parétique était suffisamment dissipé. Comme l'objectif était d'évaluer l'effet d'une charge à la cheville sur

l'équilibre à la marche des personnes hémiparétiques, seules les périodes avec charge ont été comparées avec la période sans charge.

### **4.3.3 Instrumentation et analyse biomécanique**

Les données cinématiques tridimensionnelles (3D) ont été collectées au moyen de quatre caméras Optotrak Certus et 3020 (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) à une fréquence de 30 Hz. Trois à six marqueurs infrarouges placés sur chaque segment corporel (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc inférieur et supérieur, tête, mains, avant-bras et bras) ont été utilisés pour obtenir les coordonnées 3D des segments et estimer la cinématique linéaire et angulaire des segments et articulations ainsi que les données spatiotemporelles, telles que la longueur des pas. Pour obtenir la limite de la BS au cours de la marche, le contour des pieds a été sondé avec une sonde en position debout statique. Cette BS ainsi que la localisation du CM global du corps ont été utilisées pour le calcul des paramètres du modèle d'équilibre. Des plates-formes de force insérées dans le tapis roulant (Bertec's Fully Instrumented Treadmill; Bertec Corp. É.-U.) ont permis de quantifier les forces de réaction du sol et de localiser le CP à une fréquence de 600 Hz.

L'ajout de la charge à la cheville 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.



**Figure 4.3.** Montage expérimental et instrumentation du sujet.

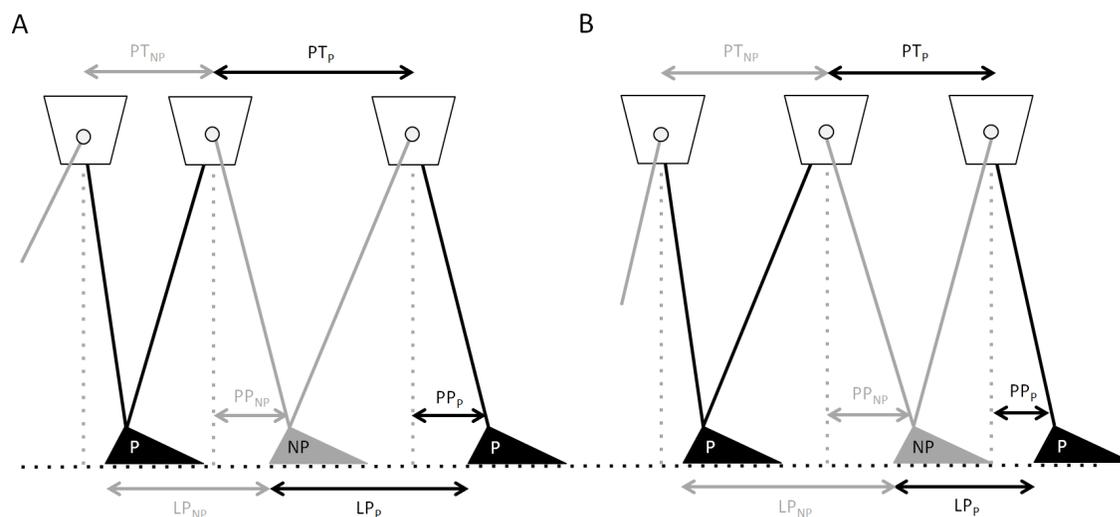
#### 4.3.4 Paramètres spatiotemporels

Les paramètres temporels, c.-à-d. les durées de double appui, d'appui et d'oscillation et spatiaux, c.-à-d. la longueur de pas, la largeur de pas, la progression du tronc et le placement du pied en avant, ont été calculés à partir de la cinématique des pieds et du bassin ainsi que de la force de réaction du sol verticale, pour déterminer les périodes de contact des pieds au sol.

Pour les paramètres temporels, la durée de double appui parétique (non dominant) a été définie comme la durée entre le contact du pied non parétique (dominant) et le décollement des orteils subséquents du membre inférieur parétique (non dominant), et réciproquement pour la durée de double appui non parétique (dominant). La durée d'oscillation parétique (non

dominant) est la durée comprise entre le décollement des orteils parétiques (non dominant) et le contact du pied parétique (non dominant) subséquent. La durée d'appui parétique (non dominant) est définie par la durée entre le contact du pied parétique (non dominant) et le décollement des orteils parétiques (non dominant) subséquent, et réciproquement pour le côté non parétique (dominant).

La longueur de pas parétique/non parétique (non dominant/dominant) est définie par la distance antéropostérieure des marqueurs des malléoles latérales parétique et non parétique (non dominant et dominant) au contact du talon. Étant donné la variation de l'asymétrie de longueur de pas chez les personnes hémiparétiques, le modèle proposé par Roerdink et al. (2011) apporte une compréhension plus globale de l'asymétrie de longueur de pas de ces personnes en mesurant la progression du tronc et le placement du pied vers l'avant (Figure 4.4). La progression du tronc parétique (non dominant) correspond à la distance antéropostérieure parcourue par le marqueur du bassin durant la phase d'appui parétique. Le placement du pied parétique (non dominant) vers l'avant relativement au tronc est défini comme la distance entre le marqueur de la malléole latérale parétique (non dominant) et le marqueur du bassin au contact du talon parétique (non dominant), et inversement pour le côté non parétique (dominant).



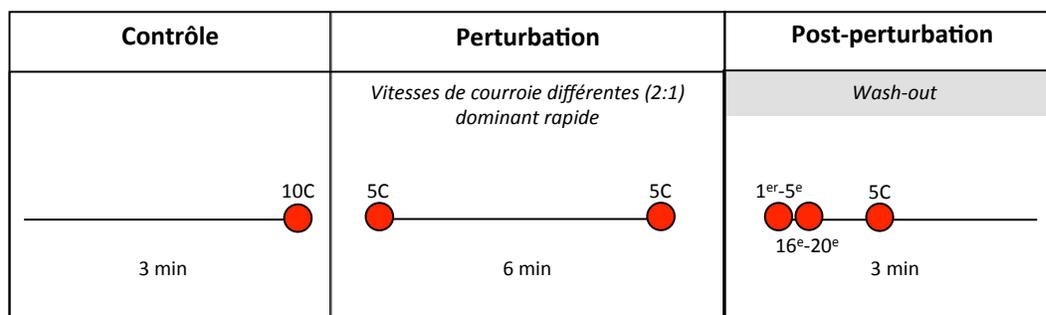
**Figure 4.4.** Représentation schématique des déterminants de l'asymétrie de la longueur de pas (LP) durant un pas parétique (P) et un pas non parétique (NP). A : plus grande longueur du pas parétique due à une plus grande progression du tronc (PT) parétique alors que les placements

des pieds (PP) parétique et non parétique sont égaux. B : plus grande longueur du pas non parétique due à un placement du pied asymétrique (plus grand du côté non parétique), alors que la progression du tronc est égale des deux côtés. Adapté de Roerdink et al. (2011).

### 4.3.5 Forces de réaction du sol

Des personnes jeunes et âgées en santé (n=10 dans chaque groupe) ont réalisé le protocole de la condition 2. Les forces de réaction du sol antéropostérieure, médiolatérale et verticale étaient les variables analysées. Les valeurs sommets des forces lors de la phase de freinage, c.-à-d. au contact du pied au sol, et lors de la phase de propulsion, c.-à-d. avant le décollement du pied, ont été mesurés lors des trois périodes (Figure 4.5) : dix cycles de marche ont été moyennés durant les 30 dernières secondes de la période contrôle, cinq cycles au début et à la fin de la perturbation, et durant la période de post-perturbation cinq cycles au début puis les cycles 16 à 20 et enfin cinq cycles une minute après le début de cette troisième période.

#### B) CONDITION 2: SYMÉTRIE



**Figure 4.5.** Condition 2. Les points rouges représentent les périodes d'enregistrement des forces de réaction du sol pour les personnes jeunes et âgées en santé. 10 ou 5 C : 10 ou 5 cycles de marche moyennés. 1<sup>er</sup>-5<sup>e</sup> et 16<sup>e</sup> – 20<sup>e</sup> cycles moyennés. Le dernier 5C correspond à 5 cycles moyennés une minute après le début de la période de post-perturbation.

### **4.3.6 Ratios et indice de symétrie**

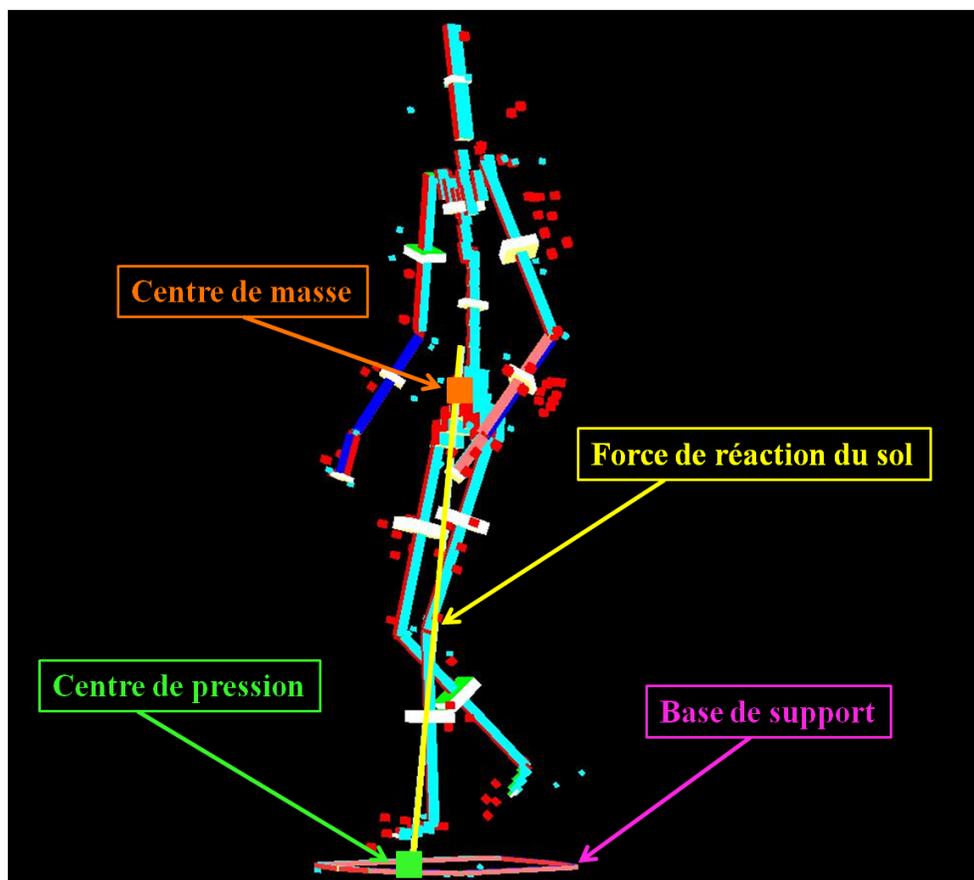
Dans l'article n°2 portant sur les post-effets des forces de réaction du sol chez des participants jeunes et âgés en santé, un ratio de symétrie a été calculé pour les paramètres temporels (durée d'appui et de double appui) et pour les forces de réaction du sol antéropostérieure, médiale et verticale lors des phases de freinage et de propulsion : la valeur du côté de la courroie rapide a été divisée par la valeur du côté lent.

Dans l'article n°3 portant sur la symétrie et l'équilibre chez les personnes hémiparétiques, un ratio de symétrie a été calculé pour les paramètres spatiotemporels (longueur de pas, progression du tronc, placement du pied vers l'avant, durées de double appui, d'appui et d'oscillation) avec la valeur plus élevée comme numérateur et la valeur plus basse comme dénominateur. Un indice global de symétrie a aussi été calculé en transformant chaque ratio en une cote z, c.-à-d. un score standardisé, pour chaque participant. De cette façon, chaque ratio influence avec le même poids la symétrie lorsque les six ratios sont moyennés pour obtenir l'indice global de symétrie de chaque participant. L'indice est ainsi compris entre 0 et 1, 0 indiquant la symétrie parfaite. La différence de cet indice entre la période contrôle et la période post-perturbation (Figure 4.1 B) détermine si les paramètres spatiotemporels d'un participant sont devenus plus symétriques ou plus asymétriques.

### **4.3.7 Quantification de l'équilibre**

Le modèle d'équilibre développé par Duclos et al. (2009) dans le laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM a été utilisé pour quantifier l'équilibre durant les différentes conditions de marche. La validité de ce modèle est supportée par des résultats antérieurs démontrant une augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre lors de la marche avec des perturbations (Ilmane et al., 2015). Des modifications de la difficulté d'équilibre par des stimulations proprioceptives (Mullie et al., 2014), des changements des surfaces de marche (Desrosiers et al., 2014; Lemay et al., 2014) ou de type de tâches (Duclos et al., 2012) supportent la sensibilité au changement de ce modèle. Ce modèle biomécanique considère simultanément l'effet de plusieurs paramètres, tels que la hauteur et la vitesse du CM, la position du CP par rapport à la BS et la force de réaction du sol verticale. Il inclut deux forces théoriques qui peuvent être comparées entre des groupes de participants pour quantifier leur

difficulté relative à maintenir leur équilibre dynamique et postural. Ces deux forces théoriques sont la force stabilisante et la force déstabilisante.



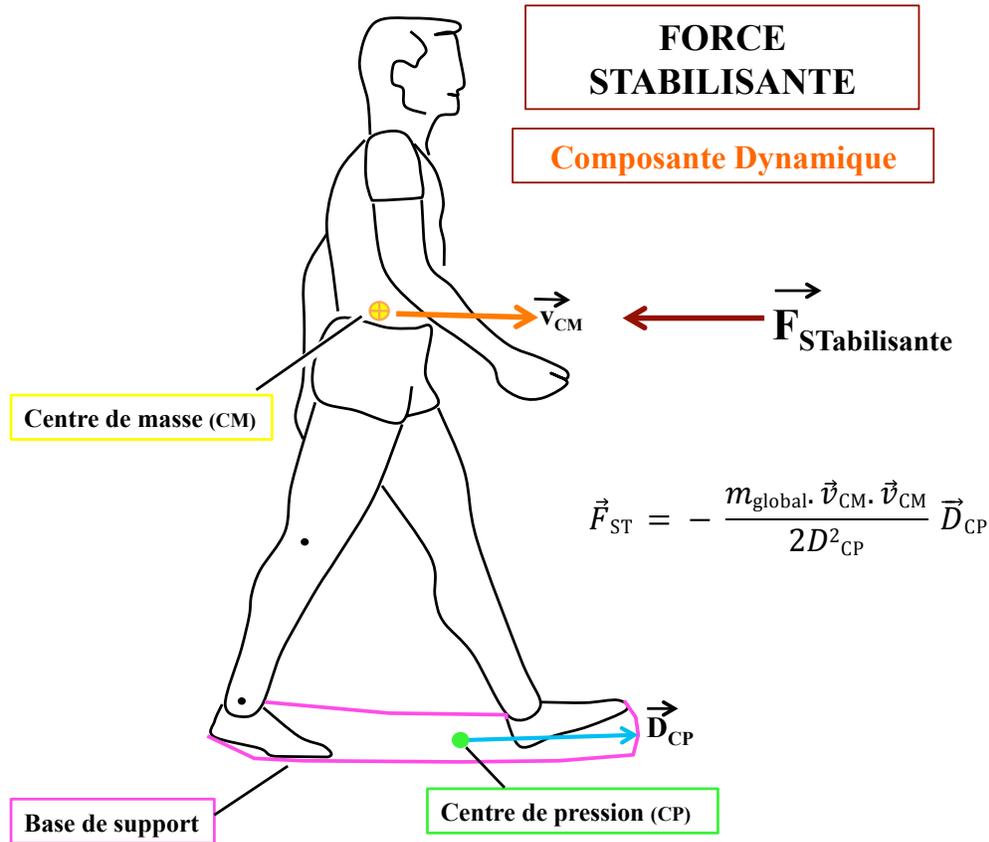
**Figure 4.6.** Représentation du modèle biomécanique 3D utilisé pour l'analyse des données, incluant les paramètres principaux nécessaires au calcul de la difficulté à maintenir l'équilibre.

### **Force stabilisante (Figure 4.7)**

La force stabilisante est la force théorique nécessaire pour annuler la vitesse du CM du corps à la limite de la BS à chaque instant de la tâche. Elle représente l'aspect dynamique de l'équilibre, c.-à-d. le contrôle des déplacements du corps. Pour calculer cette force ( $\vec{F}_{ST}$ ), les paramètres suivants sont utilisés : la masse globale du sujet ( $m_{global}$ ), la vitesse linéaire du centre de masse ( $\vec{v}_{CM}$ ), la distance horizontale entre le CP et la limite de la BS dans la direction de la vitesse linéaire du CM ( $\vec{D}_{CP}$ ).

$$\vec{F}_{ST} = - \frac{m_{\text{global}} \cdot \vec{v}_{CM} \cdot \vec{v}_{CM}}{2D_{CP}^2} \vec{D}_{CP} \quad (\text{Éq. 4.1})$$

Une valeur élevée de la force stabilisante est un signe que le maintien de l'équilibre est difficile.



**Figure 4.7.** Force stabilisante et ses composantes

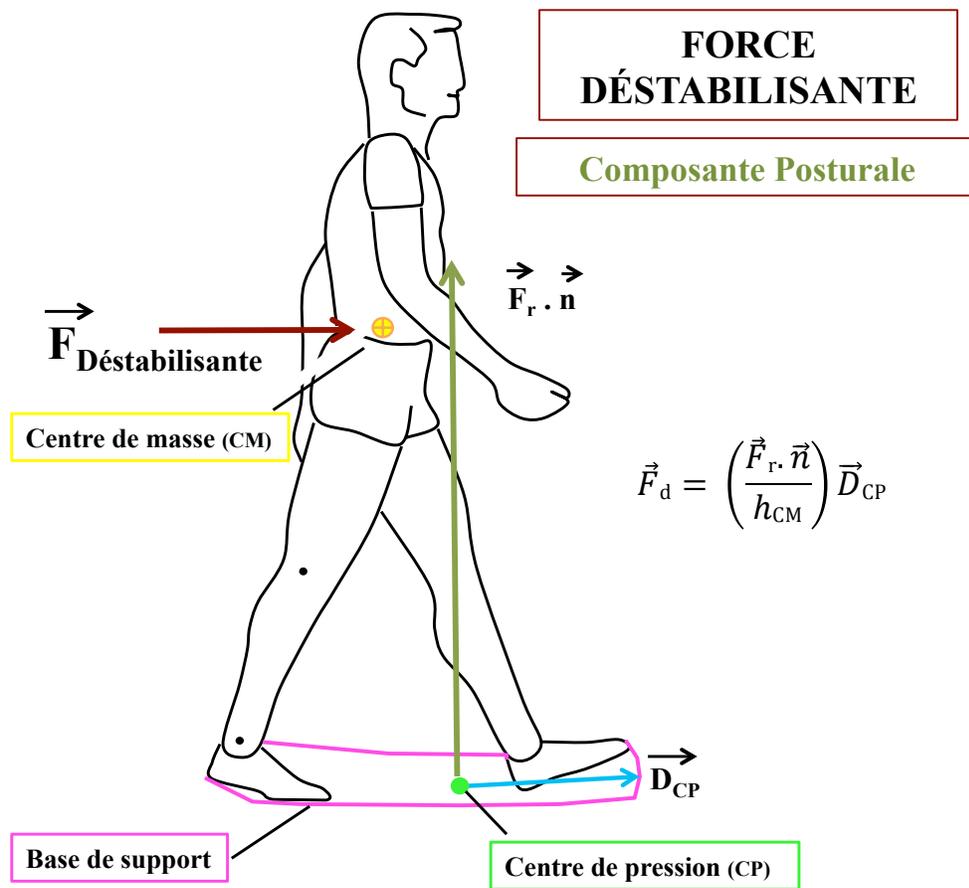
### Force déstabilisante (Figure 4.8)

La force déstabilisante est la force théorique nécessaire pour amener le CP à la limite de la BS. Elle évalue plutôt la composante posturale de l'équilibre, c.-à-d. liée à la posture du corps par rapport à la BS. Pour calculer cette force ( $\vec{F}_d$ ), les paramètres suivants sont utilisés : la force de réaction du sol ( $\vec{F}_r$ ), le vecteur unitaire orthogonal à la surface de contact ( $\vec{n}$ ), la

hauteur du CM depuis la surface de support ( $h_{CM}$ ), la distance horizontale entre le CP et la limite de la BS dans la direction de la vitesse linéaire du CM ( $\vec{D}_{CP}$ ).

$$\vec{F}_d = \left( \frac{\vec{F}_r \cdot \vec{n}}{h_{CM}} \right) \vec{D}_{CP} \quad (\text{Éq. 4.2})$$

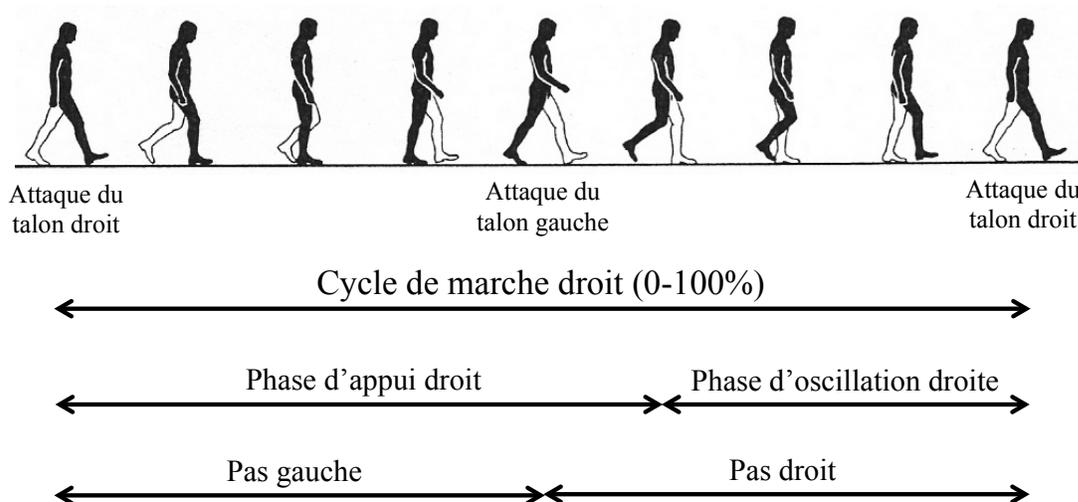
Une valeur basse de la force déstabilisante est un signe que l'équilibre est difficile à maintenir.



**Figure 4.8.** Force déstabilisante et ses composantes

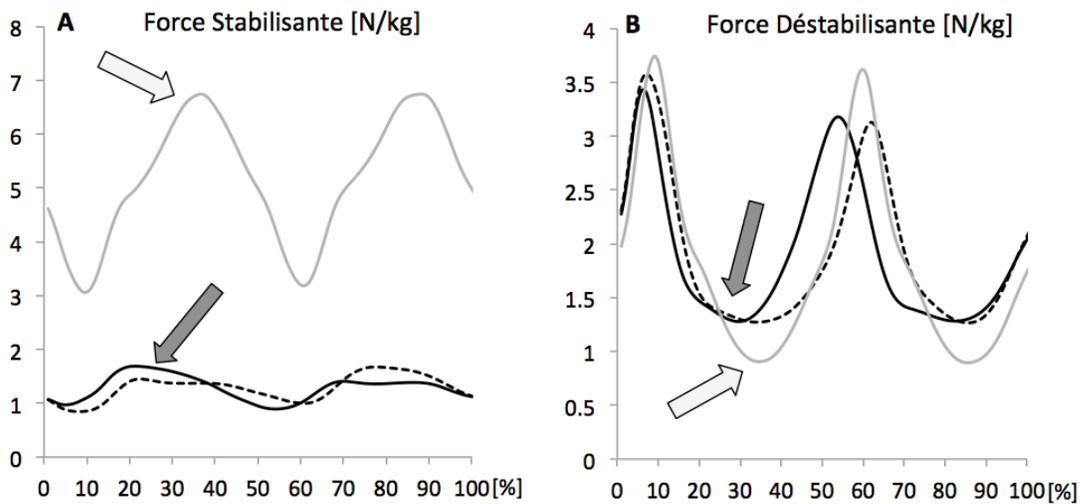
Afin de mieux comprendre les changements des forces stabilisante et déstabilisante lors des différentes conditions de marche, leurs composantes sont également analysées séparément. Plus spécifiquement, la distance entre le CP et la BS ( $\vec{D}_{CP}$ ), présente dans le calcul des deux forces, donne une indication sur la distance disponible pour générer une réaction posturale.

Les valeurs sommets et moyennes des variables d'équilibre (forces stabilisante et déstabilisante, composantes de chaque force) sont analysées durant un pas d'un cycle de marche normalisé à 100 % (Figure 4.9).



**Figure 4.9.** Cycle de marche droit normalisé à 100 %. Les valeurs sommets et moyennes des forces stabilisante et déstabilisante sont analysées durant un pas gauche et un pas droit.

Les valeurs sommets, maximale pour la force stabilisante et minimale pour la force déstabilisante, apparaissant lors de l'appui unipodal (Figure 4.10), indiquent le niveau de difficulté de maintien de l'équilibre le plus élevé. Les valeurs sommets et les moyennes permettent de quantifier l'équilibre dans différentes phases de la marche ; les moyennes couvrent la phase d'appui incluant la phase de double appui et les valeurs sommets la phase d'appui unipodal.



**Figure 4.10.** Forces stabilisante (A) et déstabilisante (B) au cours d'un cycle de marche normalisé à 100 % pour les membres inférieurs non dominant (gris), non parétique (noir pointillé) et parétique (noir). Courbes moyennes de 20 personnes hémiparétiques (noir) et de 14 personnes en santé. Les flèches indiquent les valeurs sommets apparaissant durant la phase d'appui unipodal (noir pour les côtés parétic et non parétic, gris pour le côté non dominant).

#### 4.4 Analyse des données et analyses statistiques

Cette section complète les analyses présentées dans les articles du Chapitre 5 (Résultats).

Des statistiques descriptives (moyenne, écart-type, médiane et étendue) ont été utilisées pour décrire les caractéristiques des participants dans les quatre articles.

Chaque cycle de marche a été découpé et normalisé de 0 à 100 %. Puis, 15 à 30 cycles de marche par sujet ont été moyennés pour chaque période de marche analysée pour les trois conditions présentées à la Figure 4.1.

L'objectif de l'article n°1 était de quantifier la difficulté à maintenir l'équilibre des personnes hémiparétiques lorsqu'elles marchaient à vitesses confortable et maximale et de

comparer leurs résultats à ceux de personnes en santé marchant à des vitesses comparables. Selon la distribution normale ou non des variables d'équilibre, des tests paramétriques (ANOVA sur mesures répétées à deux facteurs (côtés x groupes)) et non paramétriques (U de Mann-Whitney pour comparer les groupes de sujets et test signé des rangs de Wilcoxon pour comparer les côtés) ont été réalisés à vitesses confortable et équivalente. Pour les comparaisons des groupes, les valeurs du côté parétique ont été comparées à celles du côté non dominant en utilisant des tests de t indépendants ou U de Mann-Whitney, tandis que les valeurs du côté non parétique étaient comparées à celles du côté dominant. De plus, le niveau d'association entre les variables d'équilibre (forces stabilisante et déstabilisante, distance CP-BS) et les variables cliniques, c.-à-d. l'échelle de Berg, le TUG et le « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » (score composite pour la jambe et le pied) a été calculé avec des corrélations de Pearson ou de Spearman.

Les objectifs de l'article n°2 étaient de déterminer si les personnes âgées en santé avaient les mêmes capacités d'adaptation de leur patron locomoteur (paramètres temporels et forces de réaction du sol) que des personnes jeunes lorsqu'elles marchent sur un tapis roulant à double courroie. Un objectif secondaire était d'examiner les effets de la marche sur le tapis roulant à double courroie sur le contrôle de l'équilibre, mesuré par les interrelations inter-jambe des forces de réaction du sol antéropostérieure et médiale. Des tests de t indépendants ont été utilisés pour comparer les caractéristiques des participants âgés et jeunes. Des ANOVA à deux voies ont été utilisées pour déterminer l'effet de l'âge et de la période sur les paramètres temporels et de forces de réaction du sol du côté du membre inférieur lent ou rapide et sur leurs ratios de symétrie. Des comparaisons de Bonferroni ont ensuite été effectuées pour comparer les données des deux groupes et au cours du temps. Les données durant les périodes de perturbation (début et fin) et de post-perturbation (début, milieu et fin) ont été comparées à celles de la période contrôle pour évaluer les changements au cours du temps.

L'article n°3 avait comme objectif de déterminer l'effet des changements de symétrie spatiotemporelle, induits par la marche sur un tapis roulant à double courroie, sur la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique et postural chez des personnes hémiparétiques. Un second objectif était d'identifier quelle condition de marche sur le tapis roulant à double courroie,

c.-à-d. quel membre inférieur (non parétique ou parétique) est placé sur la courroie rapide, modifie le plus l'équilibre dynamique et postural. Pour les analyses statistiques, 15 cycles de marche ont été moyennés. Pour répondre au premier objectif, les variables d'équilibre (forces stabilisante et déstabilisante, distance CP-BS et vitesse du CM) des deux sous-groupes de participants (le groupe qui est devenu plus symétrique et le groupe qui est devenu plus asymétrique) ont été comparées lors des périodes contrôle et post-perturbation durant les phases d'appui parétique et non parétique en utilisant une ANOVA sur mesures répétées à deux voies (côtés x périodes) avec un facteur inter-sujet (groupe plus symétrique versus groupe plus asymétrique), suivie de comparaisons de Bonferroni si nécessaire. Des comparaisons des variables d'équilibre entre les conditions de marche ont été effectuées pour l'ensemble du groupe ( $n = 20$ ) pour déterminer les effets du placement du membre inférieur (non parétique versus parétique) sur la courroie rapide durant la période de perturbation (second objectif). Des tailles d'effet ( $d$  de Cohen) ont aussi été calculées pour connaître l'amplitude des effets (Nakagawa et al., 2007).

L'objectif de l'article n°4 était de déterminer les effets d'une charge à la cheville non parétique et parétique sur l'équilibre dynamique et postural à la marche durant la phase d'appui parétique chez des personnes hémiparétiques. Pour les analyses statistiques, 15 cycles de marche ont été moyennés. Les valeurs moyennes des variables d'équilibre (forces stabilisante et déstabilisante, distance CP-BS, hauteur du CM, force de réaction du sol verticale et vitesse du CM), de l'inclinaison latérale du tronc, de la durée et de la proportion de la phase d'appui ainsi que de la longueur de pas durant les périodes de marche avec la charge, c.-à-d. avec la charge sur le membre inférieur non parétique et parétique, ont été comparées à celles durant la période sans la charge. Ces comparaisons ont été effectuées avec des ANOVA sur mesures répétées, des tests  $t$  pour des échantillons appariés avec une correction de Bonferroni de  $\alpha=0,05/2$  (0,025) et des mesures de la taille d'effet ( $d$  de Cohen) (Nakagawa et al., 2007).

## Chapitre 5. Résultats

Les résultats de cette thèse sont présentés dans quatre articles scientifiques (articles n°1 à 4), dont trois sont en révision (articles n°1, n°2 et n°4) et le dernier en voie d'être soumis (article n°3).

Malgré son association avec des déficits sensorimoteurs et son rôle connu dans les limitations d'activités, l'équilibre des personnes hémiparétiques lors de la marche a été très peu documenté. Les articles de cette thèse avaient pour but de quantifier l'équilibre dynamique et postural des personnes hémiparétiques lors de la marche sur tapis roulant. Ils cherchaient aussi à mettre en lumière l'effet de la vitesse de marche, de l'asymétrie spatiotemporelle et de l'ajout d'une charge à la cheville sur l'équilibre. Le deuxième article visait à évaluer l'effet d'un protocole de marche sur un tapis roulant à double courroie avec des vitesses de courroies inégales sur les forces de réaction du sol chez des personnes en santé. Ce protocole a aussi été utilisé pour vérifier l'hypothèse qu'une marche plus symétrique augmenterait la difficulté à maintenir l'équilibre des personnes hémiparétiques.

Les articles scientifiques présentés dans ce chapitre sont les suivants :

**N°1. Miéville C, Lauzière S, Betschart M, Nadeau S, Duclos C.** Self-selected speed in individuals post-stroke: a trade-off between balance and forward progression.

Article prêt pour soumission dans la revue *Clinical Biomechanics*.

**N°2. Miéville C, Lauzière S, Duclos C, Nadeau S.** Active older adults preserve their ability to adapt and de-adapt to split-belt treadmill locomotion in comparison to young adults.

Article en révision pour la revue *Neuroscience*.

**N°3. Miéville C, Lauzière S, Betschart M, Nadeau S, Duclos C.** More symmetrical gait after split-belt treadmill walking did not modify dynamic and postural balance in individuals post-stroke.

Article prêt pour soumission dans la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

**N°4. Miéville C, Lauzière S, Betschart M, Nadeau S, Duclos C. Treadmill walking with a loaded ankle did not increase dynamic and postural balance difficulty during paretic stance phase in individuals post-stroke**

Article en révision pour la revue Gait and Posture depuis le 18 août 2016.

## **5.1 Article #1 : Self-selected speed in individuals post-stroke: a trade-off between balance and forward progression.**

Carole Miéville <sup>a,b</sup>, Séléna Lauzière <sup>a,b</sup>, Martina Betschart <sup>a,b</sup>, Sylvie Nadeau <sup>a,b</sup>, Cyril Duclos <sup>a,b</sup>

a. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, CIUSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal, 6300 avenue Darlington, Montreal, Quebec, H3S 2J4, Canada.

b. School of Rehabilitation, Université de Montréal, 7077 avenue du Parc, Montreal, Quebec, H3N 1X7, Canada.

*Article prêt pour soumission dans la revue Clinical Biomechanics.*

En tant qu'auteure principale, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes qui ont mené à la rédaction de cet article : le développement du protocole expérimental, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques des personnes hémiparétiques et en santé, l'interprétation de ces données et la rédaction du présent article. Dre Séléna Lauzière a aussi contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données en laboratoire et au traitement des données biomécaniques des deux groupes de participants. Elle a également participé à la révision finale de l'article. Martina Betschart a participé à la collecte des données des deux groupes de participants et a également participé à la révision finale de l'article. Dre Sylvie Nadeau et Dr Cyril Duclos ont encadré et supervisé chacune des étapes de l'étude et ont contribué à l'élaboration du protocole expérimental, à l'analyse et à l'interprétation des données biomécaniques ainsi qu'à la révision de cet article.

### 5.1.1 Abstract

**Background and Purpose:** After a stroke, individuals prefer to walk at speeds lower than those of healthy controls despite their ability to walk at a faster speed. Their balance difficulties during gait could be one major determinant, but it has not been clearly established. This study aimed to quantify the difficulty in maintaining balance during gait in individuals post-stroke and compare their results with those of healthy controls. **Methods:** Balance during treadmill walking at different speeds was assessed in 20 chronic individuals post-stroke and 14 healthy individuals. A 3D-motion analysis system and force plates were used to quantify difficulty in maintaining balance using the concepts of stabilizing (dynamic component) and destabilizing (postural component) forces. These forces were compared between speeds and between groups at self-selected and matched speeds. Correlations allowed examination of links between balance and clinical variables. **Results:** At self-selected speed, post-stroke individuals showed less difficulty in maintaining dynamic and postural balance than healthy controls. On the contrary, at maximal and matched speed, they showed greater difficulty, particularly during paretic stance for the dynamic component. The shorter distance between the center of pressure and the base of support compared to the control group largely explained these findings. Balance variables were correlated to clinical tests assessing balance, functional mobility and motor control. **Conclusion:** Individuals post-stroke use a slower self-selected speed as a compromise for body stability and forward progression.

### 5.1.2 Introduction

The high rate of falls observed mainly during walking [1] has been associated with multiple impairments following stroke including reduced sensorimotor function and balance deficits [2] and clinically evaluated balance has been identified as a determinant of walking distance [3] and speed [4].

Post-stroke individuals present a decrease in walking speed when compared to healthy individuals of the same age [5, 6]. They may decrease their walking speed to reduce balance difficulties, even though they are able to walk faster [5, 6]. In accordance with this idea, it has been demonstrated in both young and elderly healthy individuals that slower walking improved balance [7-9]. Besides, the stability of post-stroke individuals did not improve if they walked slower than their self-selected walking speed [10]. The aforementioned studies support the idea that reducing their walking speed might allow post-stroke individuals to maintain optimal balance, a compromise between their deficits, forward progression and balance.

De Bujanda et al. (2004) reported that individuals post-stroke had greater difficulty controlling the velocity of body weight transfer to the paretic side than to the non-paretic side, illustrated by an increase in lateral acceleration of the trunk towards the paretic side when walking on a treadmill, compared to healthy individuals walking at similar speeds [11]. Nott et al. (2014) also showed greater and more variable changes in angular momentum of the body medio-laterally during paretic single-support in post-stroke individuals, compared to healthy individuals walking at similar speeds [12]. Jansen et al. (2014) have shown that at very slow speed (0.28 m/s), young healthy individuals reduced the acceleration of their center of mass (CoM) along the three axes compared to a speed of 1.1 m/s [9]. These decreases, independent of changes in movements of the CoM, suggest that the reduced walking speed also increases stability in the direction of movement.

If post-stroke individuals use a reduced self-selected speed to optimize balance control, balance during gait post-stroke is still relatively unstable in comparison to healthy participants [10, 13]. Indeed, lower medio-lateral [10, 13] and anteroposterior [13] stability was found during gait in post-stroke compared to healthy individuals at self-selected speed.

To date, the quantification of post-stroke individuals' balance when walking has often been restricted to studying only a few components of balance (e.g. oscillation of the center of pressure (CoP), acceleration of CoM), and often medio-laterally, despite significant problems in propulsion and braking of the CoM in these patients [14]. The biomechanical model of dynamic balance used in this study simultaneously considers the effect of several important parameters (height and velocity of the CoM, CoP position, base of support (BoS), vertical ground reaction force) on the difficulty in maintaining balance in the direction of displacement of the CoM [15]. This model includes two theoretical forces that can be compared between groups of participants to quantify their relative difficulty in maintaining their dynamic and postural balance. The validity of this approach is supported by previous results showing an increase in difficulty during gait perturbations [16]. Modifications of balance difficulty through proprioceptive stimulation [17] or alteration of walking surfaces [18, 19] support its responsiveness.

This study therefore aimed to quantify the difficulty in maintaining balance by post-stroke individuals when walking at self-selected and maximal speeds, and compare the results with those of healthy individuals walking at comparable speeds. The hypothesis was that individuals post-stroke would show greater difficulties in maintaining their balance than healthy controls when they walk at comparable speeds while they would have lesser difficulties when compared at self-selected speeds.

### **5.1.3 Methods**

#### **Participants**

Twenty individuals post-stroke (49.4 years (standard deviation (SD): 13.2); 13 men; 14 right-side lesions) were recruited. They were included if they had a first unilateral stroke more than six months ago, were able to walk short distances without walking aid and their overground gait speed was superior or equal to 0.5 m/s. They were excluded based on the following criteria: cerebellum lesion, severe cognitive or sensory deficits, or cardio-pulmonary problems. Fourteen healthy participants (62.6 years (SD: 16.6); 8 men) without incapacitating pain, neuromuscular or orthopaedic problems were also assessed. All participants signed a consent form approved by the local ethics committee.

The clinical assessment involved self-selected and maximal gait speeds over 10 meters [20]; balance and functional mobility were assessed using the Berg Balance Scale (BBS,[21]) and Timed Up and Go test (TUG, [22]), respectively; leg and foot motor recovery and ankle spasticity were evaluated by Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA, [23]) and Ashworth Scale ([24]), respectively. For healthy participants, the preferred leg used to kick a ball determined the dominant limb.

### **Experimental protocol and data collection**

Before starting the gait evaluation a familiarization period served to determine participant's self-selected walking speed [25]. All participants were asked to walk on the treadmill at self-selected speed for 30 seconds. Then, the post-stroke participants walked at maximal speed whereas the healthy controls walked at slower speeds, i.e. a speed 30% inferior to their self-selected speed.

Tridimensional kinematic data were collected via four Optotrak Certus cameras (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada). Three to six infrared markers placed on each body segment were used to estimate body CoM kinematics. The foot contours were digitized relative to foot markers to determine the contour of the base of support (BoS). The ground reaction forces and the center of pressure (CoP) were recorded via force plates embedded in the treadmill, at a frequency of 600 Hz and re-sampled at a frequency of 60 Hz. The dynamic balance was quantified by the stabilizing and destabilizing forces [15, 16]. The stabilizing force represents the dynamic component, i.e. the theoretical force necessary to stop the CoM at the limit of the BoS, while the destabilizing force represents the postural component, i.e. the theoretical force needed to place the CoP at the limit of the BoS [15, 16]. Higher stabilizing force and lower destabilizing force mean greater difficulty in maintaining balance during the task. One variable included in the calculation of both forces is the distance between the CoP and the BoS in the direction of CoM velocity [15, 16]. It represents the distance available to generate a postural reaction, and was as such, also presented separately. Mean and peak values were analyzed during each stance phase of the gait cycle, defined between two consecutive heel contacts, i.e. the non-dominant/paretic stance phase (or dominant/non-paretic stance phase) between non-dominant/paretic heel contact and consecutive dominant/non-paretic heel contact. Mean and peak values were normalized to

the body mass for the stabilizing and destabilizing forces. The peak values indicate the highest level of difficulty in maintaining balance.

Sub-groups of participants were matched based on gait speed and body mass due to their importance in dynamic stability: eleven individuals post-stroke walking at maximal speed and 11 healthy controls walking at 70% of their self-selected speed were compared.

## **Statistics**

A Shapiro-Wilk test was used to test for normal distribution of each variable and determine whether comparisons between groups and sides would be performed using parametric (repeated-measure ANOVA: side x group; t-tests) or non-parametric (Mann-Whitney U (group comparison) and Wilcoxon signed-rank (side comparison)) tests at self-selected, maximal and matched speeds. For group comparisons, the values of the paretic side were compared to those of the non-dominant one, while the values of the non-paretic side were compared to those of the dominant one. For these analyses, 20-30 gait cycles were averaged and all the cycles were time-normalized to 100%.

Pearson's or Spearman's correlations were performed between balance variables and clinical variables, i.e. BBS, TUG and CMSA (composite score of leg and foot).

## **5.1.4 Results**

### **Participants' characteristics**

Demographic characteristics and clinical status are presented individually for post-stroke participants and as a group average for healthy participants in Table 5.1.

The sub-groups, matched for gait speed and body mass, did not differ from the whole groups for any clinical characteristics ( $P > 0.05$ ). For the post-stroke individuals, the mean gait speed was 0.90 m/s (SD: 0.11, range: 0.7-1.0) corresponding to their maximal gait speed. For the healthy controls the mean speed was similar (0.89 m/s; SD: 0.09, range: 0.77-1.05;  $P > 0.05$ ) and corresponded to 70% of their self-selected gait speed.

## Dynamic and postural balance

### *Profiles of the balance variables*

Overall, the biphasic mean profiles of the stabilizing force (A), destabilizing force (B) and the CoP-BoS distance (C) at self-selected (Figure 5.1), maximal (Figure 5.2) and matched (Figure 5.3) speeds were similar over the gait cycle for the paretic, non-paretic and non-dominant sides. Maximal values of the stabilizing forces were observed during single-support phase whereas the destabilizing force and the CoP-BoS distance reached their minimal values during this phase. These peaks occurred at different percentages of the gait cycle because the stance phase duration differed between limbs (paretic, non-paretic and non-dominant).

### *At self-selected speed*

The peak (maximal) and mean values of the stabilizing force of post-stroke individuals were significantly lower during the paretic and non-paretic stances in comparison to healthy controls ( $P < 0.001$  for each) and also lower on the non-paretic than the paretic stance in the stroke group ( $P \leq 0.004$ ) (Figure 5.1D).

For the destabilizing force, the peak (minimal) value was greater in individuals post-stroke than in healthy controls ( $P = 0.001$ ), while no differences between groups were observed for the mean value and between sides in both groups (Figure 5.1E).

For CoP-BoS distance, individuals post-stroke presented greater peak (minimal) ( $P = 0.016$ ) and mean ( $P = 0.031$ ) distance than healthy controls without side differences in both groups (Figure 5.1F).

The three parameters indicate lesser difficulty in maintaining balance in individuals post-stroke than in healthy controls at self-selected speed.

### *At maximal speed*

Compared to the values at self-selected speed, the 20 individuals post-stroke showed an increase in peak and mean values of the stabilizing force ( $P < 0.001$ ) (Figure 5.2D) at maximal speed, while peak and mean values of the destabilizing force decreased ( $P < 0.001$ ) (Figure 5.2E)

as well as CoP-BoS distance ( $P<0.005$ ) (Figure 5.2F). Only the mean value of the stabilizing force differed between paretic and non-paretic sides at maximal speed ( $P=0.030$ ).

The three parameters indicate lesser difficulty in maintaining balance when individuals post-stroke walked at self-selected speed rather than maximal speed.

#### *At matched speed*

Measure-repeated ANOVA showed a significant interaction (side x group;  $P=0.020$ ) for the mean value of the stabilizing force. Subsequent t-tests showed a higher mean value on the paretic stance compared to the non-dominant ( $P=0.021$ ) and non-paretic ( $P=0.046$ ) stances (Figure 5.3D). For peak values of the stabilizing force, no significant differences were found although the data showed the same picture (Figure 5.3D).

The non-paretic peak value of the destabilizing force was significantly lower in individuals post-stroke than the dominant peak value in healthy controls ( $P=0.045$ ) as the paretic peak value tended to be lower than the non-dominant peak value ( $P=0.082$ ) (Figure 5.3E). Mean values of the destabilizing force were lower in individuals post-stroke than those in the healthy group, albeit non-significant ( $P=0.082$ ) (Figure 5.3E). No differences between sides were found for the peak and mean values in both groups.

The mean CoP-BoS distance also differed between groups ( $P=0.033$ ) with lower values observed for both sides in individuals post-stroke, compared to healthy controls (Figure 5.3F). No differences were observed between groups for the peak CoP-BoS distance and between sides (Figure 5.3F).

The three parameters indicate greater difficulty in maintaining balance for individuals post-stroke compared to healthy controls at matched speed.

#### **Correlations between balance variables and clinical variables**

Peak and mean values of balance variables at self-selected speed showed almost the same levels of correlation with the clinical variables, thus only the results regarding the peaks are presented (Table 5.2). The stabilizing forces during paretic and non-paretic stances correlated significantly with BBS scores ( $\rho=0.64$  and  $0.66$ , respectively;  $P=0.002$ ) and only the force during non-paretic stance was moderately related to the TUG score ( $\rho=-0.47$ ;  $P=0.036$ ). The

destabilizing force and CoP-BoS distance during the non-paretic stance were strongly associated with paretic lower limb motor control scores (combined leg and foot) as assessed by the CMSA ( $\rho=0.62$ ;  $P=0.004$  and  $r=0.62$ ;  $P=0.003$ , respectively).

### **5.1.5 Discussion**

The comparison of dynamic and postural components of balance during walking between healthy controls and individuals post-stroke revealed that when both groups walked at self-selected speed, i.e. slower for individuals post-stroke, these individuals had less difficulty in maintaining balance than healthy individuals. At maximal speed and at a speed comparable to that of healthy participants, the balance difficulty of the individuals post-stroke increased substantially. For both self-selected and maximal gait speeds the stabilizing force of individuals post-stroke was asymmetrical with higher values during the paretic stance.

The self-selected speed of the participants after stroke was 50% slower than the control group. This reduced speed corroborated those in previous studies [5, 6]. Otherwise, all participants post-stroke were able to walk faster with an average maximal speed 30% higher than their self-selected speed. However, at this latter speed, the balance difficulty was lower than at maximal speed as revealed by the stabilizing and destabilizing forces.

When both groups walked at their self-selected speeds, the stabilizing force, the dynamic component, was remarkably lower for the stroke participants. This component is highly affected by the body CoM velocity since this term is squared in the calculation of the stabilizing force, based on kinetic energy [15]. Thus, higher velocity, or to a lower extent, higher body mass, increases the difficulty in maintaining balance. The reduction in gait speed, also observed in individuals with other neurological impairments associated with balance deficits [18, 19, 26], minimizes the control of the body CoM as well as the linear and angular momentum [12, 26] necessary to maintain balance. The individuals post-stroke would thus reduce their gait speed in order to keep the CoM velocity inside values that they can manage considering their sensorimotor impairments; a strategy that allows them to walk more safely. Participants post-stroke able to manage a greater dynamic balance difficulty have a greater functional balance as tested clinically with the TUG test and the BBS.

Unlike healthy individuals, the participants post-stroke showed an asymmetry in the stabilizing force with a greater value during the paretic stance. This finding might reveal greater difficulty in controlling velocity of the CoM during paretic support in the direction of CoM displacement. In that sense, our results support the results of De Bujanda et al. (2004) who interpreted the higher lateral linear trunk accelerations on the paretic side as greater difficulty in controlling velocity of the body weight transfer to the paretic side than to the non-paretic side [11].

The asymmetry of the stabilizing forces between paretic and non-paretic stances could also be associated with the asymmetry of the stance duration and/or the propulsion force of the lower limb when walking. Participants had on average shorter paretic stance duration than the non-paretic stance duration when walking, illustrated in our results by the early peak occurrences on the force profiles through the gait cycle (Figures 5.1, 5.2 and 5.3). Shorter single-support duration may be associated with a faster body CoM progression during the paretic stance. In addition, the propulsion force of lower limbs, usually greater on the non-paretic side in individuals post-stroke [14], would result in a higher CoM velocity during the paretic stance. Also, higher CoM velocity, measured on the paretic stance compared to the non-paretic stance (0.94 m/s (0.12) vs 0.88 m/s (0.10), respectively;  $P = 0.001$ ; data not presented), certainly explains in part the higher stabilizing force and greater difficulty in maintaining balance during paretic stance.

At self-selected speed, the CoP-BoS distance, another factor included in the stabilizing force, was longer and the dynamic balance was thus easier to maintain for individuals post-stroke than at maximal speed. Similarly, healthy individuals who walked slowly (30% inferior) also had a longer CoP-BoS distance than when they walked at self-selected speed allowing us to conclude that walking at greater speed reduced this distance.

At matched speeds, the shorter CoP-BoS distance in participants post-stroke increased their difficulty in maintaining dynamic balance because the CoP has less available distance to reduce the CoM velocity [27] before it reaches the limits of the BoS. This could explain why the self-selected speed of the individuals post-stroke is slower than that in healthy individuals, since it increases the opportunities to control the CoM velocity by both reducing the latter and increasing the distance available in which to do it. However, these adaptations may still be

inadequate under more difficult balance conditions [28] or with more severe impairments [29]: CoP displacements are often too short and too slow to control the CoM velocity. Thus, the longer CoP-BoS distance at self-selected speed, even if it is beneficial to gait balance, could be insufficient to deal with perturbations [13].

Postural balance associated with body position over its base of support, evaluated using the destabilizing force, decreased between the self-selected and maximal speeds for the participants post-stroke. At matched speeds, however, the destabilizing force differed little between both groups, despite a shorter CoP-BoS distance in individuals post-stroke than in healthy participants under this condition. The other factors included in the calculation of the destabilizing force, i.e. the height of the CoM and the vertical ground reaction force [15], did not change enough to explain this lack of difference between both groups, probably due to the small sample size ( $n = 11$ ).

Finally, the destabilizing force and the CoP-BoS distance during the non-paretic stance were positively correlated to the CMSA. Improved motor control of the paretic lower limb might facilitate its swing, for example by increasing the ankle dorsiflexion when the foot left the ground to move forward. This would reduce the need to offset the deficits of the paretic side by the non-paretic side, and facilitate the maintenance of postural balance during non-paretic stance.

In conclusion, the individuals post-stroke had less difficulty in maintaining their dynamic and postural balance than healthy individuals when walking at their self-selected speed. Their level of difficulty in maintaining dynamic balance was correlated to their clinical balance and mobility capacities. At maximal gait speed, their difficulties in dynamic balance increased and the CoP was closer to the limits of the BoS. The individuals post-stroke therefore may adopt a reduced self-selected gait speed as a trade-off between forward progression and maintaining their balance.

### **5.1.6 Acknowledgements**

We are grateful to Philippe Gourdou, Michel Goyette and Daniel Marineau for software design and technical support.

We thank the Canadian Institutes of Health Research (Vanier Canada Graduate Scholarship and the Sensorimotor Rehabilitation Research Team) and Fonds de recherche du

Québec en santé for their scholarships and Ordre de la physiothérapie du Québec and Réseau Provincial de Recherche en Adaptation-Réadaptation for grants as well as the Canadian Foundation for Innovation for funding the equipment and material required for the study in the Pathokinesiology Laboratory.

### **5.1.7 Conflict of interest**

None

## 5.1.8 Tables

**Table 5.1.** Individual and mean clinical data

Individuals post-stroke	Age	Sex	Body mass	Height	Lesion	Time post-stroke	Overground SS/Max GS	Treadmill SS/Max GS	BBS	TUG SS/Max speed	CMSA Leg / Foot	Ashworth (paretic ankle)
	years		kg	cm	side	months	m/s	m/s	0-56	s	0-7	0-4
S1 <sup>#</sup>	52	M	69.5	179.5	L	156	1.12/1.64	0.65/1.00	56	13.0/8.9	6/5	1
S2	53	F	72.5	169	R	380	1.27/1.77	0.90/1.20	56	9.2/7.5	5/3	0
S3 <sup>#</sup>	65	M	93	185	L	86	0.60/0.90	0.65/0.90	52	16.5/12.6	6/5	1
S4 <sup>#</sup>	24	F	64.5	161.5	R	7.5	1.18/1.43	0.85/0.95	56	9.9/8.0	5/5	3
S5 <sup>#</sup>	36	F	61.8	173	L	180	1.22/1.40	0.60/0.98	55	10.8/7.7	5/3	1
S6	55	M	80.8	170	L	131	1.40/1.58	0.85/1.35	56	8.9/8.3	4/4	0
S7 <sup>#</sup>	41	M	88.5	171	R	74.5	0.60/0.95	0.60/1.00	55	15.2/10.7	3/3	0
S8 <sup>#</sup>	38	F	65.8	170	R	6.5	0.60/1.03	0.55/0.74	56	7.9/7.2	6/5	1
S9 <sup>#</sup>	66	M	96.3	179.5	R	150	0.98/1.36	0.55/0.70	52	9.2/8.8	6/5	4
S10	63	F	55	157	R	11	0.56/0.72	0.60/0.65	52	16.2/15.0	6/4	1
S11	69	F	62.8	169	R	98	0.61/0.73	0.40/0.50	44	18.8/17.3	3/4	1
S12	60	M	74.5	174	L	10	0.81/0.99	0.45/0.60	55	10.1/8.0	6/1	1
S13 <sup>#</sup>	54	M	83	176	R	30	0.91/1.26	0.53/0.80	49	10.5/7.5	6/5	1
S14 <sup>#</sup>	50	M	101.1	167.5	R	183	1.09/1.49	0.55/0.95	55	8.6/7.1	6/5	1
S15	37	M	117.2	177	R	6	1.31/1.67	0.70/1.10	56	8.0/7.3	6/5	0
S16	46	M	76.5	174	R	6	1.29/2.00	0.80/1.40	56	7.7/5.0	7/7	0
S17	66	F	87	158	R	65	0.51/0.93	0.40/0.55	52	18.8/13.3	3/3	1
S18 <sup>#</sup>	39	M	81.3	178	R	31	1.08/1.51	0.60/1.00	56	10.5/8.6	5/4	2
S19	29	M	86	170	L	18	1.20/1.77	0.70/1.20	56	8.7/6.5	7/7	0
S20 <sup>#</sup>	44	M	72.7	168	R	58	0.65/1.20	0.60/0.85	56	9.9/12.6	5/2	3
Stroke Mean (SD)	49.4 (13.2)	7F/13M	79.5 (15.2)	171.4 (7.1)	6L/14R	84.4 (93.1)	0.95 (0.30)/ 1.32 (0.37)	0.63 (0.14)/ 0.92 (0.25)	56	11.4 (3.7)/ 9.4 (3.2)	6/5	1
Healthy Mean (SD)	62.3* (16.6)	6F/ 8M	69.6 (12.8)	169.1 (10.5)	N/A	N/A	1.42* (0.15)/ 2.27* (0.49)	1.24* (0.13)/ 1.71* (0.23)	56	N/A/4.9 (0.7)	N/A	N/A

# Individuals in matched speed group. Median values in italic. SS: self-selected. GS: gait speed. Max: maximal. BBS: Berg Balance Scale. TUG: Timed Up and Go. CMSA: Chedoke-McMaster Stroke Assessment. \*:  $P < 0.05$

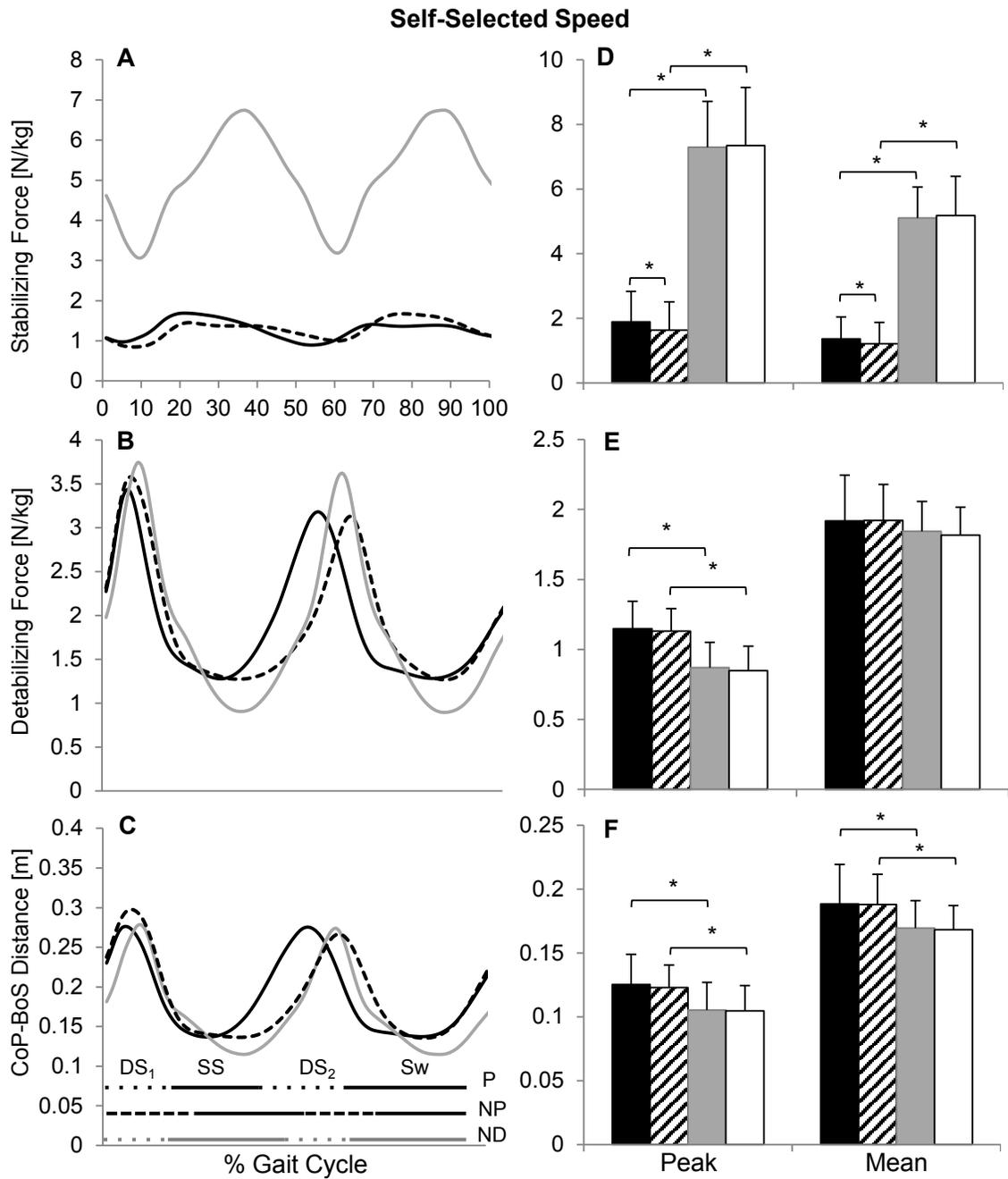
**Table 5.2.** Correlations between peak values of balance variables at self-selected speed and clinical variables for individuals post-stroke

		CMSA Leg + Foot (/14)	BBS# (/56)	TUG# (s) at self-selected speed
Stabilizing Force – Peak#	P	0.12 ( $P=0.62$ )	0.64* ( $P=0.002$ )	-0.38 ( $P=0.096$ )
	NP	0.30 ( $P=0.20$ )	0.66* ( $P=0.002$ )	-0.47* ( $P=0.036$ )
Destabilizing Force - Peak	P	0.06 ( $P=0.80$ )	-0.07 ( $P=0.78$ )	0.06 ( $P=0.81$ )
	NP#	0.62* ( $P=0.004$ )	0.04 ( $P=0.87$ )	-0.24 ( $P=0.32$ )
CoP-BoS Distance - Peak	P	0.20 ( $P=0.41$ )	0.01 ( $P=0.98$ )	0.06 ( $P=0.80$ )
	NP	0.62* ( $P=0.003$ )	0.06 ( $P=0.80$ )	-0.18 ( $P=0.46$ )

#: Spearman's correlation. \*:  $P < 0.05$ . P: paretic. NP: non-paretic. CMSA: Chedoke McMaster Stroke Assessment. BBS: Berg Balance Scale. TUG: Timed Up and Go.

## 5.1.9 Figures

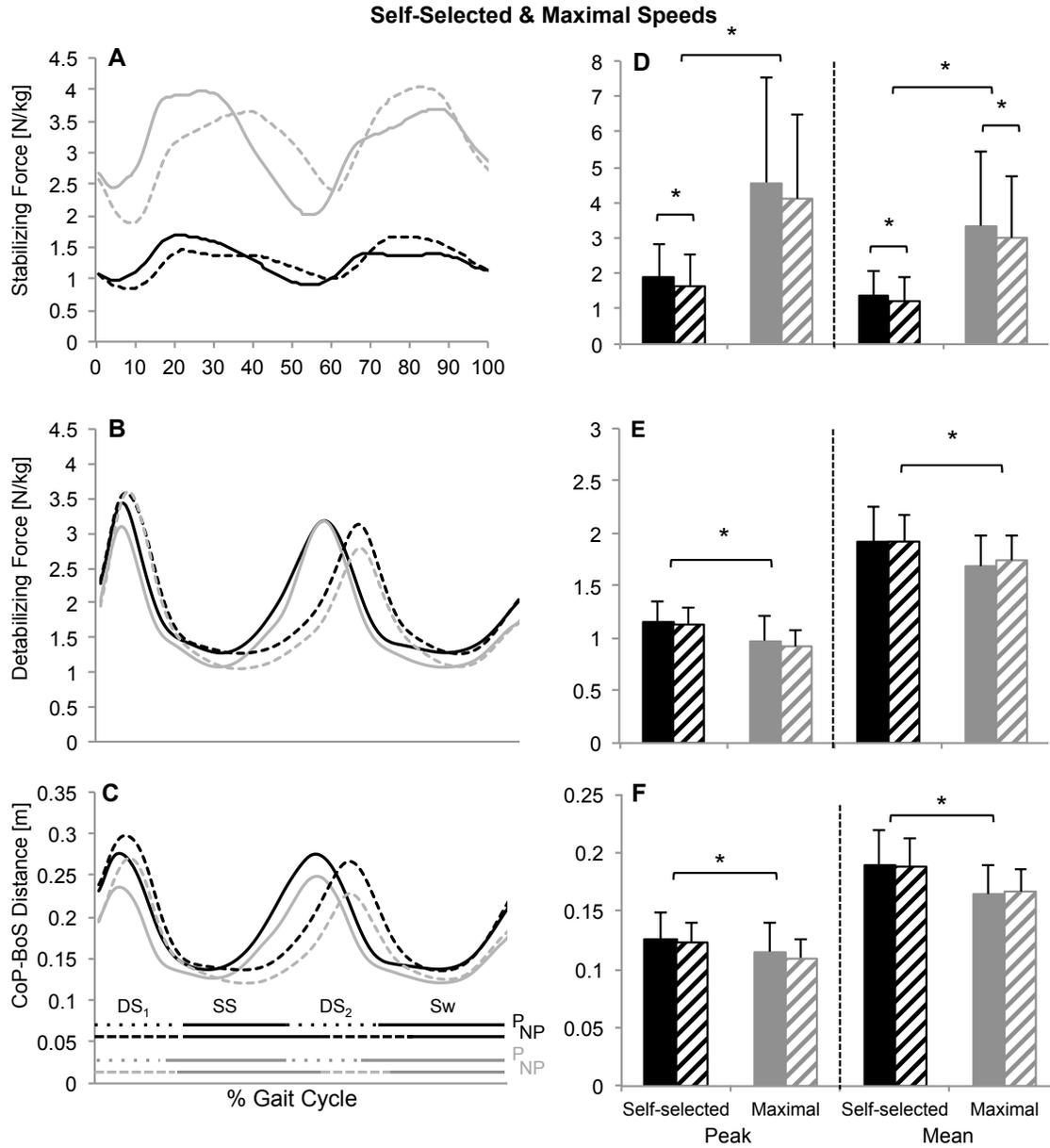
FIGURE 5.1



**Figure 5.1.** Mean profiles (A, B, C), peak and mean values (group mean and standard deviation) (D, E, F) of stabilizing force (A and D), destabilizing force (B and E) and CoP-BoS

distance (C and F) at self-selected speed. Mean profiles were represented during a normalized gait cycle on the paretic (P, solid dark lines), non-paretic (NP, dotted lines) and non-dominant (ND, grey lines) sides; peak and mean values during paretic (black bars), non-paretic (dashed), non-dominant (grey) and dominant (white) stances for 20 individuals post-stroke and 14 healthy controls. DS<sub>1</sub>: 1<sup>st</sup> double support. SS: single support. DS<sub>2</sub>: 2<sup>nd</sup> double support. Sw: swing phase. \*: *P* value < 0.05.

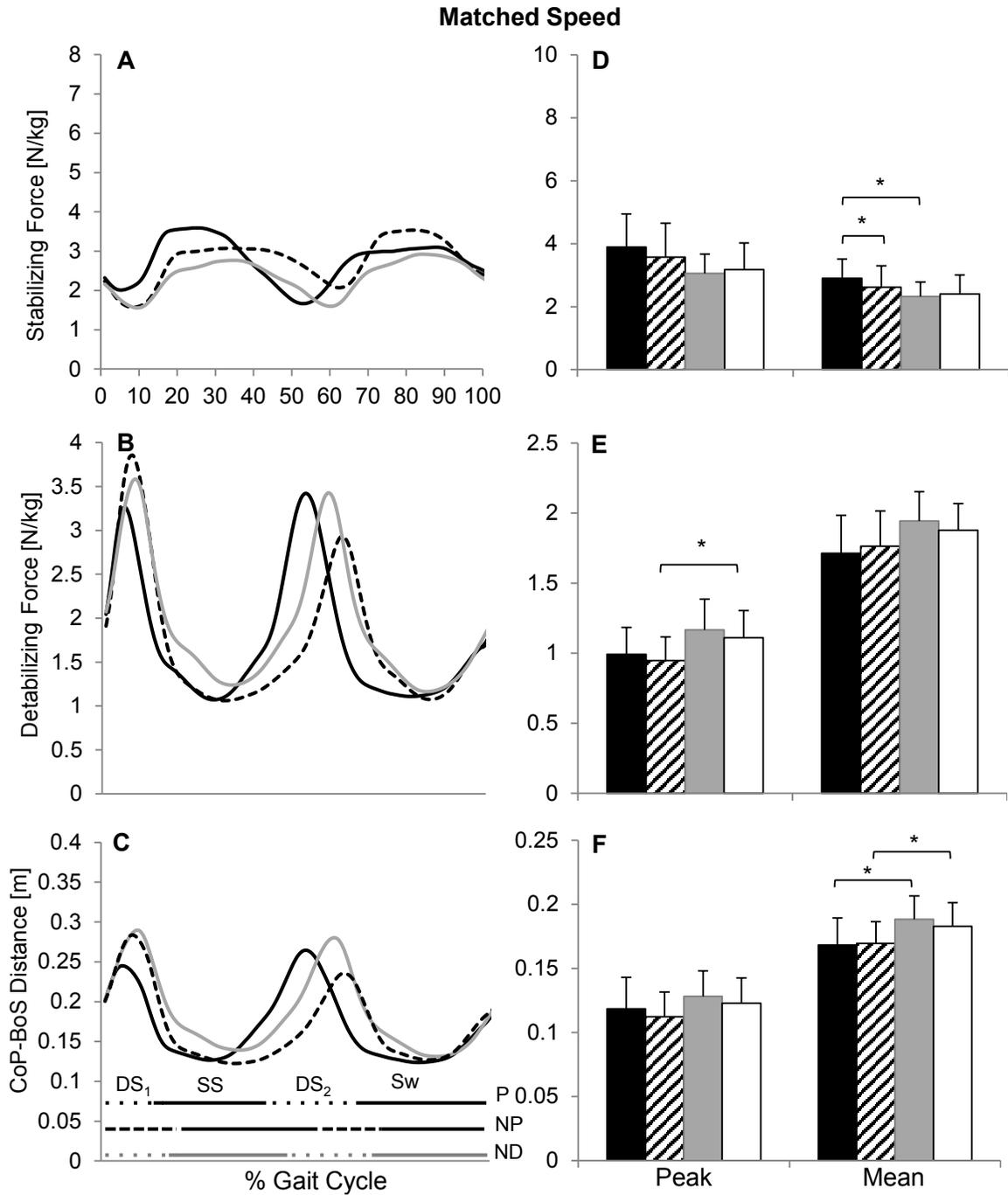
**FIGURE 5.2**



**Figure 5.2.** Mean profiles (A, B, C), peak and mean values (group mean and standard deviation) (D, E, F) of stabilizing force (A and D), destabilizing force (B and E) and CoP-BoS distance (C and F) at self-selected (black) and maximal (grey) speeds in 20 individuals post-stroke. Mean profiles were represented during a normalized gait cycle on the paretic (P, solid lines) and non-paretic (NP, dotted lines) sides; peak and mean values during paretic (solid

bars) and non-paretic (dashed bars) stances. DS<sub>1</sub>: 1<sup>st</sup> double support. SS: single support. DS<sub>2</sub>: 2<sup>nd</sup> double support. Sw: swing phase. \*: *P* value < 0.05.

**FIGURE 5.3**



**Figure 5.3.** Mean profiles (A, B, C), peak and mean values (group mean and standard deviation) (D, E, F) of stabilizing force (A and D), destabilizing force (B and E) and CoP-BoS distance (C and F) at matched speed. Mean profiles were represented during a normalized gait

cycle on the paretic (P, solid dark lines), non-paretic (NP, dotted lines) and non-dominant (ND, grey lines) sides; peak and mean values during paretic (black bars), non-paretic (dashed), non-dominant (grey) and dominant (white) stances for 11 individuals post-stroke and 11 healthy controls. DS<sub>1</sub>: 1<sup>st</sup> double support. SS: single support. DS<sub>2</sub>: 2<sup>nd</sup> double support. Sw: swing phase. \*: *P* value < 0.05.

### 5.1.10 References

- [1] Hyndman D, Ashburn A, Stack E. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2002;83:165-70.
- [2] Weerdesteyn V, de Niet M, van Duijnhoven HJ, Geurts AC. Falls in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2008;45:1195-213.
- [3] Patterson SL, Forrester LW, Rodgers MM, Ryan AS, Ivey FM, Sorkin JD, et al. Determinants of Walking Function After Stroke: Differences by Deficit Severity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88:115-9.
- [4] Taylor-Piliae RE, Latt LD, Hepworth JT, Coull BM. Predictors of gait velocity among community-dwelling stroke survivors. *Gait & Posture*. 2012;35:395-9.
- [5] Hacmon RR, Krasovsky T, Lamontagne A, Levin MF. Deficits in Intersegmental Trunk Coordination During Walking Are Related to Clinical Balance and Gait Function in Chronic Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2012;36:173-81.
- [6] Jonsdottir J, Recalcati M, Rabuffetti M, Casiraghi A, Boccardi S, Ferrarin M. Functional resources to increase gait speed in people with stroke: Strategies adopted compared to healthy controls. *Gait & Posture*. 2009;29:355-9.
- [7] Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics*. 2008;41:2899-905.
- [8] Bruijn SM, van Dieën JH, Meijer OG, Beek PJ. Is slow walking more stable? *Journal of Biomechanics*. 2009;42:1506-12.
- [9] Jansen K, De Groote F, Duysens J, Jonkers I. How gravity and muscle action control mediolateral center of mass excursion during slow walking: A simulation study. *Gait & Posture*. 2014;39:91-7.
- [10] Kao P-C, Dingwell JB, Higginson JS, Binder-Macleod S. Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*. 2014;40:457-63.
- [11] De Bujanda E, Nadeau S, Bourbonnais D. Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2004;13:58-69.

- [12] Nott CR, Neptune RR, Kautz SA. Relationships between frontal-plane angular momentum and clinical balance measures during post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*. 2014;39:129-34.
- [13] Hak L, Houdijk H, van der Wurff P, Prins MR, Mert A, Beek PJ, et al. Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. *Clinical Biomechanics*. 2013;28:1041-8.
- [14] Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke*. 2006;37:872-6.
- [15] Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Delisle A, Gravel D, Brouwer B, et al. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*. 2009;42:379-82.
- [16] Ilmane N, Croteau S, Duclos C. Quantifying dynamic and postural balance difficulty during gait perturbations using stabilizing/destabilizing forces. *Journal of Biomechanics*. 2015;48:441-8.
- [17] Mullie Y, Duclos C. Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait & Posture*. 2014;40:610-5.
- [18] Lemay J-F, Duclos C, Nadeau S, Gagnon D, Desrosiers É. Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014;24:739-46.
- [19] Desrosiers E, Nadeau S, Duclos C. Balance during walking on an inclined instrumented pathway following incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2014.
- [20] Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;82:1204-12.
- [21] Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*. 1995;27:27 - 36.
- [22] Ng SS, Hui-Chan CW. The Timed Up & Go Test: Its Reliability and Association With Lower-Limb Impairments and Locomotor Capacities in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005;86:1641-7.

- [23] Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*. 1993;24:58-63.
- [24] Bohannon R, Smith M. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity *Phys Ther*. 1987;67:206-7.
- [25] Chang MD, Shaikh S, Chau T. Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait. *Gait & Posture*. 2009;30:431-5.
- [26] Kaya BK, Krebs DE, Riley PO. Dynamic Stability in Elders: Momentum Control in Locomotor ADL. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 1998;53A:M126-M34.
- [27] Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995;3:193-214.
- [28] Gray VL, Juren LM, Ivanova TD, Garland SJ. Retraining Postural Responses With Exercises Emphasizing Speed Poststroke. *Physical Therapy*. 2012;92:924-34.
- [29] Chisholm AE, Perry SD, McIlroy WE. Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait & Posture*. 2011;33:238-43.

## **5.2 Article #2 : Active older adults preserve their ability to adapt and de-adapt to split-belt treadmill locomotion in comparison to young adults.**

Carole Miéville MSc<sup>a,b</sup>, Séléna Lauzière PhD<sup>a,b</sup>, Cyril Duclos PhD<sup>a,b</sup>, Sylvie Nadeau PhD<sup>a,b</sup>

- a. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, CIUSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal, 6300 avenue Darlington, Montreal, Quebec, H3S 2J4, Canada.
- b. School of Rehabilitation, Université de Montréal, 7077 avenue du Parc, Montreal, Quebec, H3N 1X7, Canada.

*Article en révision pour la revue Neuroscience.*

En tant qu'auteure principale, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes qui ont mené à la rédaction de cet article : le développement du protocole expérimental, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques des personnes hémiparétiques et en santé, l'interprétation de ces données et la rédaction du présent article. Dre Séléna Lauzière a aussi contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données en laboratoire et au traitement des données biomécaniques des deux groupes de participants. Elle a également participé à la révision finale de l'article. Dre Sylvie Nadeau et Dr Cyril Duclos ont encadré et supervisé chacune des étapes de l'étude et ont contribué à l'élaboration du protocole expérimental, à l'analyse et à l'interprétation des données biomécaniques ainsi qu'à la révision de cet article.

### 5.2.1 Abstract

Introduction: Walking on a split-belt treadmill with unequal belt speeds (split mode) modifies symmetry of spatiotemporal and kinetic gait parameters with adaptive responses during the post-adaptation time period. Further information is needed to document the influence of aging on these changes and the effects on balance. This study aimed to compare the adaptation and de-adaptation of kinetic gait parameters induced by split-belt walking in young and older adults and to examine their effects on balance. Methods: Ten young adults and 10 active older participants walked on a split-belt treadmill for 6 minutes with one leg twice as fast as the other that was set at 70% of self-selected speed. Then, the aftereffects were assessed during 3 minutes of post-adaptation. Changes in support time, double support time, anteroposterior, medial and vertical ground reaction forces (GRF) were analyzed between adaptation and post-adaptation and between groups. Differences between GRFs during the double support phase were also analyzed. Results: Older adults showed greater gait alteration and balance difficulty than young participants during the adaptation period. However, their adaptive and reactive responses are comparable to those of young adults and they presented similar ability to de-adapt in less than 1 minute after split-belt period. Conclusion: The active older adults preserved their ability to adapt and de-adapt to split-belt treadmill protocol with an effect of age on balance and the magnitude of the split-belt walking.

## 5.2.2 Introduction

Walking on a split-belt treadmill operated in split mode followed by tied mode reveals the adaptive and reactive locomotor adaptability of the nervous system to a perturbation. In persons with gait asymmetry post stroke, it increases the symmetry of some spatiotemporal parameters (Reisman et al., 2007, 2009, Reisman et al., 2010, Lauzière et al., 2014), while it causes an asymmetrical gait pattern for a short time period in healthy individuals (Reisman et al., 2007, 2009, Bruijn et al., 2012). To adapt to the difference in belt speed (split-belt locomotion), the changes in inter-limb spatiotemporal parameters (step length and double support time) are progressively corrected (Reisman et al., 2007, 2009, Bruijn et al., 2012, Lauzière et al., 2014). These changes persist for a certain amount of time when the belts are returned to the same speed (tied-belt locomotion). These so-called "aftereffects" reveal adaptive responses representing predictive, feed-forward control. For the intra-limb spatiotemporal parameters (support time and stride length), the changes occur instantaneously during the split-belt period and no aftereffects are observed; the movement patterns are reactive and based on peripheral feedback (Reisman et al., 2005, Morton and Bastian, 2006, Reisman et al., 2007).

To explain the changes in spatiotemporal parameters during the adaptation (split mode) and de-adaptation (tied mode) periods, muscle activity (Ogawa et al., 2014) and biomechanical analysis (Roemmich et al., 2012, Lauzière et al., 2014) including ground reaction forces (GRFs) have been recently studied (Mawase et al., 2013, Ogawa et al., 2014, Ogawa et al., 2015). Globally, the vertical GRF is likely controlled in a feed-forward manner in double support, but in a feedback manner in single support (Mawase et al., 2013). The adaptive response found for the anteroposterior (AP) braking GRF accounts for a feed-forward, adaptive control of this parameter, while the AP propulsive GRF may be regulated by a feedback, reactive control (Ogawa et al., 2014, Ogawa et al., 2015). These two types of control might bring additional difficulty in ensuring dynamic balance during gait.

Indeed, the GRFs illustrate the dynamic aspect of gait: the increase in forces or in difference between the forces during the double support reveals changes in body center of mass (CoM) accelerations that should be controlled to ensure balance when walking

(Hernández et al., 2009, Sousa et al., 2012, Sousa et al., 2013). When the GRFs were divided by the subject's mass and the gravity was subtracted from the vertical GRF, the GRFs correspond to the CoM accelerations (Winter, 1995, Hernández et al., 2009). Since GRFs can give insight into the causes of gait pattern changes and quantify the accelerations of whole-body CoM in three planes of movement during gait (i.e., AP and mediolateral (ML) and vertical (Winter, 1991)), they are relevant and sensitive parameters to gait pattern modifications, in terms of mechanical demands and indicative of the individual's balance status.

The gait speed is a strong determinant of the magnitude of the body CoM accelerations as reflected by the GRF profiles and amplitudes. Most split-belt studies used fixed belt speeds (0.5 m/s for the slow belt and 1 m/s for the fast belt) (Reisman et al., 2007, Bruijn et al., 2012, Ogawa et al., 2014), despite a wide range of walking self-selected speeds in healthy subjects (Bohannon and Williams, 2011) and in patients with locomotor impairments (Nadeau et al., 1999, Patterson et al., 2008). For example, stroke patients walk on average 30% slower than age-matched healthy individuals (Milot et al., 2007). Self-selected speed is known to be optimal in terms of physical difficulty, energy cost and balance (Orendurff et al., 2004, Jordan et al., 2007, Latt et al., 2008, Neptune et al., 2008, Kavanagh, 2009, VanSwearingen and Studenski, 2014). Since a better understanding of the favourable and the unfavourable effects of the split-belt treadmill in individuals post-stroke is still needed, it is important to assess the effects of split-belt treadmill on spatiotemporal parameters and GRFs during split- and tied-belt treadmill at speeds close to those of individuals post-stroke. The selected speed is even more important, considering that the effect of the adaptation depends on gait speed and on the difference between belt speeds (Vasudevan and Bastian, 2010, Roemmich et al., 2012).

Another factor that needs to be considered is the effect of age on locomotor adaptation. According to Bruijn et al. (2012), compared to young adults, elderly persons present less adaptation during split-belt walking and fewer aftereffects in spatiotemporal variables during the post-adaptation period, possibly due to age-related degeneration of the cortico-cerebellar tract (Bruijn et al., 2012). However, the results of Roemmich et al. (2014) shed doubt on this conclusion since they found only one minor difference between healthy older adults and healthy young adults on spatiotemporal parameters (Roemmich et al., 2014). These opposite

findings must be interpreted carefully because the Bruijn's participants were on average 8 years older than Roemmich's subjects. Additional studies are warranted to demonstrate any age-related effect on split-belt walking and determine whether healthy older adults adapt differently from healthy young adults. Comparisons of GRFs between young and older individuals seem relevant since, as shown by Hernandez et al. (2009), the latter decreased propulsion in the trailing leg at self-selected and fast speeds compared to young adults, and they compensated for it by an increased activity in the leading leg during the double support phase.

The aim of this study was therefore to determine whether active older and young adults have the same ability to show adaptive or reactive alteration of their GRFs during walking on a split-belt treadmill. A secondary objective was to examine the effects of split-belt walking on balance control, i.e. the inter-limb GRF interrelations in AP and ML planes.

### **5.2.3 Experimental protocol**

#### **Participants and clinical assessment**

Twenty healthy participants without incapacitating pain, neuromuscular or orthopaedic problems were recruited to participate in the study. All participants signed a consent form approved by the local ethics committee. They were divided into two groups: one group of 10 young adults and one group of 10 older participants. The latter were as physically active as young participants, had no known health problems and trained in a gym at least three times a week. All participants underwent a clinical assessment followed by the laboratory gait assessment.

Balance was tested using the Berg Balance Scale (Berg et al., 1995) while clinical sensory integrity of the lower limbs was verified using calibrated Semmes-Weinstein monofilaments for touch-pressure sensation (Collins et al., 2010), a 128-Hz tuning fork for vibratory sensation (Kokmen et al., 1977) at the lateral malleolus, and passive segment displacement perception at the foot and the hallux for proprioception. Self-selected gait speeds were assessed for all participants using the 10-meter walk test (Perera et al., 2006). The preferred leg used to kick a ball determined the dominant limb.

Participants were then given time to become familiar with walking on the treadmill (tied belts) before starting the gait evaluation protocol on the treadmill. This familiarization period also served to determine their self-selected walking speed on the treadmill (Van de Putte et al., 2006, Chang et al., 2009).

### **Experimental protocol**

The present protocol (Fig. 5.4A) was based on previous literature (Lauzière et al., 2014) with the speeds set according to the self-selected speed of post-stroke individuals. These persons are known to have an average gait speed that is 30% slower than the gait speed of age-matched healthy individuals (Milot et al., 2007). Thus, one belt speed (the slowest) was set at 70% of the self-selected speed of each participant measured when walking on the treadmill at tied-belt speeds ("slower belt"). The other belt was set at double this speed ("faster belt"). The speed ratio between the two belts was thus 1:2 (slow: fast). The leg that was on the fast or slow belt during the adaptation condition was identified as "fast leg" or "slow leg", respectively, for all time periods.

The sequence started with a three-minute walking period on the treadmill (baseline period) with both belts at a reduced speed (tied belts), i.e. 30% slower than their self-selected speed on the treadmill. The treadmill was then stopped and participants were invited to rest. A six-minute adaptation period then followed. During this adaptation period, the slower belt was under the non-dominant leg, at the same speed as the baseline period, while the faster belt was under the dominant leg, at a speed equivalent to twice the baseline speed (ratio of 1:2). After six minutes with asymmetrical belt speeds, the treadmill was stopped and set back to tied belt speed identical to baseline speed (post-adaptation period) for a three-minute walking period. For the three periods the belt speeds were adjusted abruptly with an acceleration of 25% of the fast belt speed. For the adaptation period the fast belt speed was set at the right speed in two steps: for example, the belt speed started at 0.70 m/s, then increased to 1.05 m/s and immediately to 1.40 m/s. Participants were not allowed to walk between the adaptation and post-adaptation periods but could rest in a sitting position, if necessary.

The treadmill is equipped with two handrails that participants could use to minimize the risk of falls during the split-belt protocol or when the treadmill started and stopped.

However, they were asked to let go of handrails as soon as possible during the adaptation and post-adaptation periods. None of the participants had walked on a split-belt treadmill before the study.

### **Data collection**

Kinetic data (GRFs) were recorded at a frequency of 600 Hz using force plates embedded in the Bertec Fully Instrumented Split-Belt Treadmill (FIT<sup>®</sup>). GRFs were collected during the baseline, adaptation and post-adaptation periods. The data were filtered with a fourth-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and down-sampled to 60 Hz. Since we did not perform a kinematic analysis, spatial gait parameters were not assessed.

### **Data analysis**

The following GRF parameters were determined: negative (braking AP peak) and positive (propulsive AP peak) peak values of the AP component (Fig. 5.4. B-C; AP), as well as the two peaks of the medial component (“braking” and “propulsive” ML peaks in the braking/propulsive phase of gait, respectively) (Fig. 5.4. B-C; ML) and the two peaks of vertical component (“braking” and “propulsive” vertical peaks in the braking/propulsive phase of gait, respectively) (Fig. 5.4. B-C; Vert.). Temporal parameters were also calculated to confirm gait changes during adaptation and post-adaptation periods and to determine the changes in the periods where GRF are produced: the slow double support time (DST) was defined as the time between foot contact on the fast leg and subsequent toe-off on the slow leg and inversely for the fast DST. The slow support time was defined as the time between foot contact on the slow belt and subsequent foot contact on the fast leg and inversely for the fast support time.

For each participant, ten gait cycles were averaged for each leg during the baseline period at 90 seconds after the beginning (Fig. 5.4A; B1). For the adaptation period, the first five (early adaptation; EA), immediately after the participants released the handrails and the last five consecutive gait cycles (late adaptation; LA) were analyzed. For the post-adaptation period, the first five consecutive gait cycles (early post-adaptation; EPA) immediately after the participants released the handrails, the 16<sup>th</sup>-20<sup>th</sup> gait cycles (middle post-adaptation; MPA),

and five successive gait cycles (late post-adaptation; LPA) 1 minute after the participant released the handrails were analyzed bilaterally. The maximum handrail use before release lasted less than two gait cycles. The GRF values were normalized to the body mass of each participant. To allow inter-subject comparisons, all the temporal and GRF mean values of each leg were normalized to the mean values obtained during the baseline period and baseline values were thus equal to 1 (Ogawa et al., 2014).

The level of asymmetry for each GRF and temporal parameter was calculated as follows:

Symmetry ratio = *slower leg (non-dominant) parameter / faster leg (dominant) parameter*

A ratio of 1 represents perfect symmetry, a ratio >1 or < 1 corresponds to a higher or lower value on the slower leg than on the faster leg, respectively.

Differences between the GRFs (AP and ML directions) on the slower leg in the propulsive phase of the gait and the faster leg in the braking phase of the gait and the contrary were computed to have information on participants' balance during the adaptation and post-adaptation periods.

### **Statistical analysis**

Descriptive statistics were used for participant characteristics (mean, standard deviation, range) and unpaired student t-tests for comparisons of baseline characteristics between young and older participants.

The distribution of variables was evaluated using Shapiro-Wilk tests to determine whether the data were distributed normally. To determine the effect of age and the effects of time (five time points vs baseline) on slow and fast legs and on symmetry ratios of GRFs (including differences) and temporal parameters (DST and support time), 2-way ANOVAs were used. When the ANOVA gave significant results, Bonferroni's comparisons were performed to compare the data between groups and over time. The data of five time points, two in the adaptation (early (EA) and late (LA)) and three in the post-adaptation (early (EPA), mid- (MPA) and late (LPA)) periods, were compared to baseline values (B1) to assess changes over time. An adaptive response corresponded to changes during the adaptation period, i.e.

differences between B1 and EA and/or LA, and during the post-adaptation period, i.e. differences between post-adaptation and baseline periods that can be considered as aftereffects. A reactive response consisted of changes only during adaptation period with no difference in post-adaptation period in comparison to the baseline period.

The significance level was set at  $p < 0.05$ .

## **5.2.4 Results**

### **Participants**

There was no significant difference between the two groups for height ( $p = 0.477$ ) and weight ( $p = 0.744$ ), whereas age was significantly different ( $p < 0.001$ ) (Table 5.3). For all participants except one in the young group, the dominant lower limb was the right leg. Clinical assessment did not differ between groups and categorized the participants as having normal balance, sensory function and gait capacities.

### **Temporal gait parameters**

DST, support time and their ratio did not differ between groups ( $p > 0.05$ ) except for support time on the slow leg (Fig. 5.5E) and ratio (Fig. 5.5F) at early adaptation (EA) that showed lower values for older adults ( $p < 0.05$ ).

Only slow DST and DST ratio showed an adaptive response with immediate changes at early adaptation, maintained at late adaptation (LA) (except for DST ratio ( $p > 0.05$ )), and lower at early post-adaptation (EPA) compared to baseline (Fig. 5.5B, C). DST aftereffect did not last more than 5 cycles (short-term aftereffects). Fast DST and support time showed a reactive response with a reduction of their fast leg value (Fig. 5.5A, D) greater than their slower leg (Fig. 5.5B, E) resulting in a higher ratio (Fig. 5.5C, F) during adaptation. Fast DST and support time showed an immediate return to baseline level in EPA while the DST ratio reached baseline level at MPA.

## Ground reaction forces (GRFs)

For the GRFs, Fig. 5.4B and C present the GRF profiles during adaptation and post-adaptation periods for one representative young adult and one older adult walking at 0.8 m/s on the slow belt.

### *Braking and propulsive AP GRFs*

Braking and propulsive AP peaks showed an adaptive response that was opposite between the fast and slow legs, and between the braking and propulsive forces, resulting in opposite, adaptive responses for the ratios of each force (Fig. 5.6): the braking peak on the fast leg (Fig. 5.6A), the propulsive peak on the slow leg (Fig. 5.6E) and the propulsive ratio (Fig. 5.6F) were higher in post-adaptation than in baseline. In contrast the braking peak on the slow leg (Fig. 5.6B), the propulsive peak on the fast leg (Fig. 5.6D) and the braking ratio (Fig. 5.6C) were lower in post-adaptation than in baseline. These aftereffects resulted from an increase of the braking force under both the fast and slow legs (Fig. 5.6A, B) and of the propulsive force under the fast leg (Fig. 5.6D) as well as a decrease of the propulsive force under the slow leg (Fig. 5.6E) in both groups during the adaptation period. Differences were observed between groups for the braking force during the adaptation period (Fig. 5.6A, B, C) and for the ratio of the propulsive force in post-adaptation period (Fig. 5.6F). In both groups, the aftereffect lasted until MPA except on the slow leg for the braking peak and its ratio that lasted only until EPA in the young group, and for both groups on the slow leg for the propulsive peak and ratio. At 1 minute post-adaptation (LPA), all values had returned to baseline level ( $p>0.05$ ).

### *Braking and propulsive ML GRFs*

No adaptive response was observed for the braking and propulsive ML GRFs when post-adaptation was compared to baseline ( $p>0.05$ , Fig. 5.7), despite increases of the medial braking force during the adaptation period that were larger in the older than in the young group (Fig. 5.7A, B). Group differences were also found in the propulsive phase (Fig. 5.7D, E), with significantly higher forces for the older group at all times (except at EA on the slow leg). The inter-limb values (ratios for braking forces) showed asymmetry (values inferior to 1;

Fig. 5.7C) during the adaptation with significant changes from EA to LA and from LA to EPA. No time effect was observed for the propulsive forces.

#### *Braking and propulsive vertical GRFs*

No adaptive response was observed for the vertical reaction forces when comparing post-adaptation to baseline (Fig. 5.8), despite the increase of the braking forces during EA and LA. These increases were larger in the older group (Fig. 5.8A-B). Propulsive vertical forces decreased only in EA on the fast leg (Fig. 5.8D). The ratios were similar in both groups and reached greater values than baseline during adaptation without difference in post-adaptation compared to baseline on the braking force (Fig. 5.8C) and a small and short (EPA only) aftereffect on the propulsive ratio in the young group (Fig. 5.8F).

#### **Differences between braking and opposite propulsive forces in AP and ML directions**

An adaptive response was observed only for the differences between propulsive slow leg and the braking fast leg force in the ML direction for the older participants (Fig. 5.9B), despite changes in EA and/or LA in the ML and AP directions for both groups. In the AP and ML directions, the differences between the propulsive force on the slow leg and the braking force on the fast leg, greater for the older group, revealed reduced balance in this group during adaptation, i.e. a lack of control of the CoM accelerations during DST (Fig. 5.9A-B). For the differences between the propulsive force on the fast leg and the braking force on the slow leg, values of the young and older participants were similar during adaptation but higher at baseline and in post-adaptation for the young adults in AP direction (Fig. 5.9C).

### **5.2.5 Discussion**

#### **Older adults preserve adaptive capacities**

Both young and older adult groups presented comparable abilities to adapt and de-adapt their gait pattern suggesting that age under 75 years had no effect on these capacities. However, an age effect was observed for the magnitude of the response to the split-belt walking and for balance during adaptation.

Double support time and support time showed adaptive and reactive responses, respectively, in agreement with previous findings (Reisman et al., 2005, Ogawa et al., 2014, Roemmich et al., 2014). Our results revealed that the adaptive and reactive behaviour of the older adults was similar to that of young adults, thus corroborating Roemmich et al.'s observations concerning step and stride lengths as well as support time (Roemmich et al., 2014). However, they are opposed to those of Bruijn et al. (2012), although their participants had similar age to our participants (Bruijn et al., 2012). Although Bruijn et al. (2012) also analyzed the adaptation and de-adaptation abilities, they did not express their findings relative to the baseline period (Bruijn et al., 2012). They concluded that their older individuals did not adapt because they did not become symmetrical at late adaptation. One can argue that perhaps their older participants were not symmetrical at baseline. In fact, they might have returned to their baseline (a)symmetry and therefore they would have adapted. Malone and Bastian (2014) showed that the adaptive response depended on the asymmetry observed in baseline, i.e. the individuals post-stroke in their study tended to return to baseline asymmetry at late adaptation (Malone and Bastian, 2014). Although older participants in Bruijn et al.'s study were healthy (Bruijn et al., 2012), it is quite possible that their walking pattern was asymmetrical, as several authors have shown in older participants for spatiotemporal parameters, kinetics and lower-limb muscle strength (Sadeghi, 2003, Laroche et al., 2012, Nagano et al., 2013).

A second aspect that might explain the different conclusion with respect to Bruijn et al.'s study (Bruijn et al., 2012) is the walking speed in the post-adaptation period. Bruijn et al. (2012) examined changes in post-adaptation period where the belt speed was set at the fast speed (1 m/s) instead of slow speed (0.5 m/s) (Bruijn et al., 2012), while in our study the belt speed in post-adaptation period was the slow one (mean: 0.90 m/s). Since it has been shown that aftereffects were greater when measured at the speed of the slowest belt (Vasudevan and Bastian, 2010), this factor should not be disregarded and the slow belt speed should be used in post-adaptation period. Moreover, as in Roemmich's (Roemmich et al., 2014) study and unlike that of Bruijn (Bruijn et al., 2012), the belt speed based on self-selected speed for each participant likely favoured the generation of adaptive responses in the older group. However, comparison to these studies has a limit since findings of temporal and GRF parameters were compared to results of spatial parameters.

## **Older adults showed some balance difficulties compared to young adults**

The GRF magnitude and balance expressed as the difference of braking and propulsive inter-limb forces during the adaptation period were different between groups. For the three components of GRF and differences between propulsive and braking GRF, the older adults seemed more perturbed by walking under split-belt conditions than the young ones, since their GRF peak values were higher during the adaptation period, indicating greater balance difficulties. These more pronounced effects in the older group were also reported in a study focusing on dynamic stability after walking perturbations (Bierbaum et al., 2010). According to Bierbaum et al. (2010), older adults have adaptive capabilities in dynamic stability similar to those of young adults during perturbed walking, although the feedback corrections after the first unexpected perturbation were less effective in the older group (Bierbaum et al., 2010). Also, Hernandez et al. (2009) showed that older adults have larger braking and reduced propulsive GRF, leading to lower forward and upward acceleration of the CoM during propulsion, and larger vertical braking, respectively (Hernández et al., 2009). These higher differences between GRFs were more important at faster than self-selected speed. This confirms the reduced capacities of older adults to control their GRFs on faster belt speed. However, although older individuals were more perturbed by split-belt walking during the adaptation period, they were able to de-adapt as well as the young group did as demonstrated for step length in previous studies (Roemmich et al., 2014, Malone and Bastian, 2015) and they were not more instable than young participants during this phase.

## **AP propulsive GRF shows an adaptive response**

Our findings concerning ML and vertical GRF corroborate those of Ogawa's study (Ogawa et al., 2014) showing reactive responses to the perturbation, while they are opposite to adaptive changes of the vertical GRF during the double support phase reported by Mawase et al. (Mawase et al., 2013). After a careful analysis of this latter paper, the only elements that could account for this difference are the vertical GRF normalization used by these authors. Although braking peaks were the most affected by split-belt walking in our results, one major difference with the literature concerns the AP propulsive GRF. This parameter has shown reactive response to split-belt conditions (Ogawa et al., 2014). In contrast, our results showed

an adaptive response for this parameter. AP propulsive GRF is considered an inter-limb parameter due to its interaction with the following contralateral braking force and its relationship with the double support time (Oh et al., 2012). The fact that the AP propulsive GRF showed an adaptive response is thus coherent with adaptive responses found previously for inter-limb parameters (Reisman et al., 2005, Morton and Bastian, 2006, Reisman et al., 2007). The superior gait speeds compared to Ogawa's study (Ogawa et al., 2014) may explain differences in AP propulsive GRF since GRFs increase with increasing gait speed (Winter, 1991). The greater adaptive response observed for the AP force might be due to the higher walking speeds in the present study. Indeed, it has been demonstrated that motor learning is influenced by the size (small vs. large) of the error to be corrected (Torres-Oviedo and Bastian, 2012). With faster self-selected speeds than a fixed speed, the speed differences between both belts were larger, which would induce a greater error signal between the lower limbs. The nervous system would detect differences in belt speeds as errors and correct these errors by adjusting the propulsive force to the braking force in order to maintain a stable progression. Moreover, Vasudevan & Bastian (2010) showed that a speed of 0.525 m/s did not appear to be a natural speed since the aftereffect was significantly smaller than that at faster speeds from 0.7 to 1.575 m/s (Vasudevan and Bastian, 2010). The speed of the slower belt should be close to that of self-selected overground gait speed in order to have the largest aftereffects (Hamzey et al., 2016).

The increased propulsive GRF on the slower belt in the post-adaptation period is interesting in a clinical approach. This finding corroborates the increase in the plantarflexor moment on the slower belt in healthy subjects and individuals post-stroke as demonstrated by Lauzière et al. (Lauzière et al., 2014). Since this joint moment is a determinant of the gait speed (Nadeau et al., 2001), using the split-belt treadmill to increase the propulsive force would likely lead to increased gait speed in populations with locomotor impairments, such as individuals post-stroke.

In conclusion, based on the GRF and temporal parameters analysis, active older, i.e. under 75 years of age, and young adults showed similar adaptive and reactive capacities when walking on a split-belt treadmill. However, older adults exhibited reduced balance control and a larger magnitude in GRF responses compared to young adults. Assessing adaptive and

reactive responses at self-selected speeds allowed us to observe larger and longer effects on the GRFs than at fixed belt speeds.

### **5.2.6 Acknowledgements**

We thank Philippe Gourdou, Michel Goyette and Daniel Marineau for software design and technical support and Mélanie Gagnon-Bourbonnais for her help in data collection. Canadian Institutes of Health Research (Vanier Canada Graduate Scholarship and the Sensorimotor Rehabilitation Research Team) and Fonds de recherche du Québec en santé are acknowledged for their scholarships. The Canadian Foundation for Innovation (CFI) financed the equipment and material required for the study in the Pathokinesiology Laboratory.

### **5.2.7 Conflict of interest**

The authors declare that they have no conflicts of interest.

## 5.2.8 Table

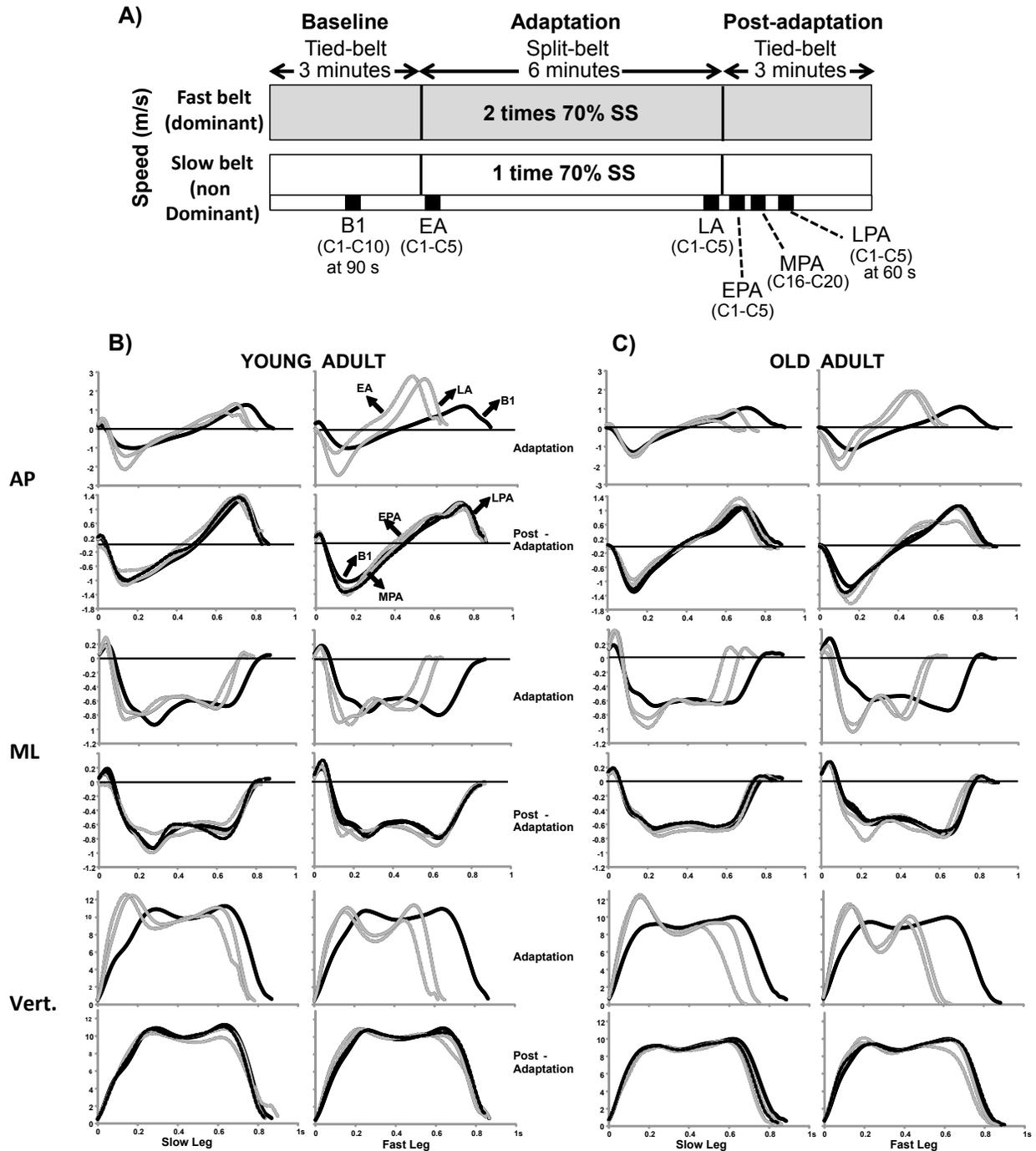
**Table 5.3.** Participants' characteristics and gait speeds (mean  $\pm$  SD and (range values)) for both groups.

	<b>Active old adults</b>	<b>Young adults</b>
	<b>(N=10)</b>	<b>(N=10)</b>
	4F / 6M	8F / 2M
Age (years)	71.7 $\pm$ 3.8 (64-78)	24.9 $\pm$ 5.3 * (20-34)
Height (cm)	166.7 $\pm$ 8.0 (155-180)	167.8 $\pm$ 9.0 (152-182)
Weight (kg)	68.0 $\pm$ 9.2 (55.1-84.0)	67.9 $\pm$ 12.7 (54.0-97.0)
Slower treadmill speed (m/s)	0.90 $\pm$ 0.09 (0.77-1.05)	0.81 $\pm$ 0.12 (0.70-1.1)
Self-selected overground speed (m/s)	1.45 $\pm$ 0.16 (1.22-1.69)	1.46 $\pm$ 0.18 (1.18-1.80)

\*:  $p > 0.05$

## 5.2.9 Figures

FIGURE 5.4

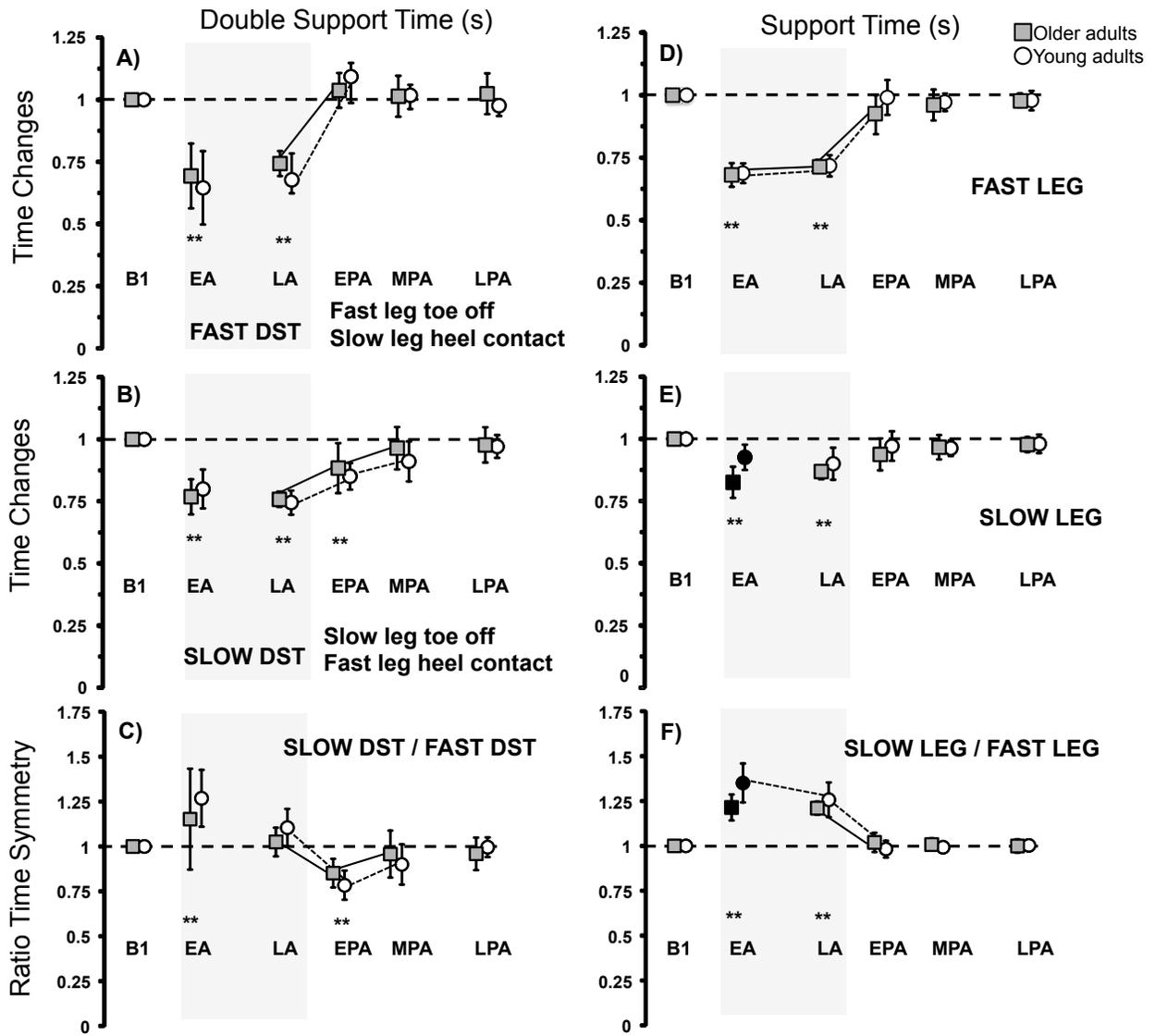


**Figure 5.4.** A) An outline of the protocol used to investigate locomotor adaptation and post-adaptation during walking on a split-belt treadmill in young and active older adults. SS: self-

selected speed. Solid black squares represent the time points where force data were recorded. Baseline (B1), early (EA) and late (LA) adaptation and post-adaptation (early (EPA); middle (MPA) and late (LPA). C1-C10, C1-C5, C16-C20) indicates the gait cycles used to calculate mean values.

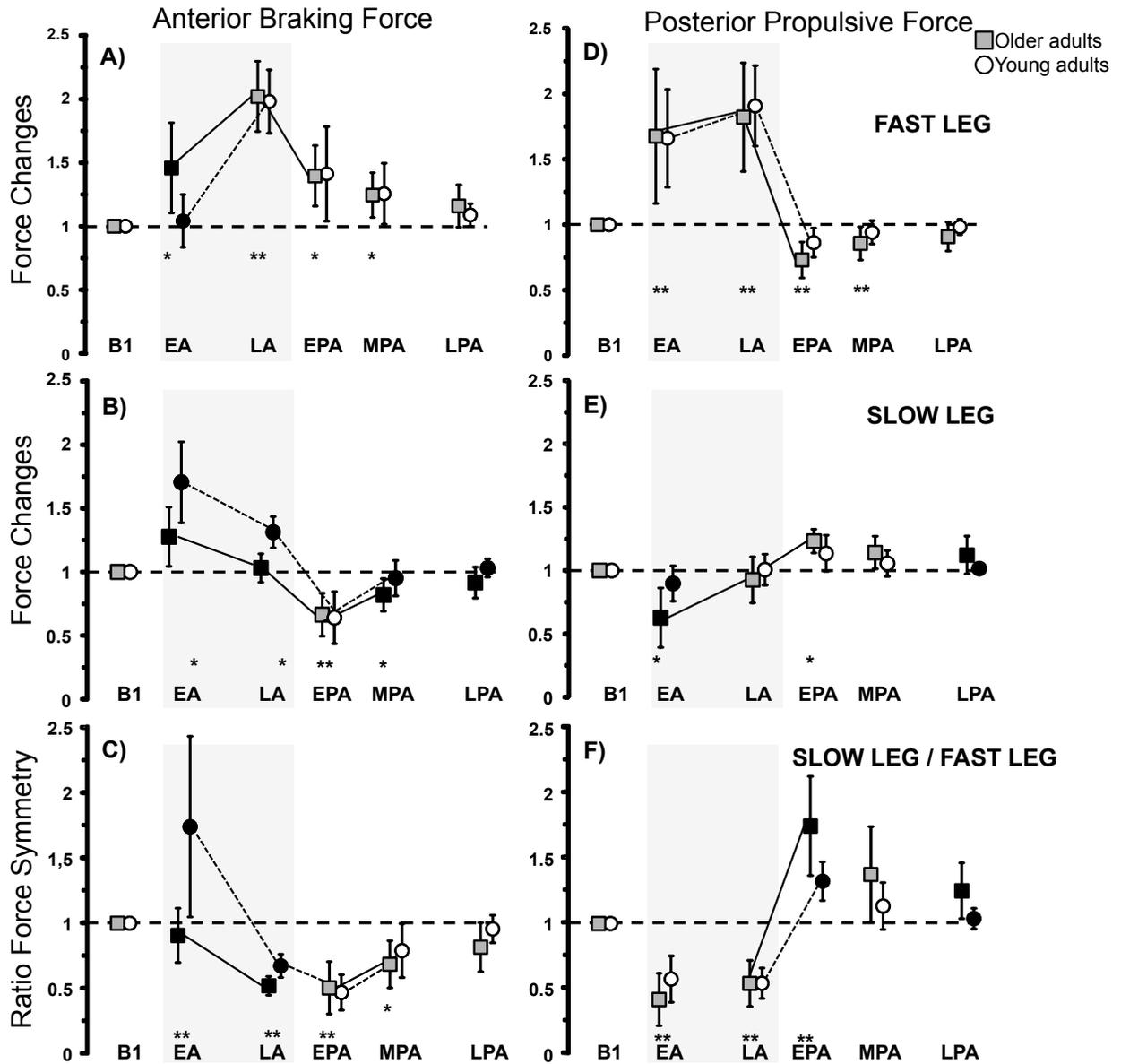
B) Force (N/kg) profiles over time(s) of representative young (B) and older (C) adults in the anteroposterior (AP), mediolateral (ML) and vertical (Vert.) directions. First and second columns are for slow (0.8 m/s) and fast legs (1.6 m/s), respectively. For each direction, first row presents the forces during baseline (B1; thick full black line), early (EA; dotted grey line) and late (LA; thin full grey line) adaptation. Second row presents the forces during baseline (B1; thick full black line), early (EPA; dotted grey line), middle (MPA; thin full grey line) and late (LPA; dotted black line) post-adaptation.

**FIGURE 5.5**



**Figure 5.5.** Double support times (DST; left column; A-C) and support times (right column; D-F) of young (white circle) and older (grey square) adults at baseline (B1), early (EA) and late (LA) adaptation (light grey area) and post-adaptation (early (EPA), middle (MPA) and late (LPA)). Time changes and ratios are expressed relative to baseline (see Methods). First row presents fast DST and support time on the fast leg, middle row is the slow DST and support time on the slow leg and last row shows respective ratios. Black symbols indicate differences between groups. Stars indicate differences from baseline and lines between symbols denote significant changes from two successive time points ( $p < 0.05$ ).

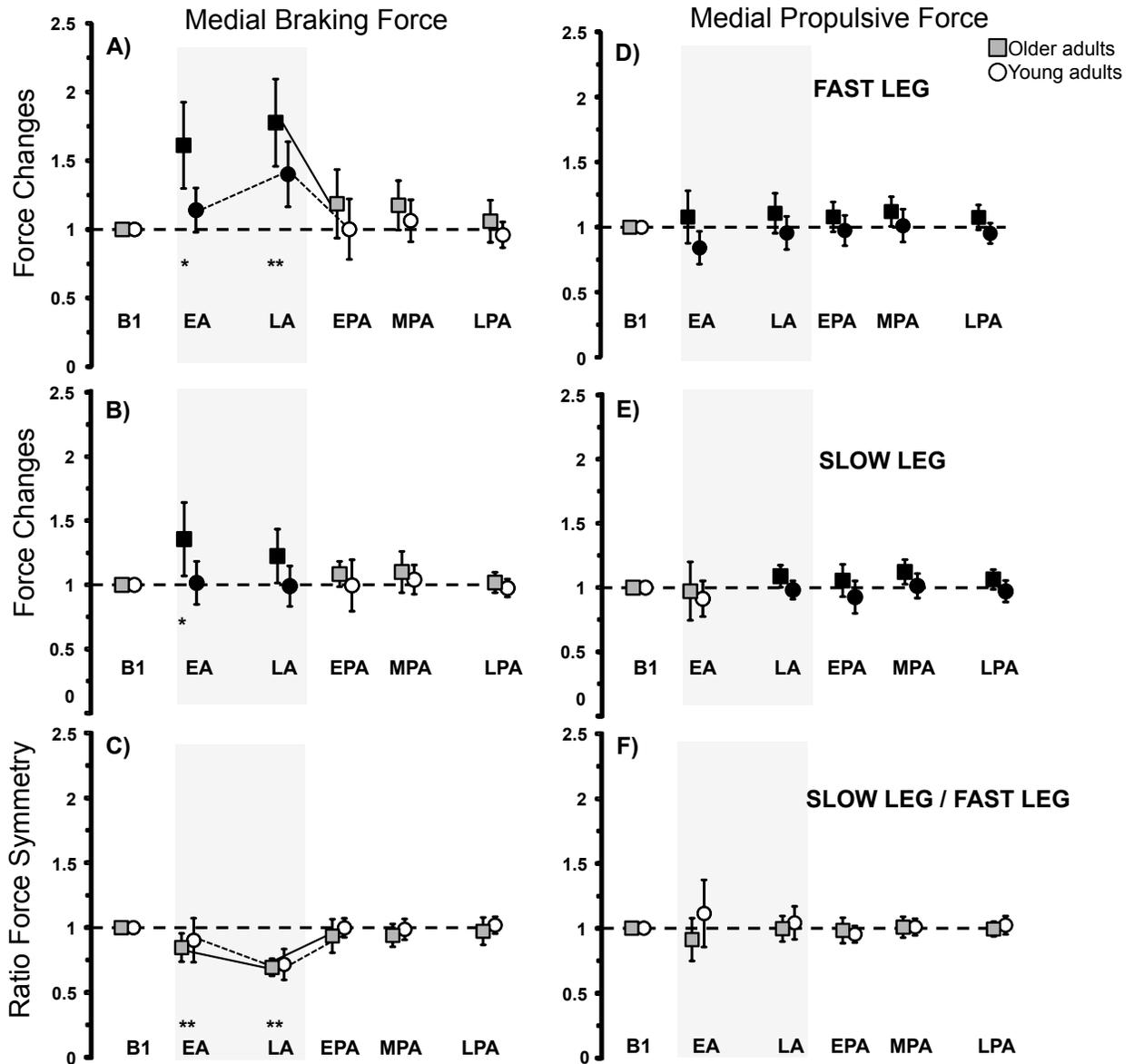
**FIGURE 5.6**



**Figure 5.6.** Anterior braking forces (left column; A-C) and posterior propulsive forces (right column; D-F) of young (white circle) and older (grey square) adults at baseline (B1), early (EA) and late (LA) adaptation (light grey area) and post-adaptation (early (EPA), middle (MPA) and late (LPA)). Force changes and ratios are expressed relative to baseline (see Methods). First row presents forces on the fast leg, middle row on slow leg and last row shows braking and propulsive ratios. Black symbols indicate differences between groups. Stars

indicate differences from baseline and lines between symbols denote significant changes from two successive time points ( $p < 0.05$ ).

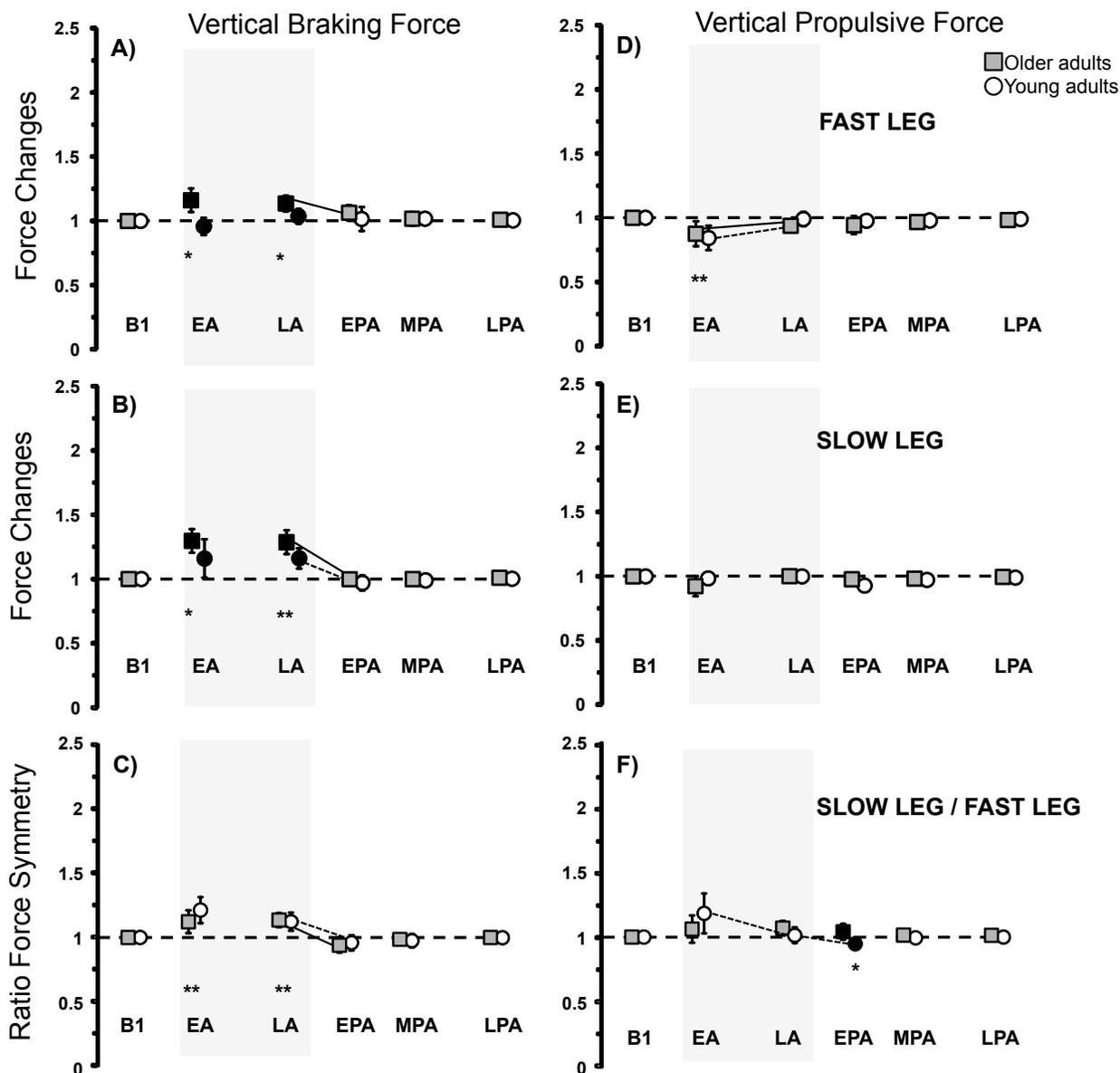
**FIGURE 5.7**



**Figure 5.7.** Medial forces at braking (left column; A-C) and medial forces at propulsion (right column; D-F) of young (white circle) and older (grey square) adults at baseline (B1), early (EA) and late (LA) adaptation (light grey area) and post-adaptation (early (EPA), middle (MPA) and late (LPA)). Force changes and ratios are expressed relative to baseline (see Methods). First row presents forces on the fast leg, middle on the slow leg and last row shows braking and propulsive ratios. Black symbols indicate differences between groups. Stars

indicate differences from baseline and lines between symbols denote significant changes from two successive time points ( $p < 0.05$ ).

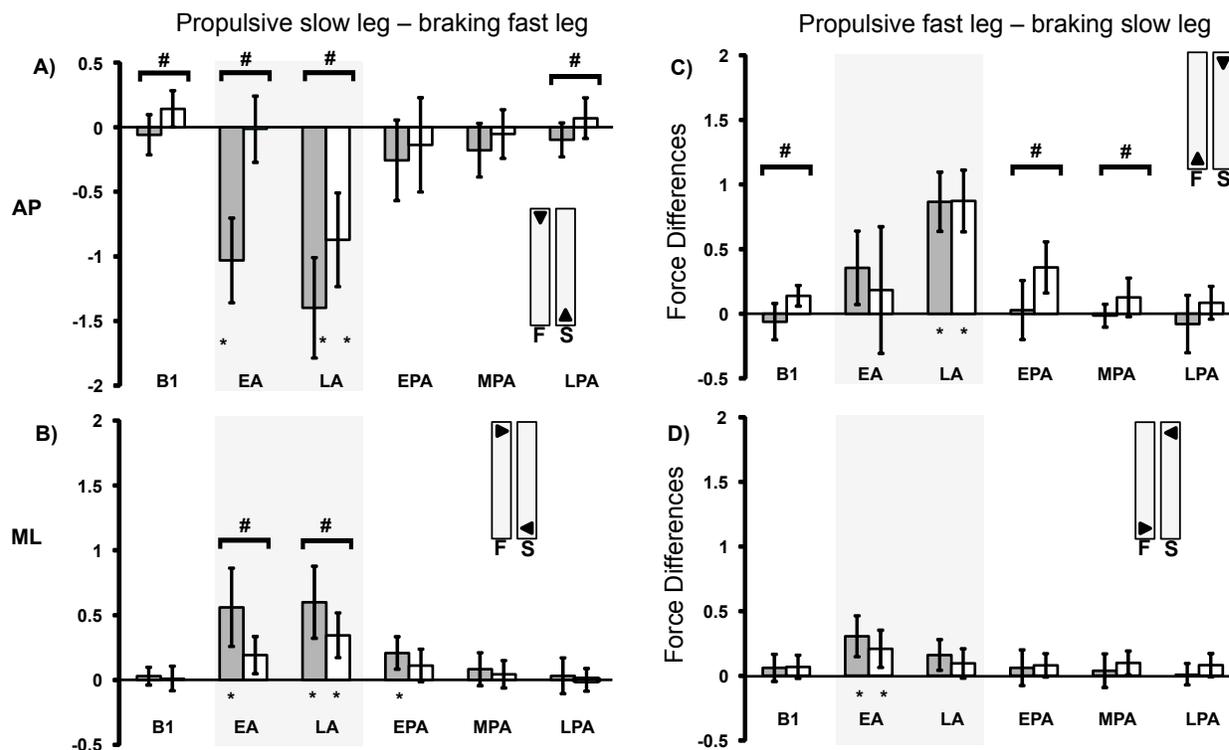
**FIGURE 5.8**



**Figure 5.8.** Vertical forces at braking (left column; A-C) and vertical forces at propulsion (right column; D-F) of young (white circle) and older (grey square) adults at baseline (B1), early (EA) and late (LA) adaptation (light grey area) and post-adaptation (early (EPA), middle (MPA) and late (LPA)). Force changes and ratios are expressed relative to baseline (see Methods). First row presents forces on the fast leg, middle on the slow leg and last row shows braking and propulsive ratios. Black symbols indicate differences between groups. Stars

indicate differences from baseline and lines between symbols denote significant changes from two successive time points ( $p < 0.05$ ).

**FIGURE 5.9**



**Figure 5.9.** Left column: Differences between propulsive forces on the slow leg and braking forces on the fast leg in the antero-posterior (AP: A) and medial (ML: B) directions. Right column: Differences between propulsive forces on the fast leg and braking forces on the slow leg in the antero-posterior (C) and medial (D) directions. Values of young (white bars) and older (grey bars) adults are presented at baseline (B1), early (EA) and late (LA) adaptation (light grey area) and post-adaptation (early (EPA), middle (MPA) and late (LPA)). Stars (\*) under the horizontal axis indicate differences from baseline and pounds (#) over the bars denote significant differences between groups ( $p < 0.05$ ). Floating bars represent the fast (F) and the slow (S) belts and the triangles indicate the GRF direction.

## 5.2.10 References

- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J (1995) The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 27:27 - 36.
- Bierbaum S, Peper A, Karamanidis K, Arampatzis A (2010) Adaptational responses in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. *Journal of Biomechanics* 43:2362-2368.
- Bohannon RW, Williams AA (2011) Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* 97:182-189.
- Bruijn SM, Van Impe A, Duysens J, Swinnen SP (2012) Split-belt walking: adaptation differences between young and older adults. *Journal of Neurophysiology* 108:1149-1157.
- Chang MD, Shaikh S, Chau T (2009) Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait. *Gait & Posture* 30:431-435.
- Collins S, Visscher P, De Vet HC, Zuurmond WWA, Perez RSGM (2010) Reliability of the Semmes Weinstein Monofilaments to measure coetaneous sensibility in the feet of healthy subjects. *Disability and Rehabilitation* 32:2019-2027.
- Hamzey RJ, Kirk EM, Vasudevan EVL (2016) Gait speed influences aftereffect size following locomotor adaptation, but only in certain environments. *Experimental Brain Research* 1-12.
- Hernández A, Silder A, Heiderscheit BC, Thelen DG (2009) Effect of age on center of mass motion during human walking. *Gait & Posture* 30:217-222.
- Jordan K, Challis JH, Newell KM (2007) Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture* 26:128-134.
- Kavanagh J (2009) Lower trunk motion and speed-dependence during walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 6:9.
- Kokmen E, Bossemeyer RWJ, Barney J, Williams WJ (1977) Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology* 32:411-419.
- Laroche DP, Cook SB, Mackala K (2012) Strength Asymmetry Increases Gait Asymmetry and Variability in Older Women. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 44:2172-2181.

- Latt M, Menz H, Fung V, Lord S (2008) Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental Brain Research* 184:201-209.
- Lauzière S, Miéville C, Betschart M, Duclos C, Aissaoui R, Nadeau S (2014) Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. *Journal of Rehabilitation Medicine* 46:849-857.
- Malone LA, Bastian AJ (2014) Spatial and Temporal Asymmetries in Gait Predict Split-Belt Adaptation Behavior in Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 28:230-240.
- Malone LA, Bastian AJ (2015) Age-related forgetting in locomotor adaptation. *Neurobiology of Learning and Memory*.
- Mawase F, Haizler T, Bar-Haim S, Karniel A (2013) Kinetic adaptation during locomotion on a split-belt treadmill. *Journal of Neurophysiology* 109:2216-2227.
- 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* 17:184-193.
- Morton SM, Bastian AJ (2006) Cerebellar Contributions to Locomotor Adaptations during Splitbelt Treadmill Walking. *The Journal of Neuroscience* 26:9107-9116.
- Nadeau S, Gravel D, Olney SJ (2001) Determinants, Limiting Factors, and Compensatory Strategies in Gait. *Critical reviews in physical and rehabilitation medicine* 13:26.
- Nagano H, Begg RK, Sparrow WA, Taylor S (2013) A Comparison of Treadmill and Overground Walking Effects on Step Cycle Asymmetry in Young and Older Individuals. *Journal of Applied Biomechanics* 29:188-193.
- Neptune RR, Sasaki K, Kautz SA (2008) The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture* 28:135-143.
- Ogawa T, Kawashima N, Obata H, Kanosue K, Nakazawa K (2015) Distinct Motor Strategies Underlying Split-Belt Adaptation in Human Walking and Running. *PLoS ONE [Electronic Resource]* 10:e0121951.
- Ogawa T, Kawashima N, Ogata T, Nakazawa K (2014) Predictive control of ankle stiffness at heel contact is a key element of locomotor adaptation during split-belt treadmill walking in humans. *Journal of Neurophysiology* 111:722-732.

- Oh K, Baek J, Park S (2012) Gait strategy changes with acceleration to accommodate the biomechanical constraint on push-off propulsion. *Journal of Biomechanics* 45:2920-2926.
- Orendurff MS, Segal AD, Klute GK, Berge JS, Rohr ES, Kadel NJ (2004) The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 41:829-834.
- Perera S, Mody SH, Woodman RC, Studenski SA (2006) Meaningful Change and Responsiveness in Common Physical Performance Measures in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society* 54:743-749.
- Reisman DS, Block HJ, Bastian AJ (2005) Interlimb Coordination During Locomotion: What Can be Adapted and Stored? *J Neurophysiol* 94:2403-2415.
- Reisman DS, McLean H, Bastian AJ (2010) Split-Belt Treadmill Training Poststroke: A Case Study. *Journal of Neurologic Physical Therapy* 34:202-207.
- Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ (2007) Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* 130:1861-1872.
- Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ (2009) Split-Belt Treadmill Adaptation Transfers to Overground Walking in Persons Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 23:735-744.
- Roemmich RT, Nocera JR, Stegemöller EL, Hassan A, Okun MS, Hass CJ (2014) Locomotor adaptation and locomotor adaptive learning in Parkinson's disease and normal aging. *Clinical Neurophysiology* 125:313-319.
- Roemmich RT, Stegemöller EL, Hass CJ (2012) Lower extremity sagittal joint moment production during split-belt treadmill walking. *Journal of Biomechanics* 45:2817-2821.
- Sadeghi H (2003) Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait & Posture* 17:197-204.
- Sousa AS, Santos R, Oliveira FP, Carvalho P, Tavares JMR (2012) Analysis of ground reaction force and electromyographic activity of the gastrocnemius muscle during double support. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 226:397-405.
- Sousa AS, Silva A, Tavares JMR (2013) Interlimb relation during the double support phase of gait: An electromyographic, mechanical and energy-based analysis. *Proceedings of the*

Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine 227:327-333.

Torres-Oviedo G, Bastian AJ (2012) Natural error patterns enable transfer of motor learning to novel contexts. Journal of Neurophysiology 107:346-356.

Van de Putte M, Hagemester N, St-Onge N, Parent G, de Guise JA (2006) Habituation to treadmill walking. Biomed Mater Eng 16:43-52.

VanSwearingen JM, Studenski SA (2014) Aging, Motor Skill, and the Energy Cost of Walking: Implications for the Prevention and Treatment of Mobility Decline in Older Persons. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 69:1429-1436.

Vasudevan EVL, Bastian AJ (2010) Split-Belt Treadmill Adaptation Shows Different Functional Networks for Fast and Slow Human Walking. J Neurophysiol 103:183-191.

Winter DA (1991) The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. Waterloo: University of Waterloo Press.

Winter DA (1995) Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture 3:193-214.

### **5.3 Article #3 : More symmetrical gait after split-belt treadmill walking did not modify dynamic and postural balance in individuals post-stroke.**

Carole Miéville <sup>1,2</sup>, Séléna Lauzière <sup>1,2</sup>, Martina Betschart <sup>1,2</sup>, Sylvie Nadeau <sup>1,2</sup>, Cyril Duclos <sup>1,2</sup>

1. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, CIUSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal, 6300 avenue Darlington, Montreal, Quebec, H3S 2J4, Canada.
2. School of Rehabilitation, Université de Montréal, 7077 avenue du Parc, Montreal, Quebec, H3N 1X7, Canada.

*Article prêt pour soumission dans la revue Journal of Electromyography and Kinesiology.*

En tant qu'auteure principale, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes qui ont mené à la rédaction de cet article : le développement du protocole expérimental, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques des personnes hémiparétiques et en santé, l'interprétation de ces données et la rédaction du présent article. Dre Séléna Lauzière a aussi contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données en laboratoire et au traitement des données biomécaniques des deux groupes de participants. Elle a également participé à la révision finale de l'article. Martina Betschart a participé à la collecte des données des deux groupes de participants et a également participé à la révision finale de l'article. Dre Sylvie Nadeau et Dr Cyril Duclos ont encadré et supervisé chacune des étapes de l'étude et ont contribué à l'élaboration du protocole expérimental, à l'analyse et à l'interprétation des données biomécaniques ainsi qu'à la révision de cet article.

### **5.3.1 Abstract**

Individuals post-stroke walk less asymmetrically when walking on demand than spontaneously. This might be a strategy to improve their balance. We used modifications of gait asymmetry after a split-belt walking protocol to determine their effects on dynamic and postural balance. Twenty individuals post-stroke walked on a split-belt treadmill with the non-paretic leg, and then the paretic leg on the faster belt for 6 minutes. Kinematic and kinetic data were collected using a motion analysis system and an instrumented treadmill to determine symmetry ratios of spatiotemporal parameters and dynamic and postural balance. Balance, quantified by the concepts of stabilizing and destabilizing forces, was compared before and after split-belt walking for groups of 10 participants who improved and worsened their symmetry. The changes in asymmetry did not affect balance, whereas the side that was on the slow belt altered it: difficulty increased for the side that was on the slow belt and decreased for the contralateral side after split-belt walking. The shorter distance between the center of pressure and the base of support and the interrelation between spatiotemporal and kinetic gait parameters partly explained these findings. Split-belt treadmill walking seems to be an interesting approach to training balance in individuals post-stroke.

### **5.3.2 Introduction**

Individuals who have had a stroke have activity limitations related to various locomotor impairments, such as reduced walking speed (Balaban et al., 2014; Richards et al., 2015), asymmetrical gait pattern (Balaban et al., 2014; Patterson et al., 2008), and static (Tasseel-Ponche et al., 2015) and dynamic balance deficits (Kao et al., 2014; Nott et al., 2014).

Although variable among post-stroke subjects (Kim et al., 2003; Patterson et al., 2010), asymmetry of spatiotemporal (ST) gait parameters (e.g. step length, stance time and swing time) has been shown to be related to reduced gait speed (Kim et al., 2003; Patterson et al., 2010). The joint moment differences between sides are among the factors responsible for the ST asymmetry. For example, a shorter non-paretic step length (SL), which has been associated with reduced paretic plantarflexion moment (Allen et al., 2011; Lauzière et al., 2014) and lower power generation in the swinging paretic leg (Balasubramanian et al., 2007), directly affects gait speed.

The asymmetry of ST gait parameters has also been positively related to decreased standing balance (Hendrickson et al., 2014; Nardone et al., 2009) and clinical scores of balance assessment (Lewek et al., 2014). During gait, albeit less studied, balance impairment is more observed during the paretic than non-paretic stance phase (Chisholm et al., 2011; De Bujanda et al., 2004; Nott et al., 2014). Balance deficits vary among individuals post-stroke and explain in part the variation in gait speed and fall risk in this population (Weerdesteyn et al., 2008).

Recently, asymmetry in SL and double support time (DST) has been reduced by using a split-belt treadmill protocol in individuals post-stroke (Lauzière et al., 2014; Reisman et al., 2007). Split-belt walking requires a reorganization of the locomotor pattern that is maintained when the belts return to equal speeds following a period of perturbation with unequal speeds. This protocol improved SL symmetry in participants who had shorter SL on the fast belt during the split-belt walking. Actually, we do not know whether the changes in SL symmetry observed after split-belt walking affect balance. Since these changes influence the foot placement, and the base of support (BoS) configuration in mediolateral and/or anteroposterior

direction (Balasubramanian et al., 2010; Hak et al., 2013; Hof et al., 2010), one can expect an impact on gait balance. The balance control is determined by the foot placement and the center of mass (CoM) position relative to the feet. Moreover, the foot placement allows the control of the center of pressure (CoP) position and the CoP position relative to the CoM controls the CoM accelerations (MacKinnon et al., 1993; Winter, 1995). It would be interesting to assess how ST asymmetry changes within participants affect their balance variables. This will allow answering the question: do more symmetrical ST parameters improve balance during gait in individuals post-stroke?

The first objective of the study therefore was to determine the effect of changes in ST symmetry, induced after split-belt walking, on the difficulty in maintaining balance in individuals post-stroke. It was assumed that dynamic and postural balance would be more difficult to maintain when these individuals walk more symmetrically, explaining why they opt for an asymmetrical gait pattern instead of a more symmetrical one. A second objective was to identify which of the split-belt treadmill conditions, i.e. the non-paretic or paretic leg on the fast belt, most affect dynamic and postural balance. Considering that balance impairment was observed more during the paretic than non-paretic stance phase, the hypothesis was that the paretic fast condition would be the condition to use to train balance in individuals post-stroke.

### **5.3.3 Methods**

#### **Participants**

Twenty participants (mean age: 49.4 years, standard deviation (SD): 13.2; 13 men) who had their first unilateral supratentorial stroke (14 right-side lesion) more than 6 months ago (mean: 84.4 months, SD: 93.1) were recruited in this study. They were included if they were able to walk independently 10 meters overground at a gait speed  $\geq 0.5$  m/s without assistive devices or physical assistance. They were excluded if they had a cerebellum lesion or any cognitive and medical conditions that could affect their locomotor ability. All participants signed a consent form approved by the local ethics committee.

## **Clinical assessment**

Participants' self-selected and maximal overground gait speed, functional mobility, balance, hip abduction static strength and leg/foot motor recovery were evaluated by using the 10-meter walk test (Salbach et al., 2001), the Timed Up and Go test (Ng et al., 2005), the Berg Balance Scale (Berg et al., 1995), hand held dynamometer (Mentiplay et al., 2015) and the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993), respectively. This assessment was performed by a physical therapist.

## **Experimental protocol**

Participants performed three successive walking periods on a split-belt treadmill based on a previously used protocol (Lauzière et al., 2014; Reisman et al., 2007): 1) baseline, tied belts at self-selected speed (Lauzière et al., 2014), for 3 minutes; 2) perturbation, split belts with the slow belt at self-selected speed and the fast belt at double the self-selected speed, for 6 minutes and 3) post-perturbation, tied belts at self-selected speed for 3 minutes (idem as baseline). They experienced this protocol twice, first with the non-paretic leg on the fast belt (NP Fast condition), then with the paretic leg on the fast belt (P Fast condition) with 10 minutes of rest between protocols. During all periods, for safety reasons, participants wore a harness that did not provide weight support. During the perturbation period, participants held the handrails. Fifteen gait cycles in baseline period and in post-perturbation were analyzed.

## **Data collection**

A 3D whole-body motion analysis system, i.e. four Optotrak Certus cameras (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) and three to six infrared markers placed on each body segment, was used to estimate body CoM kinematics. The contour of the BoS was determined by the foot contours digitized relative to the foot markers. The instrumented split-belt treadmill (Bertec Fully Instrumented Treadmill (FIT<sup>®</sup>)) recorded ground reaction forces and the global CoP at a frequency of 600 Hz and these signals were re-sampled after at 60 Hz to match the kinematic data. Kinematic and kinetic data were used to quantify difficulty in maintaining balance by using the concepts of stabilizing and destabilizing forces (Duclos et al., 2009).

The stabilizing force represents the dynamic component, i.e. the theoretical force needed to stop the body movement (the CoM) at the limit of the BoS, while the destabilizing force represents the postural component, i.e. the theoretical force needed to bring the CoP to the limit of the BoS. Higher stabilizing force and lower destabilizing force indicate greater difficulty in maintaining balance during the task. This model is sensitive to reduced proprioceptive integration in balance control in individuals post-stroke during walking (Mullie et al., 2014) and changes in difficulty level of balance perturbations in healthy participants (Ilmane et al., 2015). It was also used to show that individuals with spinal cord injury reduced their walking speed to ensure their balance when walking overground (Lemay et al., 2014) or on an inclined pathway (Desrosiers et al., 2014). One variable included in the calculation of both forces is the distance between the CoP and the BoS (CoP-BoS distance) in the direction of CoM velocity (Duclos et al., 2009). It represents the distance available to generate a postural reaction. Another variable included in the stabilizing force is the CoM velocity (Duclos et al., 2009). These variables (CoP-BoS distance and CoM velocity) were analyzed separately in addition to the stabilizing and destabilizing forces to further understand the determinants of balance difficulty. We decided to use the peak values obtained during each stance phase of the gait cycle because they indicate the highest level of difficulty in managing balance during the paretic and non-paretic stance phases. Peak values were normalized to the body mass for the stabilizing and destabilizing forces.

Temporal (DST, swing and stance times) and spatial SL, trunk progression and foot forward placement (Roerdink et al., 2011) parameters were obtained using the vertical ground reaction forces and kinematics of the feet and pelvis. The paretic DST was defined as the time between foot contact on the non-paretic leg and subsequent toe-off on the paretic leg, and reciprocally for the non-paretic DST. The paretic swing time (SwT) was the time between the paretic toe-off and the subsequent paretic heel contact, while the paretic stance time (StT) was defined by the time between the paretic foot contact and the subsequent paretic toe-off, and reciprocally for the non-paretic side. For the spatial parameters, the paretic/non-paretic SL was defined by the anteroposterior distance of the markers on the paretic and non-paretic lateral malleoli at paretic/non-paretic foot contact. Given the variation of the asymmetry of the SL, the model suggested by Roerdink et al. (2011) for measuring the SL symmetry taking into

account the trunk progression (TP) and forward foot placement (FFP) (Roerdink et al., 2011) brings additional features to understand the spatial asymmetry during gait of individuals post-stroke. The paretic/non-paretic TP corresponded to the anteroposterior distance traveled by the pelvis marker during the paretic stance. The paretic FFP relative to the trunk was defined as the anteroposterior distance between marker on the paretic lateral malleolus and pelvis marker at paretic foot contact and inversely for the non-paretic side (Roerdink et al., 2011).

Symmetry ratios (high/low) of ST parameters during tied-belt periods, at baseline and during the post-perturbation period (i.e., before and after the split-belt period) were compared to determine the change in ST asymmetry. A ratio of 1 means symmetry. A global symmetry index was calculated for each participant using the three temporal (DST, StT and SwT) and the three spatial (SL, TP, FFP) ratios described above. Each ratio was converted into  $z$  score transformation to average all six ratios and obtain a global index of symmetry for each participant and in each period. Difference between global index at baseline and in post-perturbation period was calculated for each participant. Positive values indicate improvement in the ST asymmetry, 0 no change, and negative values deterioration of the ST asymmetry. For each condition (NP Fast and P Fast), the median value of the global index allowed subdivision of the group into two subgroups of 10 participants; one showing improvement in ST asymmetry and a second showing a deterioration of ST asymmetry. The changes in the balance variables of these two groups were compared to determine the impact of change in asymmetry on balance control (first objective). In addition, we also compared the peak values of postural and dynamic balance during the paretic and non-paretic stance phases between the two conditions using the whole group of participants (second objective).

### **Statistical analysis**

A Shapiro-Wilk test was used to test the normal distribution of balance variables, i.e. stabilizing and destabilizing forces, CoP-BoS distance and CoM velocity. To assess our first hypothesis, statistical analyses were performed separately for the NP Fast and P Fast conditions. Data of the two subgroups were compared in baseline and post-perturbation periods for the paretic and non-paretic stances using two-way repeated-measure ANOVA (sides x periods) with a between factor (improved vs. deteriorated asymmetry) followed by

Bonferroni comparisons when appropriate. Changes in balance variables between groups were also compared with Bonferroni tests. To determine the effects of the leg placed on the fast belt (paretic or non-paretic leg) during the perturbation protocol on balance variables (second objective), comparisons between conditions were performed for the whole group (n=20). Effect sizes (Cohen's *d*) were also calculated to give the magnitude of the effects (Nakagawa et al., 2007). Values of effect size ranging from 0.20 to 0.50 represent a small effect, values ranging from 0.50 to 0.80 represent a moderate effect and values  $\geq 0.80$  represent a large effect. Pearson's correlations were used to determine whether changes between baseline and post-perturbation of the stabilizing force were associated with those of the destabilizing force. Level of significance was fixed at 0.05.

### **5.3.4 Results**

#### **Participants**

The participants had mild to severe motor or balance impairments. The median and range values for the Chedoke McMaster Stroke Assessment at the foot and leg and Berg Balance Scale were 5/7 (range: 1-7), 6/7 (3-7) and 56/56 (44-56), respectively. The average overground self-selected speed was 0.95 m/s (SD: 0.30) and their hip abduction static strength was 19.1N (SD: 6.7) and 26.1N (SD: 5.9) on the paretic and non-paretic sides, respectively. The participants' characteristics are presented in Table 5.4.

#### **Global and specific changes in ST asymmetry**

Changes in asymmetry of ST gait parameters in NP Fast (Fig. 5.10A) and P Fast (Fig. 5.10B) conditions are presented for each post-stroke participant (S1-S20). For both conditions, results revealed that not all parameters changed towards improved symmetry except in one participant (S3 in the NP Fast condition (Fig. 5.10A)). In the NP Fast condition, 16/20 subjects showed a reduced asymmetry of at least one ST parameter: 14 participants improved their symmetry in spatial parameters (Fig. 5.10A, cold-colour (blue tone) bars) and 13 in temporal parameters (Fig. 5.10A, warm-colour (red tone) bars). In the P Fast condition, 17 subjects reduced the asymmetry of at least one ST parameter and changes were observed as much in spatial as in temporal parameters (N = 14) (Fig. 5.10B).

In the NP Fast condition, the subgroup of 10 participants who improved their symmetry, using the global index as reference, had mean changes of 0.06 (SD: 0.08; baseline vs. post: 0.43 vs. 0.37) while the participants who became more asymmetrical had mean changes of -0.20 (SD: 0.11; baseline vs. post: 0.30 vs. 0.50) (Fig. 5.10A). Corresponding values for the P Fast condition were 0.11 (SD: 0.09; 0.45 vs. 0.34) and -0.08 (SD: 0.09; 0.28 vs. 0.36), respectively (Fig. 5.10B).

### **Dynamic and postural balance with a more symmetrical gait pattern (comparisons between subgroups)**

For both conditions, results of the ANOVAs comparing the values at baseline and at post-adaptation did not reveal effects of subgroups, and no subgroup interaction with the repeated factors were found for the stabilizing and destabilizing forces, CoP-BoS distance and CoM velocity. Also, differences between baseline and post-perturbation periods for the stabilizing and destabilizing forces were not significant between groups during paretic and non-paretic stance phases for the NP Fast and P Fast conditions (Figure 5.11). Both groups revealed changes in balance variables in the same direction for sides and conditions, and thus data of more symmetrical and more asymmetrical participants will be regrouped to assess the effects of conditions, periods and sides.

### **Dynamic and postural balance comparisons between NP Fast and P Fast conditions**

The conditions (NP Fast vs. P Fast) showed an interaction with the period (baseline vs. post-perturbation) and with the side of the stance phase (paretic vs. non-paretic) for all balance variables.

#### *Condition effects*

The results showed that there was a strong effect of the belt speed on the balance parameters. The leg that was on the slow speed, regardless of the sensorimotor impairments (paretic vs non-paretic), reacted differently from the one on the fast belt in the post-perturbation period. Bonferroni comparisons revealed higher values of the stabilizing force and lower values of the destabilizing force and CoP-BoS distance during the non-paretic stance phase in the P Fast compared to the NP Fast condition, indicating higher balance

difficulty (Table 5.5). For the destabilizing force and the CoP-BoS distance during the paretic stance phase, lower values in NP Fast condition than P Fast condition were observed, revealing higher postural balance demand (Table 5.5).

### *Period effects*

For the stabilizing force, values in post-perturbation period increased compared to baseline (NP and P Fast conditions:  $P= 0.001$  and  $P<0.001$ ) except during the non-paretic stance phase in the NP Fast condition as also revealed by the absence of effect size in comparison to the others (effect size (ES) = 0.35, 0.18 and 0.47, respectively) (Table 5.5). The destabilizing force and CoP-BoS distance were lower in post-perturbation period (more difficult to maintain balance) for the paretic stance phase in NP Fast ( $P = 0.002$ ; ES = -0.58 and -0.51) and for non-paretic stance ( $P < 0.001$ ; ES = -1.56 and -1.59) phase in P Fast condition. The CoM velocity during the paretic stance phase increased in the post-perturbation period in the P Fast condition ( $P = 0.002$ ; ES = 0.12).

### *Side effects*

For the NP Fast condition, the difficulty in maintaining balance was lower during the non-paretic stance than the paretic stance phase for the stabilizing ( $P < 0.001$ ) and destabilizing ( $P = 0.001$ ) forces and the CoP-BoS distance ( $P = 0.001$ ) (Table 5.5). For the P Fast condition, in the post-perturbation period, lower values of the destabilizing force and CoP-BoS distance during the non-paretic stance phase indicate higher balance difficulty ( $P = 0.003$  and  $0.007$ ) (Table 5.5). The CoM velocity was lower during the non-paretic than paretic stance phase in the post-perturbation of the P Fast condition ( $P = 0.001$ ).

Differences in stabilizing and destabilizing forces between baseline and post-perturbation periods were inter-correlated during the paretic stance phase with strong and moderate associations in the NP Fast ( $r=0.90$ ;  $p<0.05$ ) and P Fast ( $r=0.65$ ;  $p<0.05$ ) conditions, respectively. Corresponding r-values during the non-paretic stance phase were 0.57 and 0.75, for the NP and P Fast conditions respectively.

### 5.3.5 Discussion

This study aimed to determine the effect of a more symmetrical gait pattern on the dynamic and postural balance of individuals post-stroke. We used a global index including six ST parameters to assess the effects of the symmetry on balance variables. Between the subgroups that presented a global improvement or deterioration in asymmetry following the split-belt protocol, the balance difficulties did not differ. We found that improved symmetry had less effect on balance than the type of perturbation, i.e. whether the non-paretic leg or the paretic leg was on the fast belt during the 6-minute split-belt walking.

The approach used to quantify asymmetry, the global index, was required to consider changes in the level of asymmetry of more than one ST gait parameter. In agreement with previous studies (e.g. (Reisman et al., 2007)), we found that the asymmetry of ST parameters changed after the participants walked on a split-belt treadmill for 6 minutes. However, improvements of symmetry in some ST parameters were observed with a deterioration of others (more asymmetrical) even for the inter-limb parameters (SL and DST), that showed more persistent changes after split-belt protocol (Reisman et al., 2005). The use of the global index allowed consideration of six parameters and used a standardized scale to assess their influence. This extended consideration of ST gait parameters asymmetry was not covered by previous studies on split-belt protocol.

In addition, secondary analyses were performed separately for the three spatial and the three temporal parameters and all of them showed results similar to those of the global index. Our first objective was to determine if a more symmetrical gait pattern was associated with higher balance demand. Considering the results of the present study, it can be concluded that greater symmetry did not increase balance demand when a split-belt protocol is used to improve the symmetry. The individuals post-stroke do not walk asymmetrically because it helps them to reduce postural and dynamic balance difficulties. Several reasons might explain these findings. The small sample sizes of the sub-groups might have limited our ability to detect a difference between groups. Inter –subject variability of sensorimotor impairments might influence the response to the split-belt treadmill since participants do not have similar capacities to symmetrise some spatiotemporal parameters. Finally, the split-belt treadmill protocol may play a main role since balance in post-perturbation was affected differently

according to the leg placed on the slow belt. The second objective was to identify which of the split-belt treadmill conditions, i.e. the non-paretic or paretic leg on the fast belt, most affects dynamic and postural balance. Knowing this answer might bring a new approach to training dynamic and postural balance during gait in individuals post-stroke. In post-perturbation, the dynamic and postural difficulty increased for the leg that was on the slow belt during the split-belt protocol regardless of the side (paretic or non-paretic leg) as revealed by higher stabilizing and lower destabilizing forces. These findings are mainly explained by the shorter distance between the CoP and the BoS, a variable included in the calculation of both forces. The CoP-BoS distance was decreased for the leg on the slow belt while the CoM velocity was not affected, partly due to the fact that the treadmill speed was fixed. Considering that paretic stance phase has been reported as less stable (Chisholm et al., 2011; De Bujanda et al., 2004; Nott et al., 2014), the NP Fast condition and not, as hypothesised, the P Fast one should most benefit patients trained with the aftereffects brought on by a split-belt protocol. The changes obtained from baseline to post-perturbation period with NP Fast condition had the advantage of increasing the difficulty of both the postural and dynamic balance on the paretic stance for all participants as revealed by the strong associations found between changes in the two forces.

Changes in ST parameters during the slow stance phase might explain the balance changes. The position of the leading foot closer to the pelvis (lower FFP) and to the posterior foot (shorter SL) reduced the BoS surface, therefore reducing the CoP-BoS distance during the single support phase. Higher muscle contributions of the slow leg to body weight support (Jansen et al., 2013) and to propulsion (Jansen et al., 2013; Lauzière et al., 2014) at the end of the stance phase were found after split-belt walking and these higher muscular demands might increase difficulty in maintaining balance. Relationships between ST and balance variables explained that the difficulty in maintaining balance decreased or did not change during the stance phase on the fast belt.

Larger postural than dynamic changes in balance, as underlined by larger effect sizes found for destabilizing (moderate to large effect sizes) than stabilizing (small to moderate effect sizes) forces after the perturbation might be related to the modifications of the foot placement rather than increasing gait speed. Similar adaptations were reported for individuals

post-stroke who changed SL when walking overground after split-belt treadmill training (Reisman et al., 2013) or changed the CoM position relative to the BoS after perturbations (Hak et al., 2013) rather than change gait speed or step frequency, respectively. In addition, the paretic lower limb could have difficulties responding to ST changes related to the faster belt speed, e.g. larger paretic step length, because of its sensorimotor impairments.

This study did not assess balance during the perturbation (split-belt treadmill) because participants held the handrails during this period. In high-performing individuals post-stroke, the period of adaptation might also be used to train recovery of balance during that period. Also, it will be interesting to assess in future studies whether balance in post-stroke individuals can be trained with this approach and assess the effects on fall risk.

In conclusion, a more symmetrical gait did not affect balance since both subgroups (n=10), determined according to their global symmetry changes, showed no significant difference in maintaining balance in the direction of the CoM velocity in post-perturbation period after split-belt walking. The difficulty in maintaining balance is associated with the leg on the slow belt during the split-belt walking and because it increased both the postural and dynamic balance, the NP Fast condition is recommended to train balance during paretic stance.

### **5.3.6 Acknowledgements**

We are grateful to Philippe Gourdou, Michel Goyette and Daniel Marineau for software design and technical support.

We thank the Canadian Institutes of Health Research (Vanier Canada Graduate Scholarship and the Sensorimotor Rehabilitation Research Team) and Fonds de recherche du Québec en santé for their scholarships and Ordre de la physiothérapie du Québec and Réseau Provincial de Recherche en Adaptation-Réadaptation for grants as well as the Canadian Foundation for Innovation for funding the equipment and material required for the study in the Pathokinesiology Laboratory.

### 5.3.7 Tables

**Table 5.4.** Clinical status of 20 individuals post-stroke (mean (SD) and range values)

Overground self-selected speed (m/s)	0.95 (0.30); 0.51-1.40
Overground maximal speed (m/s)	1.32 (0.37); 0.72-2.00
Treadmill self-selected speed (m/s)	0.63 (0.14); 0.40-0.90
Treadmill maximal speed (m/s)	0.92 (0.25); 0.50-1.40
Timed up and go (s)	At self-selected speed: 11.4 (3.7); 7.7-18.8 At maximal speed: 9.4 (3.2); 5.0-17.3
Berg Balance Scale (median (range))	56; 44-56
Chedoke McMaster Stroke Assessment (median(range))	Foot: 4.5; 1-7 Leg: 6, 3-7
Hip abductor static strength [N]	Paretic: 19.1 (6.7); 9.9-30.2 Non-paretic: 26.1 (5.9); 15.5-41.9

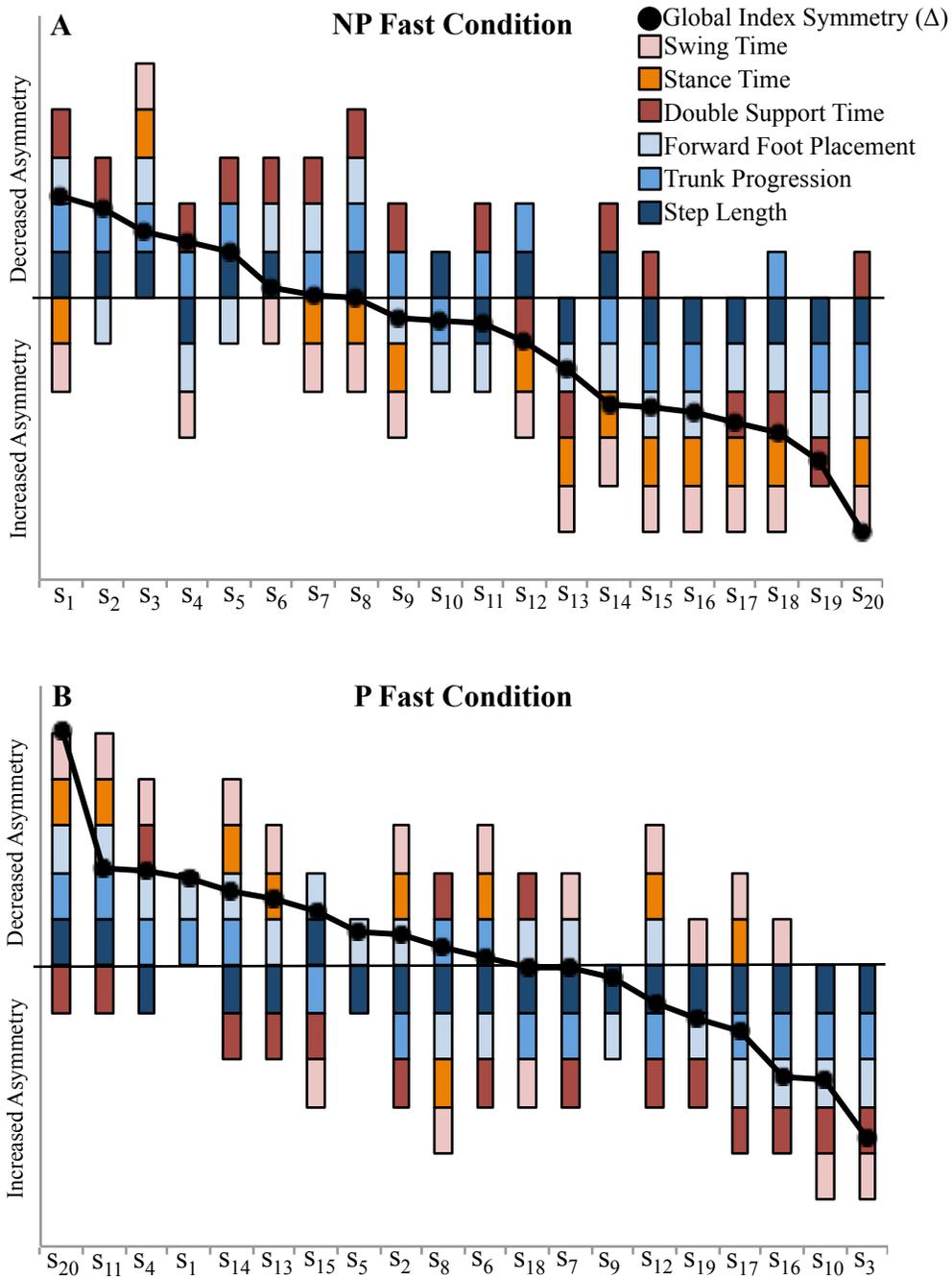
**Table 5.5.** Mean (SD) peak values of stabilizing and destabilizing forces, CoM-BoS distance and CoM velocity in NP Fast and P Fast conditions during paretic and non-paretic stances for all participants

	All participants (N=20)			
	NP Fast		P Fast	
	P Stance	NP Stance	P Stance	NP Stance
<b>Stabilizing Force (N/kg)</b>				
Baseline	1.83 (0.91)	1.55 <sup>#</sup> (0.78)	1.86 (0.85)	1.49 <sup>†</sup> (0.72)
Post	2.18* (1.11)	1.54 <sup>#</sup> (0.87)	2.03* (1.08)	1.91* <sup>†</sup> (1.04)
<i>Effect size</i>	<i>0.35</i>	<i>-0.01</i>	<i>0.18</i>	<i>0.47</i>
<b>Destabilizing Force (N/kg)</b>				
Baseline	1.20 (0.20)	1.18 (0.15)	1.18 (0.27)	1.23 <sup>†</sup> (0.14)
Post	1.06* (0.26)	1.29* <sup>#</sup> (0.20)	1.27* <sup>†</sup> (0.35)	1.01* <sup>#</sup> <sup>†</sup> (0.14)
<i>Effect size</i>	<b><i>-0.58</i></b>	<b><i>0.64</i></b>	<i>0.29</i>	<b><i>-1.56</i></b>
<b>CoP-BoS Distance (cm)</b>				
Baseline	12.9 (2.3)	12.9 (1.6)	12.6 (3.0)	13.3 (1.4)
Post	11.5* (3.0)	13.9* <sup>#</sup> (1.9)	13.4* <sup>†</sup> (3.8)	10.9* <sup>#</sup> <sup>†</sup> (1.5)
<i>Effect size</i>	<b><i>-0.51</i></b>	<b><i>0.57</i></b>	<i>0.25</i>	<b><i>-1.59</i></b>
<b>CoM Velocity (m/s)</b>				
Baseline	0.71 (0.13)	0.70 (0.13)	0.71 (0.13)	0.70 (0.13)
Post	0.71 (0.13)	0.70 (0.14)	0.72* (0.13)	0.70 <sup>#</sup> (0.13)
<i>Effect size</i>	<i>0.02</i>	<i>0.04</i>	<i>0.12</i>	<i>-0.01</i>

SD: standard deviation. NP: non-paretic. P: paretic. N/kg: Newton per kilogram. m: meter. m/s: meter/second. \*: significant differences between tied-belt periods (baseline vs. post-perturbation;  $P<0.05$ ). #: significant differences between sides (paretic vs. non-paretic;  $P<0.05$ ). †: significant differences between conditions (NP Fast vs. P Fast;  $P<0.05$ ) Bold values represent moderate to large effect sizes.

### 5.3.8 Figures

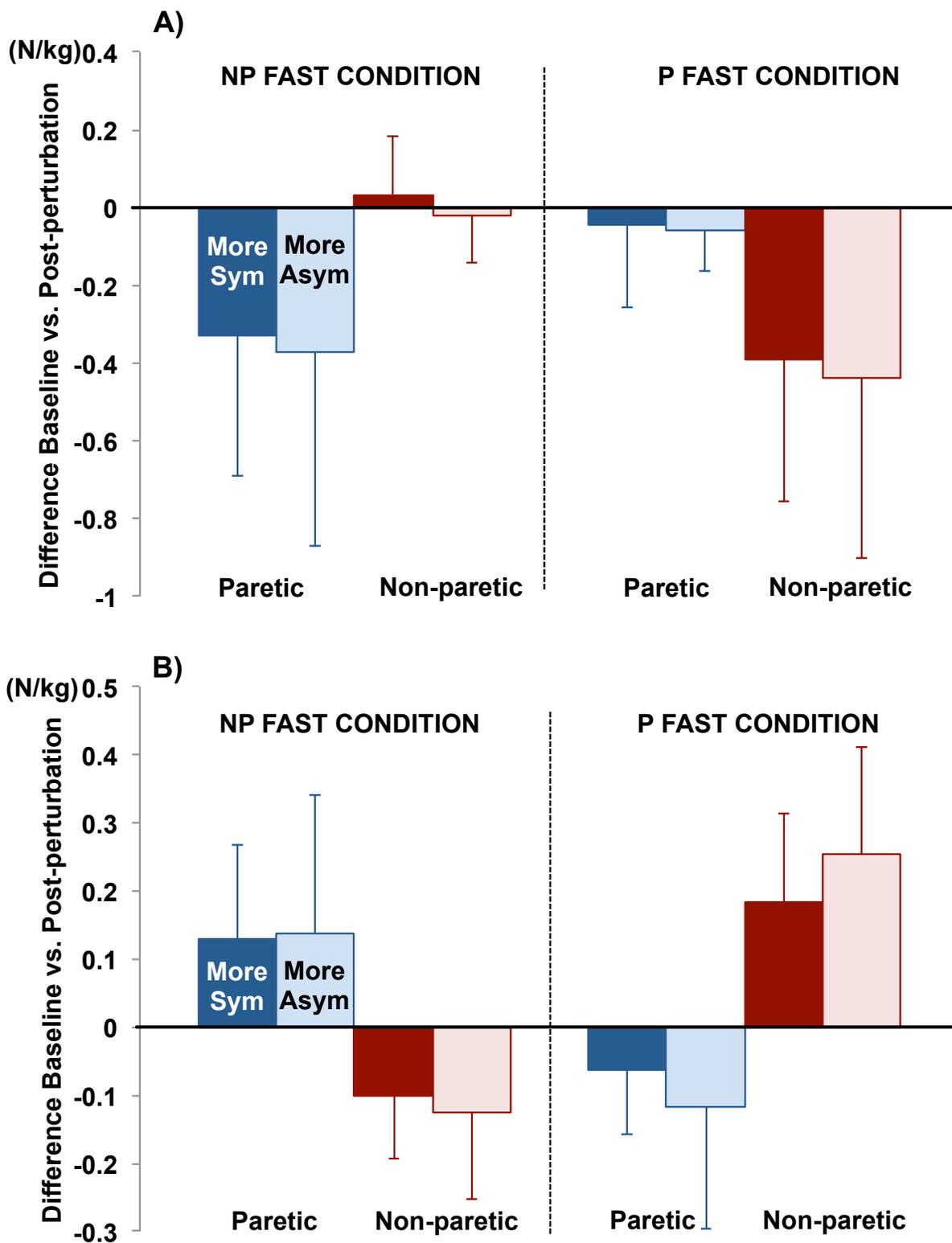
FIGURE 5.10



**Figure 5.10.** Individual ratios of spatiotemporal gait parameters showing reduced asymmetry for each post-stroke participant (S1-S20) in NP Fast (A) and P Fast (B) conditions. Magnitude

of the changes in symmetry ratios for each parameter is not apparent. The participants are ordered based on the difference in the global index of symmetry (black circles), from the most improved symmetry to the worst deterioration in symmetry. Participants S1 to S10 became more symmetrical and participants S11 to S20 became more asymmetrical in the NP Fast condition (A). Participants S20 to S8 became more symmetrical and participants S6 to S3 became more asymmetrical in the P Fast condition (B).

FIGURE 5.11



**Figure 5.11.** Mean differences and  $\pm 1$  SD in stabilizing (A) and destabilizing (B) forces (baseline – post-perturbation) during the paretic (blue) and non-paretic (red) stance phases for the more symmetrical (dark colours) and more asymmetrical (light colours) groups in the NP Fast (left panel) and P Fast (right panel) conditions. Negative values in the stabilizing force and positive values in the destabilizing force indicate an increased difficulty in maintaining balance in the post-perturbation period. More Sym: more symmetrical group. More Asym: more asymmetrical group.

### 5.3.9 References

- Allen, J. L., Kautz, S. A., and Neptune, R. R. (2011). Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 33(4), 538-543.
- Balaban, B., and Tok, F. (2014). Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R*, 6(7), 635-642.
- Balasubramanian, C. K., Bowden, M. G., Neptune, R. R., and 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.
- Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., and Kautz, S. A. (2010). Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking performance. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 483-490.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., and Williams, J. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27(1), 27 - 36.
- Chisholm, A. E., Perry, S. D., and McIlroy, W. E. (2011). Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait & Posture*, 33(2), 238-243.
- De Bujanda, E., Nadeau, S., and 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.
- Desrosiers, E., Nadeau, S., and Duclos, C. (2014). Balance during walking on an inclined instrumented pathway following incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*.
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., and Corriveau, H. (2009). Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 379-382.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., . . . Pews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.

- Hak, L., Houdijk, H., van der Wurff, P., Prins, M. R., Mert, A., Beek, P. J., and van Dieën, J. H. (2013). Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. *Clinical Biomechanics*, 28(9–10), 1041-1048.
- Hendrickson, J., Patterson, K. K., Inness, E. L., McIlroy, W. E., and Mansfield, A. (2014). Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait & Posture*, 39(1), 177-181.
- Hof, A. L., Vermerris, S. M., and Gjaltema, W. A. (2010). Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *J Exp Biol*, 213(15), 2655-2664.
- Ilmane, N., Croteau, S., and Duclos, C. (2015). Quantifying dynamic and postural balance difficulty during gait perturbations using stabilizing/destabilizing forces. *Journal of Biomechanics*, 48(3), 441-448.
- Jansen, K., De Groote, F., Duysens, J., and Jonkers, I. (2013). Muscle contributions to center of mass acceleration adapt to asymmetric walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 38(4), 739-744.
- Kao, P.-C., Dingwell, J. B., Higginson, J. S., and Binder-Macleod, S. (2014). Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 40(3), 457-463.
- Kim, C. M., and Eng, J. J. (2003). Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait & Posture*, 18(1), 23-28.
- Lauzière, S., Miéville, C., Betschart, M., Duclos, C., Aissaoui, R., and Nadeau, S. (2014). Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 46(9), 849-857.
- Lemay, J.-F., Duclos, C., Nadeau, S., Gagnon, D., and Desrosiers, É. (2014). Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 739-746.
- Lewek, M. D., Bradley, C. E., Wutzke, C. J., and Zinder, S. M. (2014). The relationship between spatiotemporal gait asymmetry and balance in individuals with chronic stroke. (1065-8483 (Print)).
- MacKinnon, C. D., and Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 633-644.

- Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Adair, B., Pua, Y.-H., Williams, G. P., . . . Clark, R. A. (2015). Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. *PLoS ONE*, *10*(10), e0140822.
- Mullie, Y., and Duclos, C. (2014). Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait & Posture*, *40*(4), 610-615.
- Nakagawa, S., and Cuthill, I. C. (2007). Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists. *Biological Reviews*, *82*(4), 591-605.
- Nardone, A., Godi, M., Grasso, M., Guglielmetti, S., and Schieppati, M. (2009). Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients. *Gait & Posture*, *30*(1), 5-10.
- Ng, S. S., and Hui-Chan, C. W. (2005). The Timed Up & Go Test: Its Reliability and Association With Lower-Limb Impairments and Locomotor Capacities in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*(8), 1641-1647.
- Nott, C. R., Neptune, R. R., and Kautz, S. A. (2014). Relationships between frontal-plane angular momentum and clinical balance measures during post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, *39*(1), 129-134.
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., and McIlroy, W. E. (2010). Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture*, *31*(2), 241-246.
- Patterson, K. K., Parafianowicz, I., Danells, C. J., Closson, V., Verrier, M. C., Staines, W. R., . . . McIlroy, W. E. (2008). Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(2), 304-310.
- Reisman, D. S., Block, H. J., and Bastian, A. J. (2005). Interlimb Coordination During Locomotion: What Can be Adapted and Stored? *J Neurophysiol*, *94*(4), 2403-2415.
- Reisman, D. S., McLean, H., Keller, J., Danks, K. A., and Bastian, A. J. (2013). Repeated Split-Belt Treadmill Training Improves Poststroke Step Length Asymmetry. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *27*(5), 460-468.
- Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K., and Bastian, A. J. (2007). Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, *130*(7), 1861-1872.

- Richards, C. L., Malouin, F., and Nadeau, S. (2015). Chapter 13 - Stroke rehabilitation: clinical picture, assessment, and therapeutic challenge. In S. N. Numa Dancause & R. Serge (Eds.), *Progress in Brain Research* (Vol. Volume 218, pp. 253-280): Elsevier.
- Roerdink, M., and Beek, P. J. (2011). Understanding Inconsistent Step-Length Asymmetries Across Hemiplegic Stroke Patients: Impairments and Compensatory Gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(3), 253-258.
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E., and 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.
- Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A. P., and Bonan, I. V. (2015). Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(4-5), 327-333.
- Weerdesteyn, V., de Niet, M., van Duijnhoven, H. J., and Geurts, A. C. (2008). Falls in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(8), 1195-1213.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.

## **5.4 Article #4 : Treadmill walking with a loaded ankle did not increase dynamic and postural balance difficulty during paretic stance phase in individuals post-stroke.**

Carole Miéville <sup>a,b</sup>, Séléna Lauzière <sup>a,b</sup>, Martina Betschart <sup>a,b</sup>, Sylvie Nadeau <sup>a,b</sup>, Cyril Duclos <sup>a,b</sup>

a. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, CIUSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal, 6300 avenue Darlington, Montreal, Quebec, H3S 2J4, Canada.

b. School of Rehabilitation, Université de Montréal, 7077 avenue du Parc, Montreal, Quebec, H3N 1X7, Canada.

*Article en révision pour la revue Gait and Posture depuis le 18 août 2016.*

En tant qu'auteure principale, je confirme mon apport considérable et majoritaire à l'ensemble des étapes qui ont mené à la rédaction de cet article : le développement du protocole expérimental, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques des personnes hémiparétiques et en santé, l'interprétation de ces données et la rédaction du présent article. Dre Séléna Lauzière a aussi contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données en laboratoire et au traitement des données biomécaniques des deux groupes de participants. Elle a également participé à la révision finale de l'article. Martina Betschart a participé à la collecte des données des deux groupes de participants et a également participé à la révision finale de l'article. Dre Sylvie Nadeau et Dr Cyril Duclos ont encadré et supervisé chacune des étapes de l'étude et ont contribué à l'élaboration du protocole expérimental, à l'analyse et à l'interprétation des données biomécaniques ainsi qu'à la révision de cet article.

### **5.4.1 Abstract**

Gait and balance ability are altered in individuals post-stroke. Despite lacking evidence to support its effect on gait performance, one simple intervention consists of walking with a loaded lower limb segment. However, such an intervention may further alter balance in these individuals. The aim of this study was thus to determine the effects on balance of adding a load on the ankle during walking in individuals post-stroke. Seventeen individuals were evaluated under three walking conditions performed at self-selected speed on a treadmill: 1) without a load; 2) with a load, equivalent to 3% of the participant's body mass, on the non-paretic ankle; and 3) with a load on the paretic ankle. Kinematic and kinetic data, collected with a 3D whole-body motion analysis system and an instrumented treadmill, were used to quantify difficulty in maintaining dynamic (stabilizing force) and postural (destabilizing force) balance during the paretic stance phase of walking. Repeated-measures ANOVA, paired t-tests and effect sizes were used to compare walking conditions. Adding a load on the non-paretic or paretic ankle decreased the difficulty in maintaining postural balance during walking while the dynamic balance difficulty remained unchanged. Alterations in step length and trunk kinematics were not strategies used to ensure balance control. In conclusion, walking on a treadmill with a load at self-selected speed did not increase difficulty in maintaining balance. The evaluation of the effect of training with such a load on gait abilities and more specifically on joint moments is warranted.

## 5.4.2 Introduction

Gait and balance ability are altered following stroke. Individuals post-stroke present an asymmetrical gait pattern with predominantly increased paretic step length [1], a shorter paretic single-support time [2, 3] and a decreased paretic plantarflexor moment [1] compared to the non-paretic side. Their reduced gait speed is associated with lower-limb muscle weakness [4] and lack of balance control [5]. Specifically, they exhibit greater difficulty in controlling center of pressure (CoP) trajectory and velocity [6] and the body's center of mass (CoM) position, velocity and acceleration compared to healthy controls [3, 7, 8].

In locomotor rehabilitation, adding a load on one leg during walking is used to improve gait function. Although this intervention lacks evidence to clearly support its effectiveness [9-12], it is considered task-specific functional training because it focuses on the systematic and repetitive practice of a task that could be performed within the current level of available voluntary motion [13].

In healthy individuals, walking with a load placed distally on the shank augments the proximal joint moments (hip > knee) in response to the increase of mass and alteration of inertial properties of the lower limbs [14-16]. It also increases the stance time on the opposite leg (unweighted leg) [14, 16]. In individuals post-stroke, when the weight was placed on the paretic leg, Khanna et al. (2010) did not report any changes in spatiotemporal and lower-limb kinematic parameters [17], while the study of Duclos et al. (2014) showed an increase in paretic (weighted leg) step length and hip extension movement [18]. These latter authors also reported improvements in paretic hip and knee moments and powers occurring at the end of the swing phase and at the beginning of the stance phase, despite high between-subject variability particularly at the hip [18]. While no change in hip kinetics (moments and powers) was observed at the beginning of the swing phase in individuals post-stroke [18], healthy individuals showed an increase in hip flexor moment [14]. The higher walking speed of healthy participants might explain this opposite finding.

The effect of walking with a loaded segment on balance is unknown. From a biomechanical point of view, one would expect that walking with a load placed distally on the leg would alter dynamic balance during both stance and swing phases of gait. During the

stance phase opposite to the loaded leg, the hip flexor and extensor muscles, contributing to body weight support and forward trunk movement [19], must control the acceleration / deceleration created on the body by the additional mass moved forward by the oscillating leg. The hip adductors on the stance leg are required to maintain the pelvis horizontally during the swing phase of the loaded leg [20]. Also, when the loaded leg is swinging, the ipsilateral hip flexor and extensor muscles must control respectively the angular acceleration (early swing) and deceleration (late swing) of the loaded leg along with the hip abductors-adductors to ensure correct foot placement for the next step [20]. This control during the swing phase will influence the subsequent stance phase of the loaded leg. Considering that hip muscles are essential to ensure balance during gait [21], it was hypothesized that walking with a load would modify balance conditions during gait in individuals post-stroke who already have reduced balance capacities.

The aim of this study was therefore to determine the effects of a load on the non-paretic or paretic ankle on dynamic and postural balance measures during the paretic stance phase in post-stroke individuals walking on a treadmill. Regardless of the loaded side (paretic or non-paretic), it was hypothesized that an increase in difficulty in maintaining balance on the paretic side would be observed in comparison to usual walking (without load).

### **5.4.3 Methods**

#### **Participants**

Seventeen participants (mean age: 48.1 years, standard deviation (SD): 12.6; 5 women) who had their first unilateral supratentorial stroke (6 left-side lesion) more than 6 months ago (mean: 7.7 years, SD: 8.1) were recruited in this study. They were included if they were able to walk independently 10 meters overground at a gait speed  $\geq 0.5$  m/s without assistive devices or physical assistance. They were excluded if they had any cognitive or medical conditions that could affect their locomotion ability. All participants signed a consent form approved by the local ethics committee.

#### **Clinical assessment**

Participants' self-selected and maximal overground gait speed, functional mobility, balance and leg/foot motor recovery were evaluated by using the 10-meter walk test [22], the

Timed Up and Go test [23], the Berg Balance Scale [24], and the Chedoke McMaster Stroke Assessment [25], respectively.

### **Experimental protocol**

First, participants walked for 10 minutes on a treadmill to familiarize themselves with it and to determine their self-selected speed [26]. Then they walked, under three different conditions, on a treadmill at self-selected speed: 1) without a load, for 3 minutes ('No-Load'); 2) with a load on the non-paretic ankle, for 3 minutes ('NonParetic-Load'); 3) with a load on the paretic ankle, for 3 minutes ('Paretic-Load'). The self-selected speed was kept constant for the three conditions to eliminate the confounding speed effects on dynamic balance [27]. The load was equivalent to 3% of the participant's body mass, up to 2.5 kg (range: 1.85-2.5 kg). Data was recorded for 30 seconds at the end of the 3-minute periods to ensure the participants were familiarized with the added load. Each participant confirmed they felt comfortable walking with the load before data recording started. After the removal of the load, they walked for 3 minutes to wash out the aftereffects. A rest time of 10 minutes was compulsory between load periods. During all walking periods, for safety reasons, participants wore a harness that did not provide weight support.

### **Data collection**

The concept of stabilizing and destabilizing forces was used to quantify difficulty in maintaining balance [28, 29]. The stabilizing force represents the dynamic component, i.e. the theoretical force necessary to cancel the velocity of the CoM between the current position of the CoP and the limit of the BoS, while the destabilizing force represents the postural component, i.e. the theoretical force to bring the CoP to the limit of the BoS. Higher stabilizing force and lower destabilizing force indicate greater difficulty in maintaining balance during the task. The validity of the concept of stabilizing and destabilizing forces to evaluate balance difficulty and its sensitivity to change have been shown by its use in different contexts where it was possible to observe the effects of gait perturbations [30], proprioceptive stimulation [31], walking surfaces or sensorimotor impairments [32, 33] on dynamic balance during gait. The use of this biomechanical model is relevant, because it simultaneously considers the effect of several important balance parameters [34, 35]. Four variables included

in the calculation of the stabilizing and destabilizing forces (Equations 1 & 2 in Supplementary Material) were also analyzed separately in addition to both forces to further understand the determinants of balance difficulty. These variables were the distance between the CoP and the BoS (CoP-BoS distance; from both forces), the CoM velocity (from the stabilizing force), the CoM height (from the destabilizing force) and the vertical GRF (from the destabilizing force) [28, 29]. The CoP-BoS distance represents the total distance available to generate a postural reaction in the direction of CoM velocity [28].

A 3D whole-body motion analysis system, i.e. four Optotrak Certus cameras (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) and three to six infrared markers placed in each main body segment, was used to estimate body CoM and trunk kinematics. The foot contours digitized relative to foot markers determined the contour of the base of support (BoS). The instrumented split-belt treadmill (Bertec Fully Instrumented Treadmill (FIT<sup>®</sup>)) recorded ground reaction forces (GRF) and the global CoP at a frequency of 600Hz and re-sampled at 60 Hz to match kinematic measures.

The trunk inclinations in the frontal plane could be a compensatory strategy used by the participants to facilitate walking with the load [36] and were measured using kinematics. Spatiotemporal parameters could also be altered to ensure balance control and were measured as follows: the paretic and non-paretic duration and proportion of the stance phase were calculated based on paretic and non-paretic foot contact and toe-off determined from GRF; the paretic and non-paretic step length was defined by the anteroposterior distance of the markers between the paretic and non-paretic lateral malleoli at paretic or non-paretic heel contact.

Mean values of each variable were measured during the paretic stance phase of the gait cycle. Our analysis was concentrated on the paretic stance phase since post-stroke individuals more often fall on this side [5]. Fifteen paretic stance phases were averaged for each condition.

### **Statistical analysis**

Mean values of balance variables and trunk inclination as well as the stance phase duration and proportion, and step length during ‘load’ conditions, i.e. NonParetic-Load and Paretic-Load, were compared to the No-Load condition by using repeated-measures ANOVA, paired t-tests with a Bonferroni correction of  $\alpha = 0.05 / 2$  (0.025) and effect sizes (ES; Cohen's *d*). An effect size ranging from 0.20 to 0.50 represents a small effect, an effect size ranging

from 0.50 to 0.80 represents a moderate effect and an effect size  $\geq 0.80$  represents a large effect [37].

#### 5.4.4 Results

Participants had a good to very good level of recovery as revealed by their motor, gait and balance functions (Table 1). Their self-selected gait speed was lower on the treadmill than overground, with treadmill values corresponding to 66% and 47% of the overground self-selected and maximal gait speeds, respectively. Four of them wore an ankle orthosis.

Results of balance and gait variables during the paretic stance phase are reported in Table 2. For the stabilizing force, NonParetic- and Paretic-Load conditions did not differ from the No-Load condition (ANOVA;  $p>0.05$ ). The mean values of the destabilizing force increased ( $\sim 10\text{N}$ ), meaning lower postural balance difficulty, during both Load conditions ( $p=0.001$ ) with small effect sizes (0.23 and 0.24). For the mean values of the CoP-BoS distance and the CoM velocity, no difference between conditions was found. For the vertical GRF, the mean values in both Load conditions increased significantly from No-Load condition with very small effect sizes (0.15 and 0.21). Both Load conditions significantly lowered the mean value of the CoM height compared to No-Load condition with moderate effect sizes (-0.50 and -0.56).

The frontal trunk inclination, which was towards the paretic side, in Load conditions did not differ from the No-Load condition ( $p>0.05$ ). For the spatiotemporal parameters, we found no effect of Load conditions on step length ( $p>0.05$ ). However, stance duration increased significantly on the paretic side for the NonParetic-Load condition ( $p<0.001$ ) and on the non-paretic side for the Paretic-Load condition ( $p=0.003$ ). The stance phase proportion increased on the paretic side ( $p<0.001$ ) while it decreased on the non-paretic side in the NonParetic-Load condition ( $p<0.001$ ). Except for the stance phase proportion of the NonParetic Load condition characterized by a moderate effect size when compared with the No-Load condition, the effect sizes were under 0.50, which denoted a small effect for the gait variables.

### 5.4.5 Discussion

Our findings showed the ability of individuals post-stroke to walk with a load above the ankle regardless of the side, i.e. non-paretic or paretic leg. Importantly, we demonstrated that adding a load equivalent to 3% of the participant's body mass above the ankle did not increase the difficulty in maintaining balance during the paretic stance phase in individuals post-stroke walking at their self-selected speed on a treadmill. This approach could be used to increase joint moments and powers of the paretic lower limb [14, 18], but not to challenge balance since dynamic balance, measured by the stabilizing force, was not affected and the postural balance was easier to maintain, as illustrated by the change in destabilizing force in both NonParetic- and Paretic-Load conditions.

#### Dynamic Balance

The CoM velocity, i.e. the main component of the stabilizing force [28], and the CoP-BoS distance did not change between conditions, which explains why the stabilizing force was not modified when walking with the load. The 3% increase in body mass (1.8-2.5kg) was not sufficient to affect the value of the stabilizing force ( $0.70 \text{ m/s}$  (CoM velocity)  $\times$   $2.5\text{kg}$  (added mass)  $=1.2\text{N}$ ).

The treadmill self-selected gait speed of our participants was slower than their overground self-selected speed ( $0.64\text{m/s}$  vs.  $0.97\text{m/s}$ ), which is a common finding in this population [38]. Therefore, the selected gait speed might have reduced the effect of the load on balance in our group of individuals post-stroke in comparison to those walking at more normal speeds. Consequently walking with a load on the ankle at higher speed, closer to their overground gait speed, might challenge more their balance control.

In addition, the slower gait speed decreases the load moment of inertia when the non-paretic leg is moved forward during the swing phase, which might also decrease the balance requirements during paretic stance. Previous studies have shown that when individuals post-stroke walked overground with the load on the paretic leg, they modulated their gait speed by decreasing it [12] or by increasing it [18]. Contrary to these studies, gait speed could not differ from the self-selected one between the No-Load and Load conditions due to the use of the treadmill, compelling participants to modulate other parameters, such as balance or joints moments when they walked with the load. Unexpectedly, the load was not sufficient to

increase balance difficulty, or to necessitate increasing the trunk inclination towards the paretic side as a compensatory strategy to facilitate the swing of the loaded leg. However, it likely increased muscular effort produced at the lower limbs to move the load, as previously shown before [14, 16, 18]. Secondary analysis of our data confirmed these results, with increased moments at the paretic hip joints when walking with the load (personal communication and supplementary material).

### **Postural Balance**

The reduction of the difficulty in maintaining postural balance in the loaded walking conditions, as revealed by the analysis of the destabilizing force, resulted both from higher vertical GRF and lower height of the CoM. Both are direct effects of adding a load at the ankle, which increased whole body mass and distributed it more towards the feet. This reduces the potential energy of the body, and thus the risk for the body to topple over, explaining why the participants did not have to modify their step length to change their base of support, as previously demonstrated in healthy participants [14]. Thus, the positive effect on the postural balance was only due to the increased body mass.

Walking with the load on the non-paretic leg increased paretic stance phase proportion and duration, and decreased the asymmetry of this parameter. As shown in healthy participants when walking with a load [14, 16], the stance phase duration increased when walking with a load on the contralateral leg, likely due to a longer swing time for the loaded leg. Since the paretic stance phase is usually reduced in individuals post-stroke [2], adding a load on the non-paretic leg could be relevant to increasing temporal symmetry without affecting dynamic and postural balance.

The increase in paretic step length [18] and the absence in change of the stance duration [17, 18] in individuals post-stroke were not observed in the present study. These differences might be due to walking on a constant-speed treadmill instead of overground and to the fact that holding the handrails was prevented in our study. Although treadmill walking is not as functional as overground walking, it is a relevant task-oriented approach [13]. These results are however limited to the context of treadmill walking. They cannot be generalized to walking over ground at self-selected speed. Other aspects that could limit the generalization of our results are the young mean age and range, and long mean time post-stroke of our

participants. However, no correlations were found between these characteristics and the overground and treadmill gait speed or the changes in balance variables, showing limited association between these factors. Although four participants wore an ankle orthosis, their results were similar to those walking without orthosis.

In conclusion, walking with a load on the leg decreased difficulty in maintaining postural balance, while it did not change difficulty in dynamic balance. Although the use of this approach was not indicated for training balance abilities of individuals post-stroke, it remains relevant to further studying the effects of adding a load during gait training on spatiotemporal and kinetic gait parameters at self-selected speed on a treadmill. More specifically, the effect of training with a load on muscular demands and balance control should be evaluated at a speed faster than self-selected to possibly take better advantage of the inertial effects of the load.

#### **5.4.6 Acknowledgements**

We are grateful to Philippe Gourdou, Michel Goyette and Daniel Marineau for software design and technical support.

We thank the Canadian Institutes of Health Research (Vanier Canada Graduate Scholarship and the Sensorimotor Rehabilitation Research Team) and Fonds de recherche du Québec en santé for their scholarships and Ordre de la physiothérapie du Québec and Réseau Provincial de Recherche en Adaptation-Réadaptation for grants as well as the Canadian Foundation for Innovation for funding the equipment and material required for the study in the Pathokinesiology Laboratory.

#### **5.4.7 Conflict of interest statement**

None.

### 5.4.8 Tables

**Table 5.6.** Clinical status of 17 individuals post-stroke (mean (SD); range values)

Overground self-selected speed (m/s)	0.97 (0.29); 0.51-1.40
Overground maximal speed (m/s)	1.37 (0.33); 0.90-2.00
Treadmill self-selected speed (m/s)	0.64 (0.14); 0.40-0.90
Timed up and go (s) at self-selected speed	10.9 (3.2); 7.7-18.8
Timed up and go (s) at maximal speed	8.7 (2.3); 5.0-13.3
Berg Balance Scale (median, /56)	56; 49-56

**Table 5.7.** Values (mean (SD)) of balance and gait variables during paretic stance phase in the No-Load, NonParetic-Load and Paretic-Load conditions and effect sizes between these conditions (N=17)

		No-Load	NonParetic-Load	Paretic-Load	Effect sizes	
		(1)	(2)	(3)	(1) vs (2)	(1) vs (3)
Stabilizing Force [N]		106.1 (47.1)	105.5 (46.1)	108.6 (57.4)	-0.01	0.05
Destabilizing Force [N]		158.9 (37.5)	168.0 (42.5)*	169.1 (46.1)*	<b>0.23 (s)</b>	<b>0.24 (s)</b>
CoP-BoS Distance [cm]		19.3 (3.1)	19.5 (3.5)	19.5 (3.7)	0.06	0.08
CoM Velocity [m/s]		0.70 (0.13)	0.69 (0.13)	0.69 (0.14)	-0.06	-0.04
Vertical GRF [N]		614.4 (85.0)	627.2 (83.6)*	631.9 (83.4)*	0.15	<b>0.21 (s)</b>
CoM Height [cm]		97.8 (4.2)	95.7 (4.1)*	95.4 (4.1)*	<b>-0.50 (m)</b>	<b>-0.56 (m)</b>
Frontal Trunk Inclination [deg]		4.0 (4.3)	4.3 (4.6)	4.7 (5.1)	0.05	0.15
Step Length [m]	Paretic	0.46 (0.08)	0.47 (0.08)	0.47 (0.08)	0.08	0.02
	Non-Paretic	0.42 (0.07)	0.42 (0.08)	0.43 (0.08)	-0.00	0.20
Stance Duration [s]	Paretic	0.94 (0.14)	0.97 (0.14)*	0.96 (0.14)	<b>0.22 (s)</b>	0.14
	Non-Paretic	1.06 (0.17)	1.06 (0.16)	1.10 (0.16)*	-0.00	<b>0.24 (s)</b>
Stance Proportion [%]	Paretic	44.5 (3.0)	46.2* (3.0)	43.5 (2.6)	<b>0.60 (m)</b>	<b>-0.34 (s)</b>
	Non-Paretic	55.5 (3.0)	53.8* (3.0)	56.5 (2.6)	<b>-0.57 (m)</b>	<b>0.36 (s)</b>

SD: standard deviation. ES: effect size. N: Newton. M: meter. Deg: degree. CoP: center of pressure. BoS: base of support. CoM: center of mass. GRF: ground reaction force. Small (s) and moderate (m) effect sizes are in bold.

\*: significant differences between 'No-Load' (1) and 'Load' (2 and 3) conditions. Bonferoni correction with  $\alpha/2 = 0.025$

## 5.4.9 References

- [1] Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait and Posture*. 2011;33:538-43.
- [2] Kim CM, Eng JJ. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait and Posture*. 2003;18:23-8.
- [3] De Bujanda E, Nadeau S, Bourbonnais D. Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2004;13:58-69.
- [4] Jonkers I, Delp S, Patten C. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait and Posture*. 2009;29:129-37.
- [5] Weerdesteyn V, de Niet M, van Duijnhoven HJ, Geurts AC. Falls in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2008;45:1195-213.
- [6] Chisholm AE, Perry SD, McIlroy WE. Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait and Posture*. 2011;33:238-43.
- [7] Nott CR, Neptune RR, Kautz SA. Relationships between frontal-plane angular momentum and clinical balance measures during post-stroke hemiparetic walking. *Gait and Posture*. 2014;39:129-34.
- [8] Kao P-C, Dingwell JB, Higginson JS, Binder-Macleod S. Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait and Posture*. 2014;40:457-63.
- [9] Park JH, Hwangbo G, Kim JS. The Effect of Treadmill-based Incremental Leg Weight Loading Training on the Balance of Stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014;26:235-7.
- [10] Alabdulwahab SS, Ahmad F, Singh H. Effects of Functional Limb Overloading on Symmetrical Weight Bearing, Walking Speed, Perceived Mobility, and Community Participation among Patients with Chronic Stroke. *Rehabilitation Research and Practice*. 2015;2015:6.

- [11] Lam T, Luttmann KBHK, Houldin ABA, Chan CBHK. Treadmill-Based Locomotor Training with Leg Weights to Enhance Functional Ambulation in People with Chronic Stroke: A Pilot Study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2009;33:129-35.
- [12] Kollen BJ, Rietberg MB, Kwakkel G, H. EC. Effects of overloading of the lower hemiparetic extremity on walking speed in chronic stroke patients: A pilot study. *NeuroRehabilitation*. 2000;14:159-64.
- [13] Winstein CJ, Rose DK, Tan SM, Lewthwaite R, Chui HC, Azen SP. A randomized controlled comparison of upper-extremity rehabilitation strategies in acute stroke: a pilot study of immediate and long-term outcomes<sup>1</sup>. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004;85:620-8.
- [14] Noble J, Prentice S. Adaptation to unilateral change in lower limb mechanical properties during human walking. *Experimental Brain Research*. 2006;169:482-95.
- [15] Browning RC, Modica JR, Kram R, Goswami A. The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2007;39:515-25.
- [16] Smith JD, Martin PE. Walking patterns change rapidly following asymmetrical lower extremity loading. *Human Movement Science*. 2007;26:412-25.
- [17] Khanna I, Roy A, Rodgers MM, Krebs HI, Macko RM, Forrester LW. Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2010;7:1-8.
- [18] Duclos C, Nadeau S, Bourgeois N, Bouyer L, Richards CL. Effects of walking with loads above the ankle on gait parameters of persons with hemiparesis after stroke. *Clinical Biomechanics*. 2014;29:265-71.
- [19] Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. 2nd ed. Waterloo: University of Waterloo Press; 1991.
- [20] Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait and Posture*. 2004;20:140-6.
- [21] MacKinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*. 1993;26:633-44.

- [22] Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;82:1204-12.
- [23] Ng SS, Hui-Chan CW. The Timed Up & Go Test: Its Reliability and Association With Lower-Limb Impairments and Locomotor Capacities in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005;86:1641-7.
- [24] Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams J. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*. 1995;27:27 - 36.
- [25] Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*. 1993;24:58-63.
- [26] Lauzière S, Miéville C, Betschart M, Duclos C, Aissaoui R, Nadeau S. Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2014;46:849-57.
- [27] Hof AL, Gazendam MGJ, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*. 2005;38:1-8.
- [28] Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Delisle A, Gravel D, Brouwer B, et al. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*. 2009;42:379-82.
- [29] Duclos C, Mieville C, Gagnon D, Leclerc C. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2012;9:28.
- [30] Ilmane N, Croteau S, Duclos C. Quantifying dynamic and postural balance difficulty during gait perturbations using stabilizing/destabilizing forces. *Journal of Biomechanics*. 2015;48:441-8.
- [31] Mullie Y, Duclos C. Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait and Posture*. 2014;40:610-5.
- [32] Desrosiers E, Nadeau S, Duclos C. Balance during walking on an inclined instrumented pathway following incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2014.

- [33] Lemay J-F, Duclos C, Nadeau S, Gagnon D, Desrosiers É. Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2014;24:739-46.
- [34] Pai Y-C, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*. 1997;30:347-54.
- [35] Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 1995;3:193-214.
- [36] Gaudreault N, Gravel D, Nadeau S. Evaluation of plantar flexion contracture contribution during the gait of children with Duchenne muscular dystrophy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19:e180-e6.
- [37] Nakagawa S, Cuthill IC. Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists. *BiolRev*. 2007;82:591-605.
- [38] Kautz SA, Bowden MG, Clark DJ, Neptune RR. Comparison of Motor Control Deficits During Treadmill and Overground Walking Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2011;25:756-65.

## **Supplementary Material**

### **Biomechanical model of stabilizing and destabilizing forces**

Despite its relevance, post-stroke individuals' balance has rarely been studied during gait. When it was studied, researchers assessed specific components such as oscillations of the CoP, acceleration of CoM and mainly in the mediolateral plane. According to the study by Bowden et al. (2006), individuals post-stroke have significant problems in propulsion and braking of the CoM which could affect their balance abilities. In the present study, the biomechanical model of stabilizing and destabilizing forces was used because, in addition to providing objective values at each time of the gait cycle, it simultaneously considers the effect of several important parameters (height and velocity of the CoM, CoP position, base of support (BoS), vertical ground reaction force) on the difficulty in maintaining balance in the direction of displacement of the CoM (Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012). This model includes two theoretical forces that can be compared between groups of participants to quantify their relative difficulty in maintaining their dynamic and postural balance. The main

difference between this model and the model of the extrapolated centre of mass, and the associated margin of stability (Hof and colleagues) is the fact that the CoM and CoP position are included in the stabilizing and destabilizing model, while the Hof's model considers only the CoM position.

Kinematic (body CoM height and velocity) and kinetic (CoP and vertical ground reaction force) parameters are used to calculate the stabilizing and destabilizing forces (Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012):

$$\vec{F}_{ST} = - \frac{m_{\text{global}} \cdot \vec{v}_{\text{CoM}}^2}{2D_{\text{CoP}}^2} \vec{D}_{\text{CoP}} \quad (\text{Eq. 1})$$

$\vec{F}_{ST}$  is the stabilizing force with  $m_{\text{global}}$ ,  $\vec{v}_{\text{CoM}}$ ,  $\vec{D}_{\text{CoP}}$  representing the subject's mass, the CoM velocity and the CoP-BoS distance in the direction of CoM velocity, respectively.

$$\vec{F}_D = \left( \frac{\vec{F}_r \cdot \vec{n}}{h_{\text{CoM}}} \right) \vec{D}_{\text{CoP}} \quad (\text{Eq.2})$$

$\vec{F}_D$  is the destabilizing force with  $\vec{F}_r \cdot \vec{n}$ ,  $h_{\text{CoM}}$  and  $\vec{D}_{\text{CoP}}$ , representing the vertical GRF, the CoM height and the CoP-BoS distance, respectively.

### **Data collection of the Kinematic and Kinetic parameters**

Kinematic data were collected using three to six active infrared markers placed on each main body segment (foot, leg, thigh, pelvis, lower and upper trunk, head, hand, forearm and arm). The marker positions were standardized, such that the markers on one segment were non-collinear and visible by at least one of the four Optotrak Certus cameras (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) over most of the recordings. A rigid body, 3D link-segment biomechanical model was used and fit to each participant using individual anthropometric data and regression equations (de Leva, 1996). Sampling rate was at 30 Hz. In gait, the highest harmonic content is the trajectory of the foot markers (Winter et al., 1974).

Considering that 99.7% of the signal power is contained in the lower seven harmonics (below 6 Hz) and that, to respect the sampling frequency, the signal should be sampled at least twice as high as the frequency found in the signal, the 30Hz used was adequate. The kinematic data were filtered with a 4th-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz allowing to remove noise and have an adequate signal for all markers.

Kinetic data (three orthogonal ground reaction forces and moments) were measured by the embedded force plates associated with each belt of the instrumented treadmill (Bertec Fully Instrumented Treadmill (FIT<sup>®</sup>)). The data were recorded at a frequency of 600 Hz, later filtered with a 4th-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz. Kinematic and kinetic data were resampled to 60 Hz

Using the signals and the signal scale factors equation given by the constructor, the point of application of the force vector was calculated using standard equations ([www.bertec.com](http://www.bertec.com): Instrumented Treadmill User Manual, p.25).

## References

- Bowden, Mark G., Balasubramanian, Chitralakshmi K., Neptune, Richard R., & Kautz, Steven A. (2006). Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke*, 37(3), 872-876. doi: 10.1161/01.STR.0000204063.75779.8d
- de Leva, Paolo. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., & Corriveau, H. (2009). Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 379-382. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.007
- Duclos, Cyril, Mieville, Carole, Gagnon, Dany, & Leclerc, Catherine. (2012). Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 28.
- Winter, David A., Sidwall, H. Grant, & Hobson, Douglas A. (1974). Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *Journal of Biomechanics*, 7(2), 157-159. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90056-6](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(74)90056-6)

## **Chapitre 6. Discussion**

Les capacités réduites des personnes hémiparétiques à maintenir leur équilibre sont associées aux déficits sensorimoteurs consécutifs de l'AVC. Elles ont aussi un rôle connu dans le tableau clinique des chutes observées lors des activités locomotrices. De récentes évidences sur les interventions en réadaptation suggèrent que le contrôle de l'équilibre des personnes hémiparétiques pourrait être affecté en raison des changements constatés au niveau du patron de marche. Toutefois, malgré son importance reconnue, peu d'études se sont intéressées à caractériser l'équilibre dynamique de ces personnes lors de la marche ou durant des interventions visant à améliorer le patron de marche. L'objectif principal de cette thèse était de quantifier la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique et postural des personnes hémiparétiques lors de la marche et d'étudier les relations entre l'équilibre et les modifications du patron de marche, telles que la réduction de la vitesse de marche, l'asymétrie et l'ajout d'une charge à la cheville. Comme les résultats de ce projet de doctorat ont été discutés dans la section Discussion de chacun des articles de la thèse (articles n°1 à 4), ce chapitre aura pour but de préciser certains points et d'apporter de nouveaux éléments explicatifs. La première partie de cette discussion présentera une synthèse des principaux résultats de recherche. Ces derniers seront discutés dans les sections subséquentes. Les principales limites de l'étude, les avenues futures de recherche et les retombées cliniques seront finalement abordées.

### **6.1 Synthèse des principaux résultats de recherche**

La première hypothèse de cette thèse stipulait que les personnes hémiparétiques auraient plus de difficulté à maintenir leur équilibre dynamique et postural que les personnes en santé lorsqu'elles marchent à des vitesses similaires. Les résultats de l'article n°1 ont confirmé cette hypothèse. La plus grande difficulté à maintenir l'équilibre dynamique des personnes hémiparétiques était liée à un manque de contrôle de la vélocité du CM et à une position du CP plus proche des limites de la BS. Elles sont donc capables de marcher plus rapidement et d'atteindre une vitesse similaire à celle des personnes en santé, mais leur équilibre dynamique et postural devient plus précaire. Nous avons aussi stipulé que l'équilibre des personnes hémiparétiques serait comparable à celui des personnes en santé

lorsque chaque groupe marche à sa vitesse confortable respective. Nos résultats n'ont pas confirmé cette hypothèse puisque la difficulté d'équilibre des personnes hémiparétiques était inférieure à celle des personnes en santé. Il est avancé que la diminution de l'équilibre est une des raisons qui expliquent que les personnes hémiparétiques optent pour une vitesse de marche réduite dans leur quotidien en comparaison aux personnes en santé.

La deuxième hypothèse que cette thèse voulait confirmer était que les capacités d'adaptation et de désadaptation des personnes âgées en santé, mesurées par les forces de réaction du sol, seraient diminuées par rapport à celles de jeunes adultes lors d'un protocole de marche sur un tapis roulant à double courroie. De plus, l'équilibre, quantifié dans cette étude (article n°2) par la différence inter-jambe entre les forces de réaction du sol lors des phases de propulsion et de freinage, serait plus affecté par la marche avec des vitesses de courroie inégales chez les personnes âgées que chez les personnes jeunes. Les résultats de l'étude ont montré que les forces de réaction du sol verticales et médiales lors du freinage et de la propulsion présentaient des changements réactifs tandis que les forces antéropostérieures de freinage et de propulsion changeaient de façon adaptative (article n°2). Cette étude a aussi montré que la force postérieure de freinage du côté rapide devient plus élevée en réponse à l'augmentation de la force antérieure de propulsion du côté lent. De plus, les personnes en santé, jeunes et âgées, avaient des capacités d'adaptation et de désadaptation similaires en termes de profils. Toutefois, lors de la période d'adaptation (vitesses inégales des courroies), les personnes âgées ont montré une plus grande difficulté à gérer l'équilibre tel que mesuré par les différences entre la force de réaction du sol qui propulse et celle qui freine. La différence entre ces forces était plus importante pour les personnes âgées que pour les personnes jeunes.

La troisième hypothèse stipulait que l'équilibre dynamique et postural des personnes hémiparétiques serait plus difficile à maintenir lorsque leur patron de marche était plus symétrique après avoir marché avec des vitesses de courroies inégales. Marcher sur un tapis roulant avec des vitesses de courroies différentes a conduit à une modification des paramètres spatiotemporels de la marche, certains de ces paramètres devenant plus symétriques et d'autres plus asymétriques, ce qui a nécessité de créer un indice de symétrie (article n°3). L'étude n'a pas montré d'influence de la symétrie sur l'équilibre dynamique et postural, puisqu'une amélioration de l'asymétrie ne modifiait pas plus l'équilibre qu'une détérioration de

l'asymétrie. Par contre, le côté placé sur la courroie lente influençait l'équilibre avec un équilibre plus précaire lors de la phase d'appui du côté de la courroie lente. Cette difficulté était associée à des changements de la position du CP par rapport à la BS, mais aussi à des modifications des paramètres spatiotemporels induits par les vitesses de courroies asymétriques.

Enfin, la dernière hypothèse énonçait que la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique et postural serait plus grande avec l'ajout d'une charge à la cheville pour les personnes hémiparétiques en raison des plus grandes exigences musculaires proximales au niveau des membres inférieurs observées dans des conditions semblables par Duclos et al. (2014). Les résultats du quatrième article ont révélé que l'ajout d'une charge à la cheville lors de la marche modifiait le maintien de l'équilibre des personnes hémiparétiques en améliorant la composante posturale de l'équilibre, quel que soit le côté où la charge est placée.

### **6.1.1 Participants aux études**

Trois groupes de sujets ont participé aux études : des personnes en santé, jeunes et âgées et des personnes hémiparétiques. Le groupe de participants hémiparétiques avait une vitesse de marche confortable au sol inférieure de 31 % par rapport aux valeurs normatives d'un groupe du même âge (Bohannon et al., 2011) et de 33 % comparativement aux personnes en santé évaluées dans ce projet. La vitesse de marche était de 0,95 m/s (0,30) et de 1,42 m/s (0,15), respectivement pour les personnes hémiparétiques et en santé de notre étude. Pour un groupe d'âge de 50 à 59 ans, similaire à la moyenne d'âge des participants hémiparétiques de ce projet, la norme est de 1,37 m/s (les valeurs des hommes et des femmes ont été moyennées) (Bohannon et al., 2011).

La vitesse de marche confortable sur tapis roulant, en moyenne de 0,63 m/s (0,14) pour nos participants hémiparétiques était comparable à celle de l'étude de De Bujanda et al. (2004) (0,62 m/s (0,2)). La majorité de nos participants (16/20) avait une vitesse de marche confortable sur tapis roulant comprise entre 0,4 et 0,8 m/s, comme un des trois sous-groupes de l'étude de Nott et al. (2014). Si on se réfère à la classification de Perry et al. (1995), 40 % (8/20) de nos participants seraient dans la catégorie de déambulation « limitée dans la

communauté » et les autres (60 %) se situeraient dans la catégorie des marcheurs indépendants dans la communauté.

Le niveau de récupération motrice des participants, mesuré par le « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* », était aussi bon que celui des sujets de l'étude de De Bujanda et al. (2004) : les valeurs moyennes de la jambe et du pied parétiques étaient respectivement de 5,3 (étendue de 3 à 7) et 4.3 (1-7) dans notre étude tandis que les valeurs dans l'étude de De Bujanda et al. (2004) étaient de 5,5 (4-7) et 3,9 (2-7). D'autres auteurs ont rapporté des scores similaires au niveau de la jambe et du pied pour des personnes hémiparétiques (Lam et al., 2009b; Milot et al., 2006; Patterson et al., 2008).

Concernant l'asymétrie spatiotemporelle, tous les participants hémiparétiques présentaient une asymétrie supérieure à la variabilité des personnes en santé définie par Patterson et al. (2010b) dans au moins un des paramètres spatiotemporels. Avec comme référence un ratio de la valeur la plus élevée sur la valeur la plus basse, neuf participants sur 20 avaient une longueur de pas asymétrique avec un ratio supérieur à 1,08, 17 une asymétrie de la durée de double appui supérieure à 1,04, 16 une asymétrie de la durée d'appui ou d'oscillation supérieure respectivement à 1,05 et 1,06. Pour le paramètre de la progression du tronc, tous nos participants avaient une valeur plus grande du côté parétique alors que dans l'étude de Roerdink et al. (2011), huit sujets sur dix présentaient cette asymétrie. Pour le placement du pied en avant, sept participants sur dix dans l'étude de Roerdink et al. (2011) avaient une valeur plus grande du côté non parétique que parétique, tandis que ce paramètre était plus variable parmi nos participants. En effet, quatre d'entre eux présentaient une valeur plus grande du côté parétique, 15 une valeur plus grande du côté non parétique et un seul était symétrique.

En résumé, selon les données cliniques, les participants hémiparétiques étaient comparables à ceux d'études antérieures. Bien que les personnes hémiparétiques aient été en moyenne plus jeunes, l'étendue de l'âge entre ces personnes et celles en santé était relativement similaire, respectivement de 24 à 69 ans et de 23 à 78 ans. Finalement, les caractéristiques cliniques des personnes jeunes et âgées étaient similaires, excepté pour l'âge.

## 6.1.2 Équilibre des personnes hémiparétiques

L'hypothèse selon laquelle les personnes hémiparétiques auraient plus de difficulté à maintenir leur équilibre que les personnes en santé marchant à des vitesses comparables a été vérifiée lors de la marche sur tapis roulant. L'équilibre évalué cliniquement est présenté dans cette section afin de mettre en évidence certains éléments en lien avec l'équilibre évalué à la marche sur tapis roulant.

Les scores des personnes hémiparétiques au TUG (11,4 s) et sur l'échelle de Berg (score médian de 56) ont révélé des participants ayant une bonne récupération de leur équilibre. La durée moyenne de 11,4 s de nos participants hémiparétiques pour réaliser la tâche du TUG à vitesse confortable est inférieure à celles rapportées dans les différentes études analysées par Hafsteinsdóttir et al. (2014) pour des populations comparables. Un seul de nos participants a présenté un score sur l'échelle de Berg inférieur à 47 indiquant une incapacité à augmenter sa vitesse de marche au sol de 0,2 m/s selon Middleton et al. (2016). Une des limites connues de l'échelle de Berg est son effet plafond (Blum et al., 2008; Chinsongkram et al., 2014) qui est également observé dans les scores de nos participants. Inness et al. (2014) ont montré que des personnes hémiparétiques à la fin de leur réadaptation (juste avant leur congé) ont des difficultés à faire un pas de réaction à une perturbation alors que leur score à l'échelle de Berg et leur vitesse de marche sont élevés. Les tests cliniques ne mettent donc pas suffisamment en évidence les déficits d'équilibre pour des personnes qui fonctionnent bien dans la communauté. Selon ce constat, il était donc pertinent d'étudier l'équilibre lors de la marche chez nos participants hémiparétiques.

Malgré une bonne récupération sensorimotrice et de bonnes capacités de marche et d'équilibre à l'évaluation clinique, les participants hémiparétiques du présent projet présentaient des difficultés à maintenir leur équilibre lors de la marche. Ces résultats corroborent ceux des études antérieures (De Bujanda et al., 2004; Kao et al., 2014; Nott et al., 2014) et contribuent à l'augmentation des connaissances sur le sujet en précisant le rôle de la vitesse de marche.

Un élément novateur au présent projet est d'avoir quantifié l'équilibre dynamique dans la direction de la vélocité du CM, c.-à-d. dans le plan de progression de la marche. Les études

précédentes se sont limitées au plan médiolatéral (De Bujanda et al., 2004; Kao et al., 2014; Nott et al., 2014). Même si l'analyse dans le plan médiolatéral est importante, la marche oblige en même temps que de se déplacer de gauche à droite de progresser vers l'avant en contrôlant les accélérations et décélérations du CM. Le modèle d'équilibre utilisé dans cette thèse avait l'avantage de permettre d'évaluer réellement l'équilibre durant la marche.

### **6.1.3 Réduire la vitesse de marche diminue la difficulté d'équilibre**

Lorsque les personnes en santé et hémiparétiques marchaient à vitesse confortable, l'équilibre de ces dernières n'était pas diminué contrairement à la conclusion de Kao et al. (2014). En effet, nos participants avaient plus de facilité à contrôler leur équilibre dynamique et postural que les personnes en santé lorsque les deux groupes marchaient à leur vitesse confortable respective (inférieure pour les personnes hémiparétiques). Il est avancé que la vitesse de marche qui diffère dans les deux études expliquerait ces résultats opposés : Kao et al. (2014) ont utilisé la vitesse de marche confortable au sol pour régler la vitesse de marche sur le tapis roulant. Or, comme il est connu que la vitesse confortable au sol est supérieure à celle sur tapis roulant (Kautz et al., 2011), cet élément est important à considérer. Pour nos participants hémiparétiques, les résultats ont montré que la vitesse confortable au sol était en moyenne de 0,95 m/s et celle sur tapis roulant de 0,63 m/s. Ce choix méthodologique de Kao et al. (2014) a aussi pour conséquence que la vitesse de marche de leurs participants hémiparétiques était 1,6 fois plus rapide que celle de nos sujets (1,0 m/s (Kao et al., 2014) vs 0,63 m/s). Il est donc vraisemblable que les participants de Kao et al. (2014) avaient un défi de contrôle de l'équilibre plus grand à relever puisque leur vitesse de marche sur tapis roulant n'était pas une vitesse choisie et qu'elle était plus élevée que celle de nos participants hémiparétiques.

Les résultats de l'étude n°1 supportent l'idée que les personnes hémiparétiques marchaient plus lentement pour diminuer les difficultés d'équilibre. En effet, nous avons montré que lorsque les personnes hémiparétiques marchent à leur vitesse confortable, elles avaient moins de difficulté à maintenir leur équilibre que lorsqu'elles marchaient à la même vitesse que des personnes en santé. Une vitesse plus lente diminue la vitesse et les accélérations du CM (Jansen et al., 2014), ce qui facilite le contrôle de l'équilibre dynamique

et postural (Desrosiers et al., 2014) et rend l'individu plus stable. Une étude a montré que la vitesse confortable de marche se situe au point inférieur d'une courbe en « U », qui illustre la relation entre la vitesse de marche et le risque de chutes ou les chutes chez les personnes âgées (Quach et al., 2011). Selon ces auteurs, ce point inférieur sur la courbe indique la vitesse optimale de marche pour réduire les chutes. Aussi, à vitesse confortable, il semble que la stabilité de la tête et du tronc est meilleure (Latt et al., 2008). Au-delà de ce point inférieur, c.-à-d. à une vitesse plus lente ou plus rapide que la vitesse confortable, les personnes deviennent plus instables (Helbostad et al., 2003; Jordan et al., 2007; Kavanagh, 2009) et ont donc un plus grand risque de chutes (Quach et al., 2011). D'autres explications existent certainement, mais il semble probable que la vitesse de marche confortable est choisie en prenant compte des contraintes d'équilibre.

D'autres études ont montré, en utilisant le même modèle avec une autre clientèle, que la réduction de la vitesse de marche permet de mieux contrôler l'équilibre (Desrosiers et al., 2014; Lemay et al., 2014). Les études chez les personnes avec une lésion médullaire ont conclu à un meilleur maintien de l'équilibre dynamique et postural de ces personnes par rapport aux personnes en santé lorsque les deux groupes marchaient à vitesse confortable (Desrosiers et al., 2014; Lemay et al., 2014). Par contre, à vitesse équivalente, les données diffèrent un peu des nôtres. Leurs deux groupes ne montraient pas de différence pour la force stabilisante, mais une plus grande force déstabilisante et une plus grande distance CP-BS ont été observées chez les personnes avec une lésion médullaire (Desrosiers et al., 2014; Lemay et al., 2014). Ces dernières ont donc moins de difficultés à maintenir leur équilibre que les personnes en santé, ce qui s'oppose à notre constat. Plusieurs aspects peuvent expliquer cette différence. Le premier est le choix de la vitesse équivalente qui différait entre nos études : dans l'étude de Lemay et al. (2014), les patients avec les vitesses de marche confortables les plus rapides ont été comparés aux personnes en santé marchant à une vitesse confortable identique. Dans notre étude, lorsque l'équilibre à la marche a été comparé entre les personnes hémiparétiques et celles en santé à vitesse équivalente, la vitesse des personnes hémiparétiques correspondait à leur vitesse maximale et non à leur vitesse confortable. En se référant à la relation en « U » entre la vitesse de marche et le risque de chutes, une vitesse de marche non confortable augmenterait les exigences d'équilibre, ce qui expliquerait les

résultats divergents entre notre étude et celle de Lemay et al. (2014). Le second aspect est le fait que nos participants marchaient sur un tapis roulant à double courroie : cette surface de marche inhabituelle contraint la vitesse de marche et exige de s'adapter à un sol qui bouge. Enfin, le dernier aspect est lié aux déficits sensorimoteurs plus importants chez nos participants, tel qu'en témoigne la vitesse de marche de nos participants (0,91 m/s (0,25)) qui était inférieure à celle des personnes avec une lésion médullaire (1,21 m/s (0,14)). La vitesse de marche est hautement reliée aux déficits sensorimoteurs aux membres inférieurs (Jonkers et al., 2009; Patterson et al., 2010b). Toutefois, comme Lemay et al. (2014), nous concluons que la réduction de la vitesse de marche des patients serait une stratégie pour contrôler leur équilibre dynamique et postural qui prend en compte leurs capacités sensorimotrices et qui offrirait une réserve pour rétablir l'équilibre lors d'une perturbation inattendue.

#### **6.1.4 Marcher plus symétriquement n'augmente pas la difficulté d'équilibre**

Afin de vérifier l'hypothèse que l'équilibre serait plus difficile à maintenir si le patron de marche était plus symétrique, il fallait d'abord identifier les paramètres spatiotemporels à utiliser pour quantifier l'asymétrie. Dans l'étude n°3, ces paramètres ont été choisis pour leur relation avec le contrôle de l'équilibre. La longueur de pas détermine la longueur de la BS (de Oliveira et al., 2008; Shumway-Cook et al., 2007) et la progression du tronc informe de la position antéropostérieure du CM dans la BS (Roerdink et al., 2011). Le placement du pied en avant relativement au bassin (Roerdink et al., 2011), associé à la progression du tronc, informerait de la distance entre la position du CP et le CM dans la direction de progression. Au niveau des paramètres temporels, la phase de double appui est importante pour l'équilibre, puisqu'elle correspond au transfert du poids d'un membre inférieur vers l'autre et est donc une phase où le freinage et la propulsion (c.-à-d. les accélérations et les décélérations) du CM sont observés (MacKinnon et al., 1993). La phase d'oscillation correspond à la phase d'appui unipodal controlatérale; celle-ci est connue pour être une phase instable de la marche (Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012). Finalement, la phase d'appui est aussi associée aux changements d'accélérations du CM : au début de la phase, le CM décélère lors de l'absorption du poids du corps puis dans la seconde partie de la phase d'appui, le CM accélère pour faire progresser le corps vers l'avant (MacKinnon et al., 1993).

Le protocole de marche avec des vitesses de courroies inégales utilisé dans l'étude n°3 a été choisi parce qu'il est reconnu pour diminuer l'asymétrie des paramètres inter-jambes, comme la longueur de pas et la durée des doubles appuis (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). Les résultats de cette étude ont montré que l'asymétrie des autres paramètres spatiotemporels cités précédemment était également modifiée par ce protocole. De plus, il a été démontré que ces paramètres ne variaient pas tous dans la même direction après l'utilisation de ce protocole dénotant des interactions complexes entre ceux-ci. La variabilité des changements de symétrie des paramètres spatiotemporels pourrait s'expliquer par leur asymétrie initiale. Cette variabilité est peu surprenante puisque Patterson et al. (2008) ont rapporté une plus grande proportion d'asymétrie temporelle que spatiale ainsi qu'une variabilité de la direction de l'asymétrie, c.-à-d. le côté parétique ou non parétique avec de plus grandes valeurs. Par exemple, pour un participant avec une longueur de pas plus courte du côté non parétique et une durée d'appui plus courte du côté parétique, la condition avec le membre inférieur non parétique sur la courroie rapide réduit l'asymétrie de la longueur de pas et augmente l'asymétrie de la durée d'appui. Il en est de même pour d'autres paramètres spatiotemporels (ex : placement du pied, etc.). De ce fait, il n'était pas possible de conclure à une meilleure symétrie globale du patron de marche de nos participants en étudiant individuellement les paramètres. L'indice global de symétrie a donc permis de quantifier un comportement plus global.

L'indice global, prenant en compte six paramètres spatiotemporels en leur donnant la même influence dans le calcul, a aussi été utilisé pour identifier deux groupes de participants : un plus symétrique versus un autre plus asymétrique afin de juger de leur différence d'équilibre. Les résultats de l'étude n°3 ont montré que les deux groupes de participants avaient la même difficulté à maintenir leur équilibre. Ce résultat est étonnant, mais il a également été confirmé lorsque les trois paramètres spatiaux (indice spatial) et les trois paramètres temporels (indice temporel) ont été analysés séparément. Il est possible que ce résultat soit associé au petit nombre de participants dans chacun des groupes (n=10), mais d'autres facteurs sont à considérer avant de conclure sur cet aspect. Comme mentionné précédemment, un de ces facteurs pourrait être les différences d'atteintes sensorimotrices des participants, ce qui nous amène à conclure qu'ils n'avaient donc pas les mêmes capacités pour

symétriser certains paramètres spatiotemporels. Comme une marche plus symétrique n'augmente pas les difficultés d'équilibre, le patron de marche asymétrique des personnes hémiparétiques n'est donc pas associé à un meilleur maintien de l'équilibre.

Un deuxième élément pour expliquer l'absence de différence de maintien de l'équilibre entre les deux sous-groupes semble associé au protocole utilisé pour rendre les participants symétriques. Lors de l'utilisation du protocole de marche avec des courroies ayant des vitesses inégales, l'équilibre lors de la période de post-perturbation était affecté différemment selon le membre inférieur qui était sur la courroie lente : l'équilibre était plus difficile à maintenir durant la période de post-perturbation pour le membre inférieur qui avait été au préalable sur la courroie lente lors de la période de perturbation. Nous pensons que cette observation est reliée aux exigences musculaires plus importantes pour le membre inférieur sur la courroie lente (Jansen et al., 2013; Lauzière et al., 2014b). Il est vraisemblable que pour cette condition, la réserve de force musculaire (moments et puissances) soit moindre (ou peut-être insuffisante) pour assurer le contrôle de l'équilibre, ce qui résulte en une augmentation de la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique et postural objectivée par une force stabilisante plus grande et une force déstabilisante plus petite.

Certains pourraient aussi soulever la question suivante : est-il possible que les personnes hémiparétiques aient priorisé un contrôle de l'équilibre au détriment d'une marche plus symétrique ? En effet, entre les périodes pré- et post-perturbation, les changements des paramètres spatiotemporels étaient hétérogènes, alors que les difficultés d'équilibre ne variaient pas entre les participants. Sachant que dans la période de post-perturbation les participants ne se sont pas tenus aux rampes, le retour à des vitesses de courroie égales pourrait être considéré comme une perturbation de l'équilibre et nécessiter une réponse dynamique et posturale. Les participants modifieraient leur patron de marche en fonction de leurs capacités sensorimotrices pour maintenir leur équilibre plutôt que pour être symétriques.

### **6.1.5 Marcher avec une charge à la cheville n'augmente pas la difficulté d'équilibre**

Une des hypothèses de ce projet de doctorat était basée sur le fait que l'ajout d'une charge à la cheville augmenterait les difficultés d'équilibre à la marche en raison des plus

grandes exigences musculaires proximales rapportées dans la littérature (Duclos et al., 2014; Noble et al., 2006). Les résultats ont permis de conclure que l'ajout d'une charge à la cheville, équivalente à 3 % du poids du corps, n'augmentait pas les difficultés d'équilibre et n'était donc pas une approche pour entraîner ce dernier lors de la marche sur tapis roulant. La valeur de 3 % pour une charge placée à la cheville a été choisie pour obtenir des exigences musculaires à la hanche similaires à celles mesurées lors de la marche à vitesse maximale chez des personnes hémiparétiques (Milot et al., 2006). Selon les résultats de Duclos et al. (2014), cette charge relative de 3 % (entre 1,85 kg et 2,5 kg) est suffisamment importante pour avoir une réorganisation motrice aux membres inférieurs. En effet, ces auteurs ont montré des changements cinétiques à la hanche et au genou avec des charges de 0,5, 1,0 et 1,5 kg chez des personnes hémiparétiques avec une vitesse de marche similaire à celle de nos participants (Duclos et al., 2014).

Nos résultats ont montré que l'ajout d'une charge équivalente à 3 % du poids du corps était suffisant pour diminuer les difficultés d'équilibre postural puisque la force déstabilisante a augmenté lors de la marche avec la charge comparativement à la marche sans charge. La charge a abaissé le CM global du corps et augmenté la force de réaction du sol verticale, ce qui rend l'équilibre plus facile à maintenir. Ces modifications de l'équilibre sont uniquement dues à la masse additionnelle, car aucun changement de la BS n'a été observé. Toutefois, ce changement de 3 % de la masse corporelle par l'ajout de la charge n'a pas suffi pour modifier la composante dynamique de l'équilibre (la force stabilisante). La raison pourrait être que la vitesse de marche réduite a limité les effets d'inertie de la charge diminuant son influence sur l'équilibre. Une charge placée distalement augmente les propriétés inertielles du membre inférieur (Noble et al., 2006), mais ceci influence davantage l'état d'un membre inférieur qui se déplace rapidement. Comme marcher plus lentement diminue les accélérations du membre inférieur chargé, ceci peut avoir moins perturbé l'équilibre lors de l'appui parétique que ce que nous avons anticipé. Si les participants avaient marché à une vitesse équivalente à celle de la marche au sol (0,97 au lieu de 0,64 m/s), les modifications inertielles liées à la charge auraient été plus importantes et auraient probablement augmenté les difficultés d'équilibre dynamique. La modulation de la vitesse de marche semble être une stratégie utilisée par les personnes hémiparétiques pour déplacer la charge lors de la marche au sol (Duclos et al., 2014; Kollen et

al., 2000). Contrairement à ces études, la vitesse a été constante dans le présent projet pour les conditions avec et sans charge, forçant les participants à modifier d'autres paramètres de marche et d'équilibre, tels que la longueur de pas, lors de la marche avec charge. Comme très peu de ces paramètres ont été modifiés, nous considérons que les effets rapportés sur l'équilibre sont liés à l'ajout de la charge.

Par ailleurs, considérant que la réorganisation motrice induite par l'ajout de la charge nécessite des efforts additionnels, ces efforts pourraient augmenter le risque de déséquilibre, même si les forces stabilisante et déstabilisante n'ont pas été modifiées, en offrant moins de réserve pour assurer l'équilibre. Toutefois, l'ensemble des résultats nous amène à conclure que l'ajout d'une charge est davantage une approche à utiliser pour augmenter les moments et les puissances du membre inférieur parétique (Duclos et al., 2014; Noble et al., 2006).

### **6.1.6 Modèle d'équilibre dynamique (forces stabilisante et déstabilisante)**

Plusieurs modèles biomécaniques d'évaluation de l'équilibre ont été utilisés dans les études précédentes. Le choix pour ce projet de doctorat s'est arrêté sur le modèle d'équilibre dynamique. Une des raisons principales de ce choix est la capacité du modèle à quantifier la difficulté à contrôler la position et la vitesse du CM, qui sont deux éléments importants pour le maintien de l'équilibre lors de l'exécution d'activités locomotrices. L'intégration dans le modèle de deux variables essentielles à l'équilibre, c.-à-d. le CM et le CP, ainsi que la mesure des composantes dynamique et posturale sont également des éléments qui ont motivé l'utilisation du modèle. Toutefois, certains aspects devront être pris en compte dans les discussions subséquentes, tels que les qualités métrologiques, les types de mesures utilisés et l'interprétation de ces mesures.

Nous avons montré que la force stabilisante des personnes hémiparétiques était inférieure et leur force déstabilisante supérieure à celles des personnes en santé lorsque les deux groupes marchaient à vitesse confortable (article n°1). La vitesse de marche réduite des personnes hémiparétiques comparativement aux personnes en santé diminue la vitesse du CM qui est la principale composante de la force stabilisante. Une plus petite vitesse du CM entraîne une réduction de la force qui stabilise l'individu, ce qui indique une diminution de la difficulté à maintenir l'équilibre. Comme dans les deux autres études sur la symétrie et la

charge à la cheville (articles n°3 et 4), la vitesse de marche était contrôlée par le tapis roulant. Ainsi, la force stabilisante n'a pas été influencée par un changement de la vitesse du CM. Pour assurer leur équilibre en réponse à la perturbation, les participants hémiparétiques ont ainsi changé la distance entre le CP et la BS. Cette distance, incluse dans le calcul des deux forces, était plus grande chez les personnes hémiparétiques que chez les personnes en santé lorsque les deux groupes marchaient à leur vitesse confortable, tandis qu'elle était plus petite à vitesses maximale et équivalente (article n°1). Elle a également diminué dans la période post-perturbation de la condition de marche avec des vitesses de courroies inégales (article n°3). Une plus petite distance entre le CP et le BS indique une possibilité moindre pour générer une réaction posturale dans la direction du déplacement du CM et donc une difficulté d'équilibre supplémentaire.

La troisième composante de la force stabilisante est la masse. Dans l'étude sur l'effet de l'ajout d'une charge à la cheville (article n°4), nous supposons que la force stabilisante augmenterait à cause de l'augmentation de la masse et du placement distal de la charge qui influencerait les accélérations et la vitesse du CM. Cette hypothèse n'a pas été confirmée. Comme mentionné précédemment, cela n'exclut pas que les participants hémiparétiques aient moins de réserve musculaire pour assurer l'équilibre dynamique et soient relativement plus instables en marchant avec la charge.

Concernant les composantes de la force déstabilisante, la hauteur du CM et la force de réaction du sol verticale étaient responsables de l'augmentation de la force déstabilisante lors de la marche avec une charge à la cheville (article n°4). En effet, la hauteur du CM a diminué et la force verticale a augmenté, tandis que la troisième composante de la force déstabilisante, c.-à-d. la distance entre le CP et la BS, n'a pas été affectée par la charge.

Les résultats de l'étude sur la vitesse de marche et l'équilibre (article n°1) semblent supporter la validité de construit et de contenu du modèle d'équilibre dynamique pour évaluer l'équilibre lors de la marche. La validité de construit est établie par le fait que le modèle a mis en lumière les différences de maintien de l'équilibre entre les personnes hémiparétiques et les personnes en santé lors de la marche à différentes vitesses. La validité de contenu est supportée par la complémentarité des deux forces du modèle puisqu'elles évaluent des caractéristiques différentes de l'équilibre. Par exemple, l'ajout d'une charge à la cheville a eu

un effet sur la force déstabilisante, c.-à-d. la composante posturale, et non sur la force stabilisante (article n°4).

La marche avec la charge affecte l'équilibre postural en modifiant les composantes spécifiques à la force déstabilisante (hauteur du CM et force de réaction du sol verticale) (article n°4). La distance CP-BS est inchangée. Au contraire, lors de la marche à vitesses maximale et équivalente ou sur tapis roulant à double courroie (articles n°1 et 3), les participants diminuent cette distance et ont un équilibre postural plus précaire. Marcher plus rapidement ou après une période où les vitesses de courroie étaient inégales induit probablement une modification spatiale en réduisant la surface de la BS, par exemple en diminuant la longueur ou la largeur de pas. La réduction de la distance CP-BS est aussi le changement qui affecte la force stabilisante dans ces conditions de marche. Il est intéressant de constater que dans l'étude n°3 ce n'est pas la composante principale de cette force, c.-à-d. la vitesse du CM, qui modifie la force stabilisante. En effet, aucune condition de marche n'a présenté un changement de la vitesse du CM. Le contrôle de la vitesse de marche dans chaque condition en est certainement la raison; il n'était pas possible pour les participants de modifier cette vitesse puisqu'elle est imposée par le tapis roulant. Ils devaient ainsi adapter leur cadence ou leur longueur de pas ou les deux.

Ainsi, l'analyse des composantes dynamique et posturale, ainsi que des variables incluses dans le calcul des deux forces, donne une image globale de l'équilibre des personnes hémiparétiques et des stratégies que ces dernières ont utilisées pour maintenir leur équilibre lors de la marche.

## **6.2 Limites du projet**

Ce projet de doctorat comportait certaines limites qui seront présentées dans les prochaines sections. Les limites qui seront discutées concernent le protocole expérimental, l'utilisation du modèle d'équilibre dynamique et de l'indice global de symétrie ainsi que la population étudiée.

## **6.2.1 Limites reliées au protocole expérimental**

### **Ordre des conditions de marche**

Dans ce projet de doctorat, l'ordre d'exécution des conditions de marche du protocole expérimental était fixe. Cette décision a été prise pour assurer que chaque participant puisse minimalement réaliser les deux tâches de marche suivantes : 1) marcher avec le membre inférieur non parétique sur la courroie rapide puisque les personnes hémiparétiques ont souvent un pas non parétique plus court que le pas parétique, 2) l'ajout d'une charge sur la cheville non parétique a été privilégié, car nous étions intéressés à évaluer l'équilibre lors de l'appui sur le membre inférieur parétique lorsque la charge était déplacée avec le membre non parétique. Nous aurions pu randomiser les conditions puisque les participants ont été capables de réaliser toutes les conditions sauf une personne qui n'a pu marcher avec la charge à la cheville parétique. Nous sommes certains que les temps de repos imposés et demandés par les participants ont minimisé l'effet de la fatigue sur les résultats. Aussi, l'effet d'habituaiton était minime pour notre protocole et tous les participants ont eu une séance de familiarisation sur le tapis roulant. De plus, pour contrôler l'ordre fixe des conditions, les périodes de marche post-perturbation (lorsque les vitesses de courroies étaient à nouveau égales) ou avec la charge ont été comparées avec la période contrôle correspondante. De cette façon, nous avons fait en sorte que les effets observés soient majoritairement associés à la modification du patron de marche.

### **Vitesses de marche confortable et équivalente**

Concernant l'effet de la vitesse de marche sur l'équilibre, nous aurions pu confirmer l'hypothèse de la réduction de la vitesse de marche pour faciliter le maintien de l'équilibre des personnes hémiparétiques de plusieurs manières : tout d'abord, l'évaluation de l'équilibre aurait pu être réalisée lors de la marche à une vitesse plus lente que la vitesse confortable, comme dans l'étude de Kao et al. (2014). Selon ces auteurs, l'équilibre des personnes hémiparétiques n'aurait pas été meilleur. Cependant, si le choix avait été de demander aux personnes hémiparétiques de marcher plus lentement, il aurait fallu demander aux personnes en santé de marcher très lentement pour avoir des vitesses comparables. Ceci aurait pu modifier l'allure naturelle de leur démarche. Pour augmenter la taille de l'échantillon de nos

sous-groupes marchant à vitesses comparables (article n°1), il aurait pu être avantageux d'apparier plus précisément un participant hémiparétique avec une personne en santé selon leur âge, leur taille, leur poids et surtout leur vitesse de marche en contraignant la personne en santé à marcher à la vitesse confortable de la personne hémiparétique. En nous basant sur la littérature (Milot et al., 2007), nous pensons que réduire la vitesse de marche des personnes en santé de 30 % serait suffisant pour obtenir des vitesses similaires aux personnes hémiparétiques. Il s'est avéré que cette différence de vitesse de marche entre les deux groupes était observée lors de la marche au sol (0,95 vs 1,42 m/s) alors que sur tapis roulant cette différence était près de 50 % (0,63 vs 1,24 m/s). Même en diminuant la vitesse de marche des personnes en santé, cela n'a pas été suffisant, car seuls 11 participants ont pu être appariés avec des personnes en santé. Il est donc possible qu'avec un plus grand échantillon des différences dans le maintien de l'équilibre dynamique et postural aient été plus significatives entre les deux groupes, avec une plus grande difficulté d'équilibre pour les personnes hémiparétiques.

## **6.2.2 Limites reliées au modèle d'équilibre dynamique et à l'indice global de symétrie**

### **Modèle d'équilibre dynamique (forces stabilisante et déstabilisante)**

La validité du modèle d'équilibre dynamique est supportée par les études antérieures avec des personnes en santé (Desrosiers et al., 2014; Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012; Ilmane et al., 2015) et des personnes avec une atteinte neurologique (Desrosiers et al., 2014; Lemay et al., 2014; Mullie et al., 2014). Elle a également été en partie démontrée dans ce projet. Toutefois, la validité concurrente devrait être interprétée avec prudence. Nous avons montré une association entre la force stabilisante et l'échelle d'équilibre de Berg et une autre entre la force déstabilisante et le score composite (somme du score de la jambe et du pied) du « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » (CMSA). Toutefois, l'effet plafond de l'échelle de Berg et la faible étendue des scores composites du CMSA ont limité l'interprétation des corrélations.

L'analyse des valeurs sommets et moyennes durant la phase d'appui a été celle retenue dans ce projet pour juger de l'influence des conditions sur l'équilibre. La valeur sommet représente l'instant, au cours du pas, où le maintien de l'équilibre est le plus difficile sur le membre inférieur en appui. La valeur moyenne indique comment la difficulté varie durant un pas. Toutefois ces deux paramètres ne sont pas modifiés de la même façon entre les conditions de marche : les valeurs sommets et moyennes ont été influencées lors des changements de vitesse de marche, tandis que seules les valeurs moyennes l'ont été avec l'ajout de la charge. En observant les données individuelles et le profil des courbes, les comportements intra-sujet et inter-sujet sont très variables. Dans certaines conditions, la variabilité des forces durant 15 cycles de marche peut être très élevée pour un individu. De plus, la forme et la pente des courbes de force diffèrent entre les participants hémiparétiques et en santé. Ces éléments indiquent une hétérogénéité des stratégies d'équilibre et il est possible que les valeurs sommets et moyennes donnent une image restreinte de la difficulté à maintenir l'équilibre. On sait par exemple que la gestion de l'équilibre se fait entre les pas successifs, en contrôlant les accélérations du CM par le placement du CP, ce qui a amené plusieurs auteurs à proposer l'utilisation de la variabilité des paramètres spatiotemporels comme marqueurs de l'équilibre et du risque de chutes (Beauchet et al., 2009; Moe-Nilssen et al., 2010). La variabilité des forces stabilisante et déstabilisante pourrait ainsi être un indice intéressant pour l'équilibre, ce qui n'a pas encore été rapporté.

Comme mentionné précédemment (section 2.4.7), le modèle d'équilibre dynamique n'informe pas sur les capacités de l'individu à répondre à un déséquilibre. Il définit la difficulté de la tâche et les forces théoriques qu'il serait nécessaire d'appliquer pour stabiliser ou déstabiliser la personne. C'est aussi pour cette raison que les valeurs des forces stabilisante et déstabilisante seules ne peuvent être reliées directement au risque de chutes. Il faut aussi connaître d'autres facteurs, tels que le niveau d'atteinte sensorimotrice des participants hémiparétiques et les exigences musculaires de la tâche.

### **Indice global de symétrie**

La marche sur tapis roulant avec des vitesses de courroies inégales rendait symétriques certains paramètres spatiotemporels et asymétriques certains autres. Pour évaluer l'effet d'un

patron de marche globalement plus symétrique sur le maintien de l'équilibre, nous avons dû créer un indice global de symétrie, car les ratios et indices de symétrie dans la littérature sont appliqués à un seul paramètre à la fois. En normalisant chaque paramètre spatiotemporel, cela assurerait qu'ils aient tous un poids égal dans le changement de symétrie. Bien évidemment, des études complémentaires seront nécessaires pour établir les qualités métrologiques de cet indice, par exemple sa sensibilité au changement. Des évidences ont montré que certains de ces paramètres sont plus affectés par le protocole de marche sur le tapis roulant à double courroie, comme la durée du double appui et la longueur de pas (Reisman et al., 2007). Avec un plus grand nombre de participants, il serait intéressant de grouper ces derniers en fonction du changement de symétrie de chaque paramètre spatiotemporel. Ainsi il serait possible de déterminer quel paramètre, lorsqu'il devient plus symétrique ou plus asymétrique, influence plus fortement l'équilibre ou la fonction de marche dans un cadre plus large que celui de notre projet. Ces changements spatiotemporels individuels pourraient également être comparés à ceux de l'indice global de symétrie pour vérifier sa validité.

### **6.2.3 Limites liées à la population étudiée (généralisation des résultats)**

Comme mentionné dans les sections 6.1.1 et 6.1.2, notre groupe de participants hémiparétiques se situe parmi ceux qui ont une bonne récupération six mois ou plus après un AVC. Les critères d'inclusion qui comprenaient une indépendance à la marche sans aide technique sur de courtes distances, une vitesse de marche confortable au sol supérieure à 0,5 m/s et une tolérance à l'effort de trois heures avec des périodes de repos, ont favorisé le recrutement de personnes hémiparétiques présentant de très bonnes capacités fonctionnelles de marche et d'équilibre.

Les personnes hémiparétiques marchant à une vitesse inférieure à 0,5 m/s utilisent généralement une aide de marche ou nécessitent un support de poids lors de la marche sur un tapis roulant (Visintin, 1998). Il aurait donc été difficile d'évaluer leur équilibre sur tapis roulant, car elles n'auraient probablement pas pu lâcher les rampes pour effectuer les différentes tâches de marche. Toutefois, leurs déficits d'équilibre et de marche augmentent leur risque de chutes (Weerdesteyn et al., 2008), ce qui renforce l'idée que leur équilibre lors de la marche devrait être évalué. De plus, il est connu que les personnes qui ont une vitesse de

marche inférieure à 0,6 m/s présentent également une asymétrie spatiotemporelle plus marquée (Patterson et al., 2010b). Il est donc possible que lors de la marche sur tapis roulant, la correction de l'asymétrie ait été plus importante pour ces personnes et ait affecté leur équilibre dans une plus large mesure.

La difficulté de recruter des personnes avec une asymétrie locomotrice qui sont capables d'effectuer les différentes conditions de marche ainsi que la complexité des collectes et de l'analyse des données sont des facteurs qui ont restreint la taille de l'échantillon. Une plus grande cohorte serait nécessaire pour avoir une plus grande étendue d'asymétrie et de déficits d'équilibre. Ainsi, la généralisation des résultats à des personnes hémiparétiques avec des déficits sensorimoteurs et d'équilibre plus importants, est limitée.

Concernant le groupe de personnes âgées en santé de la deuxième étude, il faut aussi noter que ce groupe ne reflète pas totalement une population vieillissante. Ces personnes sont physiquement actives puisqu'elles pratiquent au moins 150 minutes d'activité physique par semaine, ce qui est considéré comme actif selon les recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS, 2016). Il est par ailleurs reconnu que la pratique régulière de l'activité physique favorise le vieillissement sain ainsi qu'une augmentation de l'espérance de vie (Almeida et al., 2014). Des études ont montré une amélioration de la force, de l'équilibre et des capacités fonctionnelles après un entraînement en force ou aérobie chez des personnes âgées (Huang et al., 2005; Mian et al., 2007; Steib et al., 2010). De plus, les fonctions cognitives semblent bénéficier d'un effet protecteur par la pratique régulière d'activités physiques (Kramer et al., 2006). Ces auteurs ont montré que plus les participants étaient actifs physiquement, plus leurs performances cognitives étaient préservées. Ces évidences suggèrent que, malgré leur âge, les participants de notre étude font partie d'une population âgée en bonne santé. Nos résultats sont donc difficilement généralisables à des personnes âgées moins actives et présentant des problèmes liés au vieillissement.

## **6.3 Avenues futures de recherche**

### **6.3.1 Quantification écologique de l'équilibre**

Dans cette thèse, l'équilibre a été évalué sur un tapis roulant à double courroie afin d'analyser plusieurs pas consécutifs et d'utiliser les vitesses de courroies différentes pour créer un patron de marche plus (a)symétrique. En général, les études montrent que la marche sur tapis roulant est représentative de la marche au sol en ce qui concerne les paramètres de marche si la période de familiarisation est suffisante avant l'enregistrement des paramètres (Matsas et al., 2000; Watt et al., 2010). Toutefois, en termes d'équilibre, cela pourrait s'avérer différent. Des auteurs ont rapporté que la marche sur tapis roulant, lorsque comparée avec la marche au sol, augmentait la cadence et diminuait la longueur de pas chez des personnes en santé (Matsas et al., 2000; Watt et al., 2010), ce qui aurait un impact sur la taille de la BS. Rosenblatt et al. (2010) ont constaté une augmentation de la largeur de pas et une diminution de la variabilité de ce paramètre associées à une diminution de la vitesse de marche sur le tapis roulant comparativement à la marche au sol chez des personnes en santé. Ces changements indiquent une adaptation de l'équilibre face à une modification de l'environnement, mais n'indiquent pas nécessairement un meilleur maintien de l'équilibre. De plus, l'effet de la marche sur tapis roulant sur les informations sensorielles (visuelles et vestibulaires) pourrait davantage perturber l'équilibre que lors de la marche au sol. Avoir un sol qui bouge et un flux optique qui ne change pas demandent une utilisation plus importante des afférences proprioceptives et un ajustement du contrôle de l'équilibre qui pourraient affecter les personnes hémiparétiques. C'est pourquoi il est nécessaire d'évaluer l'équilibre de ces personnes lors de la marche au sol. Considérant que la majorité des chutes a lieu durant la marche à domicile et à l'extérieur de celui-ci (Hyndman et al., 2002), il est recommandé de quantifier l'équilibre de ces personnes dans des activités de leur vie quotidienne. De nombreuses situations quotidiennes requièrent un contrôle de l'équilibre, telles que franchir un obstacle, effectuer un demi-tour, converser tout en marchant. En quantifiant l'équilibre dans le quotidien du patient, il serait possible d'analyser aussi l'effet de la fatigue sur l'équilibre. Les mesures régulières de l'équilibre au cours de la journée dresseraient un portrait des capacités de l'équilibre selon les activités de la personne et de sa fatigue ressentie. L'utilisation de

nouvelles technologies, telles que des systèmes portables, comme les capteurs inertiels, pourrait être de mise.

### **6.3.2 Relation entre l'asymétrie du patron de marche et l'équilibre à la marche**

Une question reste encore en suspens : quels paramètres spatiotemporels faut-il symétriser ? Avec un plus grand échantillon et surtout une plus grande étendue d'asymétrie, les études futures pourraient avoir pour but de déterminer quel(s) paramètre(s), une fois symétrisé, est le plus bénéfique pour le patient en termes de performance de marche et d'équilibre. Il serait intéressant de savoir si la symétrie des paramètres spatiaux a le même impact que celle des paramètres temporels puisqu'ils n'agissent pas de la même manière sur les variables d'équilibre. Cela permettrait également de définir s'il vaut mieux cibler un ou plusieurs paramètres à symétriser à la fois selon leur impact sur l'équilibre.

Il serait aussi intéressant de comparer une correction involontaire de l'asymétrie, induite par le tapis roulant à double courroie, et une correction volontaire selon différents stimuli (verbaux, visuels, auditifs). Une étude chez des personnes en santé a montré que la correction volontaire consciente accélérerait les capacités d'adaptation et de désadaptation et modifierait plus les paramètres spatiaux que temporels (Malone et al., 2010). Une comparaison entre une correction « inconsciente » et une « consciente » permettrait de déterminer quel type de correction devrait être privilégié en réadaptation et si d'autres interventions devraient être développées.

L'analyse de l'équilibre et de l'asymétrie dans les activités quotidiennes des personnes hémiparétiques serait également une avenue à explorer. Ces données, mesurées avec des accéléromètres portatifs dans des conditions écologiques (Mizuike et al., 2009; Prajapati et al., 2011), nous renseigneraient sur la relation entre l'équilibre et l'asymétrie et éventuellement sur l'influence de ces variables sur le risque de chutes dans des activités quotidiennes.

### **6.3.3 Exigences musculaires (moments et puissances) avec une charge à la cheville**

Nous avons fait l'hypothèse que l'ajout d'une charge à la cheville lors de la marche augmenterait la difficulté de maintenir l'équilibre des personnes hémiparétiques. Les résultats présentés dans l'article n°4 ont infirmé cette hypothèse et ont également mis en évidence que les participants n'avaient utilisé aucune stratégie compensatoire, comme une inclinaison du tronc pour faciliter l'oscillation du membre inférieur avec la charge. Il est alors vraisemblable que les membres inférieurs aient produit plus de force musculaire pour maintenir la stabilité et déplacer la charge. Toutefois, cette sollicitation musculaire plus importante n'était pas suffisante pour altérer l'équilibre. Pour confirmer ces changements cinétiques, il serait donc pertinent d'analyser les moments et les puissances musculaires des articulations proximales des membres inférieurs. En quantifiant ces paramètres aux instants du cycle de marche où l'équilibre est plus précaire, comme durant la phase d'appui unipodal, il sera possible d'objectiver la relation entre la force musculaire, son utilisation pour assurer la marche et le contrôle de l'équilibre durant la tâche.

De plus, marcher plus rapidement avec une charge à la cheville augmentera l'effet d'inertie de la charge et ainsi les exigences musculaires aux membres inférieurs. Si les moments augmentent, il est attendu que l'équilibre soit plus difficile à maintenir puisque la réserve musculaire sera utilisée pour déplacer la charge et sera moins disponible pour stabiliser l'individu. Bien que l'augmentation de la vitesse de marche puisse être plus progressive et plus contrôlée sur un tapis roulant, une marche plus rapide au sol représentera une tâche plus fonctionnelle.

On a noté que six des 17 participants de l'étude n°4 auraient dû porter une charge entre 3 et 17 % plus lourde que 2,5 kg. Un second sac d'entraînement n'a pas été ajouté considérant que les modifications de la masse additionnelle, de sa position et de sa répartition autour du segment jambe auraient impliqué un calcul complexe pour déterminer le CM et quantifier les forces stabilisante et déstabilisante. Toutefois, après une analyse complète des données, les résultats d'équilibre de ces six participants ne diffèrent pas du reste du groupe de participants hémiparétiques. Les résultats de ces participants auraient pu influencer la moyenne du groupe

puisque pour eux le déplacement de la charge serait plus facile. Si la charge relative n'est pas équivalente à 3 %, les exigences musculaires pour déplacer la charge seront moins grandes pour un individu de 90 kg plus fort avec une charge plus légère (2,5 kg au lieu de 2,7 kg) et l'influence de cette charge sur son équilibre a des chances d'être moins importante aussi. La faiblesse musculaire résiduelle suite à l'AVC serait donc aussi un élément à prendre en compte. En identifiant certaines caractéristiques cliniques, la difficulté d'équilibre pourrait varier entre un individu avec une force musculaire des muscles de la hanche plus grande et un autre qui présente une faiblesse de ces mêmes muscles. Des études futures pourraient donc évaluer ces aspects.

#### **6.3.4 Qualités métrologiques du modèle d'équilibre dynamique**

La pertinence du modèle d'équilibre dynamique pourrait être renforcée par des études portant sur les qualités métrologiques du modèle. Bien que ce projet de doctorat et des études antérieures (Desrosiers et al., 2014; Ilmane et al., 2015; Lemay et al., 2014; Mullie et al., 2014) aient supporté sa validité, il reste certaines qualités à évaluer. L'évaluation du niveau d'association des forces stabilisante et déstabilisante avec des données cliniques (force musculaire, scores cliniques d'équilibre, confiance en l'équilibre) augmenterait la validité du modèle. Comme mentionné précédemment, les valeurs de forces stabilisante et déstabilisante ne peuvent être reliées directement au risque de chutes. Utiliser une condition de référence dans laquelle tous les individus réalisent la même tâche rendrait possible la comparaison de leur équilibre afin de déterminer lesquels ont le plus de difficulté à maintenir leur équilibre. Ceux ayant la plus grande difficulté à maintenir leur équilibre seraient peut-être ceux ayant le plus grand risque de chutes. Il serait ainsi intéressant de quantifier l'équilibre dans une condition standardisée simple dans laquelle tous les participants marcheraient à une vitesse identique. Dans cette condition, la difficulté d'équilibre serait plus grande pour les personnes qui ont des capacités sensorimotrices et d'équilibre moins bonnes, comme nous l'avons montré pour notre groupe de participants hémiparétiques (article n°1). Une seconde condition particulièrement difficile en termes d'équilibre pourrait être définie comme la condition dans laquelle chaque individu serait amené à la limite de son équilibre. Cette condition mettrait en évidence les capacités maximales d'équilibre de chaque participant. La difficulté d'équilibre évaluée dans des tâches fonctionnelles, telles que le passage assis-debout ou la marche,

pourrait ensuite être rapportée à cette condition d'équilibre maximal spécifique à chaque individu. Le rapport entre l'équilibre mesuré dans la tâche et l'équilibre maximal pourrait ainsi être relié au risque de chutes. La détermination de la condition d'équilibre la plus difficile reste cependant un défi. La détermination d'une valeur de changement minimalement détectable serait également pertinente lorsque le modèle est utilisé pour mesurer l'effet d'une intervention.

La relation entre le modèle d'équilibre et les facteurs psychologiques associés à l'équilibre, comme la confiance en l'équilibre et la peur de chuter, serait aussi pertinente. En effet, il existe une discordance entre l'équilibre mesuré et celui perçu qui a un effet sur la vitesse de marche et les chutes chez les personnes hémiparétiques (Liphart et al., 2015). Selon Schmid et al. (2012), pour une meilleure récupération post-AVC, il est nécessaire d'évaluer et de prendre en charge ces facteurs psychologiques en complément de la réadaptation à la marche.

## **6.4 Retombées cliniques**

Les évidences issues des études réalisées en laboratoire conduisent à proposer quelques pistes à suivre pour la réadaptation de la marche et de l'équilibre des personnes hémiparétiques.

### **6.4.1 Évaluer l'équilibre**

L'évaluation de l'équilibre dynamique et postural des personnes hémiparétiques a montré les difficultés d'équilibre qu'ont celles-ci dans différentes conditions de marche alors qu'elles présentent un bon niveau de performance de marche et d'équilibre selon les tests cliniques. Contrairement à l'évaluation biomécanique de l'équilibre, ces derniers n'ont pas détecté les déficits d'équilibre des personnes hémiparétiques, particulièrement dans des tâches plus complexes. Il est donc nécessaire de quantifier de façon plus exhaustive l'équilibre en élevant le niveau de difficulté. Des outils cliniques plus récents, comme le BESTest et le miniBESTest (Chinsongkram et al., 2014; Di Carlo et al., 2016; Potter et al., 2015), sont intéressants pour évaluer l'équilibre dans des conditions plus difficiles. Plus particulièrement ce test inclut des changements de vitesses d'exécution, une double tâche cognitive et motrice

(TUG cognitif), des tâches avec des perturbations internes de l'équilibre (rotation de la tête), etc.

En plus d'instruments de mesure spécifiques, les conditions dans lesquelles l'évaluation de l'équilibre est réalisée peuvent avoir un niveau de difficulté plus élevé. Les personnes hémiparétiques marchent plus lentement pour diminuer la difficulté à maintenir l'équilibre. Or, marcher plus lentement réduit leurs capacités fonctionnelles, puisque cela les empêche de traverser la rue ou leur déplacement nécessite trop de temps. Donc, il faudrait peut-être contraindre la vitesse de marche ou prendre en compte davantage la vitesse de réalisation des tâches dans les évaluations de l'équilibre pour mieux comprendre l'impact fonctionnel des problèmes d'équilibre. Si ces personnes optent pour des stratégies locomotrices favorisant leur équilibre, il est important de les mettre dans des situations perturbantes, qui les sortent de leur zone de confort. Cela permettrait d'évaluer leurs capacités réelles à contrôler leur équilibre.

#### **6.4.2 Entraîner l'équilibre**

Après avoir constaté les difficultés d'équilibre des personnes hémiparétiques, il est pertinent d'élaborer des moyens de les améliorer. Sur quoi cibler les interventions en physiothérapie pour améliorer l'équilibre des personnes hémiparétiques ? Les propositions qui suivent sont basées sur deux principes : le premier est l'approche orientée sur la tâche qui inclut par exemple le renforcement musculaire fonctionnel durant une tâche locomotrice (French et al., 2010; Pollock et al., 2009). Il est démontré que cette approche est pertinente pour améliorer les capacités de marche des personnes hémiparétiques (Langhorne et al., 2011). Le second principe est celui de la surcharge qui, dans le cadre de l'entraînement de l'équilibre, est l'adaptation de l'intensité des exercices d'équilibre en fonction de la réaction du patient (Mansfield et al., 2007). L'intensité de la surcharge doit être progressive et suffisamment élevée par rapport aux capacités du patient pour augmenter les difficultés d'équilibre, induire une adaptation du système qui contrôle l'équilibre et enfin améliorer la performance (Mansfield et al., 2007). Il serait aussi intéressant de faire varier les composantes des forces stabilisante et déstabilisante. Par exemple, en diminuant la largeur de pas, la distance entre le

CP et la BS sera réduite augmentant ainsi la difficulté à maintenir l'équilibre. Un autre élément à considérer est la vitesse du CM, qui est abordé dans la section suivante.

### **Augmenter la vitesse de marche**

Un moyen simple pour stimuler le contrôle de l'équilibre et modifier la vitesse du CM est d'augmenter la vitesse de marche pour qu'elle soit équivalente à la vitesse de marche au sol ou maximale. Entraîner l'équilibre sur un tapis roulant plutôt qu'au sol permet la répétition de la tâche, nécessaire à l'apprentissage moteur (Bastian, 2008) et un contrôle constant de la vitesse de marche.

Nos résultats ont montré que l'ajout d'une charge n'augmentait pas les difficultés d'équilibre des personnes hémiparétiques. Cette absence d'effet de la charge serait due à la vitesse de marche lente de ces personnes. Alors, marcher plus rapidement avec une charge à la cheville serait un moyen pour augmenter les difficultés d'équilibre et en considérant les exigences additionnelles de la charge, il est probable que les ressources nécessaires pour le maintien de l'équilibre soient utilisées à leur maximum. Les modifications inertielles dues à l'augmentation de la vitesse de marche vont conduire à une réorganisation motrice des membres inférieurs et du contrôle de l'équilibre pour déplacer la charge et se stabiliser lors de l'oscillation du membre inférieur chargé. La surcharge sur le système musculaire et sur l'équilibre, induite par une vitesse de marche plus rapide, pourra être utilisée pour réentraîner l'équilibre. L'augmentation de la vitesse de marche modifierait la composante dynamique de l'équilibre puisqu'elle est sensible à la vitesse. La composante posturale serait affectée uniquement si la base de support change, puisque la masse additionnelle augmenterait la force déstabilisante, facilitant le maintien de l'équilibre postural.

### **Utiliser le tapis roulant à double courroie**

La marche sur le tapis roulant à double courroie peut être utilisée de différentes manières pour entraîner l'équilibre. Dans l'étude n°2, la force de propulsion plus élevée sur la courroie lente est un résultat intéressant si l'on pense aux déficits sensorimoteurs des personnes hémiparétiques. Ces dernières sont en effet connues pour avoir une réduction de la force de propulsion du côté parétique (Allen et al., 2014; Bowden et al., 2006). Placer le membre inférieur parétique sur la courroie lente serait alors pertinent. Cette recommandation

serait en accord avec celle de Lauzière et al. (2014b) qui ont proposé de placer le membre inférieur parétique afin d'améliorer le travail des muscles fléchisseurs plantaires qui contribuent à la propulsion. Ceci semble être un moyen d'améliorer la symétrie de ce paramètre cinétique (Lauzière et al., 2014b).

De plus, placer le membre inférieur parétique sur la courroie lente affecte le contrôle de l'équilibre dynamique et postural durant la phase d'appui. Répéter ce protocole et augmenter la période durant laquelle les vitesses de courroies sont inégales conduiraient les participants à s'adapter à la perturbation et à développer de nouvelles stratégies pour maintenir leur équilibre. La condition dans laquelle le membre inférieur parétique était sur la courroie rapide n'a pas affecté la composante posturale de l'équilibre, mais la composante dynamique puisque la force qui annule la vélocité du CM (force stabilisante) était plus élevée. Pour cette raison, placer le membre inférieur parétique sur la courroie rapide pourrait améliorer la fonction motrice de ce membre inférieur nécessaire lors d'une marche plus rapide. Finalement, la période durant laquelle les vitesses de courroies sont inégales pourrait aussi être utilisée en demandant aux patients de lâcher progressivement leur appui sur les rampes. En effet, les personnes âgées de notre étude présentaient une plus grande difficulté d'équilibre durant cette période, indiquant que la perturbation les affectait plus que les personnes jeunes. Un changement progressif des vitesses de courroies aurait un effet plus grand sur l'équilibre, comme démontré par Sawers et al. (2013) au niveau du contrôle de l'équilibre latéral.

En résumé, les études de cette thèse indiquent plusieurs avenues d'évaluation et d'entraînement de l'équilibre lors des activités fonctionnelles. Ces données devront bien être vulgarisées aux cliniciens, aux personnes hémiparétiques et à leur entourage. Un exemple est présenté dans les quelques lignes qui suivent. Ce texte de vulgarisation a reçu le premier prix au Concours de vulgarisation de la recherche 2015, organisé par l'ACFAS (Association francophone pour le savoir).

### **« La marche est une question d'équilibre... après un AVC**

Si, du jour au lendemain, vous n'avez plus qu'une seule main et une seule jambe qui fonctionnent correctement, boutonner votre chemise ou vous demander quel pied poser en premier sur l'escalier mécanique deviendra des missions presque

impossibles. C'est pourtant ce qui arrive aux 50 000 Canadiens qui subissent chaque année un accident vasculaire cérébral (AVC). Toutes les dix minutes au Canada, quelqu'un voit s'interrompre le flux sanguin dans une zone de son cerveau causant la mort d'un grand nombre de ses neurones.

Les personnes touchées par un AVC ont perdu la fonction de la moitié de leur corps et ont des muscles plus faibles, ce qui rend leur marche asymétrique, avec un pas plus long d'un côté que de l'autre, leur vitesse de déplacement plus lente et leur équilibre précaire. Ces personnes se trouvent alors limitées dans des tâches aussi simples que traverser la rue. Mais voici un exemple pour mieux illustrer ces propos : les feux pour piétons à Montréal sont réglés pour qu'un individu marchant à 1,1 mètre par seconde (m/s) puisse traverser la rue en sécurité. Cependant, les personnes ayant eu un AVC ont, en moyenne, une vitesse de marche de 0,8 m/s ; en outre, elles n'ont pas toujours la capacité d'accélérer. De plus, elles ont des difficultés à gérer plusieurs tâches simultanément, telles que marcher, surveiller la circulation ou démarrer au moment où le feu devient vert.

Comme l'équilibre de ces personnes est plus précaire dans ces situations et que 90 % des chutes surviennent lors de la marche, le risque de chutes est alors majoré avec des conséquences graves, telles qu'une fracture de la hanche.

### **Quantifier et identifier pour mieux réduire**

Les objectifs de réadaptation visent, entre autres, à faire marcher les personnes qui ont eu un AVC plus rapidement et plus symétriquement. Mais on ne connaît pas l'impact de ces changements sur leur équilibre : cela augmente-t-il le risque de chutes ou non ?

Quantifier, dans un environnement contrôlé — soit lors de la marche sur un tapis roulant —, l'équilibre des personnes ayant eu un AVC est donc nécessaire pour comprendre comment elles gèrent celui-ci dans leur quotidien et dans des situations à fort risque de chutes.

Identifier les stratégies de maintien de l'équilibre qu'utilisent les personnes après un AVC permettra de développer des interventions spécifiques en physiothérapie pour améliorer leur stabilité.

### **Être en équilibre**

Avant de passer aux résultats de ce projet de recherche, un rappel de ce qu'est « être en équilibre » s'impose. Le centre de masse, ou centre de gravité, est le point d'application des forces maintenant l'équilibre. En position debout, les bras le long du corps, le centre de masse se situe environ à la hauteur du nombril. Nous sommes stables quand le centre de masse (plus précisément, sa projection) se trouve à l'intérieur de la « base de support », soit la zone délimitée par la position des deux pieds bien plantés au sol. Lorsque nous marchons, le centre de masse sort à chaque pas de la « base de support », mais nous avons les capacités de le ramener à l'intérieur de cette zone, par exemple en utilisant la force des muscles. Pour cela, nous accélérons et freinons le déplacement du centre de masse, tout en

le repositionnant à l'intérieur de la base de support en alignant les différents segments de notre corps.

### **S'adapter pour moins chuter**

Dans ce projet de recherche, nous avons supposé que, chez les personnes ayant eu un AVC, la vitesse de marche, l'asymétrie de leurs pas et la gestion de l'équilibre étaient un compromis pour assurer leur stabilité.

Les résultats ont confirmé cette hypothèse : cela signifie donc que, spontanément, ces personnes marchent lentement et asymétriquement, ce qui leur permet de gérer leur équilibre le mieux possible, avec prudence, car un risque de chutes est tout de même présent. En d'autres mots, ces personnes adaptent leur vitesse et leur asymétrie de marche pour faciliter la gestion de leur équilibre. Toutefois, étant donné les problèmes découlant de leur AVC, comme la faiblesse musculaire, elles ne peuvent pas exclure complètement le risque de chutes. De plus, lorsque ces personnes sont obligées de marcher plus rapidement ou plus symétriquement, elles ne parviennent pas à modifier leur équilibre pour être aussi stables que des individus en santé. Elles parviennent difficilement à freiner l'accélération du tronc lorsqu'elles transfèrent une partie de leur poids sur la jambe plus faible. De plus, elles rapprochent leur centre de masse du bord de la « base de support ».

Ces deux stratégies, lenteur et asymétrie, démontrent une difficulté à gérer l'équilibre dans des situations plus complexes. Seraient-elles alors à la limite de leur capacité d'équilibre et frôlant toujours la chute, tels des funambules ? Si oui, c'est probablement la raison pour laquelle, dans leur quotidien, elles marchent lentement et asymétriquement.

### **S'entraîner pour rendre le quotidien plus sûr**

Si l'on se réfère au monde du sport ou du mouvement, tout le monde est capable de lancer un dard. Pourtant, pour beaucoup d'entre nous, atteindre le centre de la cible ou même la cible est très difficile. Mais plus nous allons effectuer le mouvement de lancer, meilleure sera notre précision. Le même principe s'appliquerait pour améliorer l'équilibre des personnes qui ont fait un AVC : elles sont capables de gérer ponctuellement leur équilibre dans un contexte inhabituel, comme en marchant plus rapidement ; elles atteignent donc la cible. Pour elles, le centre de la cible serait de marcher plus rapidement et plus symétriquement tout en maintenant leur équilibre durant leurs activités quotidiennes. Répéter les mêmes conditions de marche ou augmenter la difficulté en marchant beaucoup plus vite seraient des exemples de moyens pour amener les personnes touchées par un AVC à atteindre le centre de la cible. Cette intervention en physiothérapie devrait permettre d'augmenter la vitesse de marche et rendre la marche plus symétrique tout en améliorant l'équilibre. Cela reste, cependant, tout un défi à relever, et une question d'équilibre ! ».

## Chapitre 7. Conclusion

L'équilibre des personnes hémiparétiques après un AVC est bien documenté lorsqu'il est évalué en position debout ou avec des outils cliniques, mais il a été très peu analysé lors des tâches dynamiques, telles que la marche. La réduction de la vitesse de marche, l'asymétrie spatiotemporelle de la marche et l'ajout d'une charge à la cheville sont des éléments qui peuvent modifier le maintien de l'équilibre. L'objectif principal de cette thèse était de quantifier l'équilibre dynamique et postural des personnes hémiparétiques dans différentes conditions de marche et de le comparer à des personnes en santé. Un modèle biomécanique original utilisant le concept des forces stabilisante et déstabilisante a été utilisé pour évaluer la difficulté à maintenir l'équilibre lors de la marche.

Chaque article de cette thèse apporte des contributions novatrices et importantes dans le domaine de l'équilibre des personnes hémiparétiques lors de la marche, même s'il laisse en suspens certains aspects qui devront être étudiés dans des recherches futures. Premièrement, les personnes hémiparétiques réduisent leur vitesse de marche pour faciliter le maintien de leur équilibre, puisqu'elles ont plus de difficulté à maintenir leur équilibre lorsqu'elles marchent à une vitesse équivalente à celle des personnes en santé (article n°1). Deux études ont porté sur les effets d'un protocole de marche sur un tapis roulant à double courroie avec des vitesses de courroie inégales : la première sur les forces de réaction du sol (article n°2) et la seconde sur l'asymétrie spatiotemporelle de la marche et sur l'équilibre dynamique et postural (article n°3). Les personnes âgées en santé avaient les mêmes capacités d'adaptation et de désadaptation au niveau des forces de réaction du sol que les jeunes adultes en santé (article n°2). Toutefois, les vitesses des courroies inégales affectaient plus l'équilibre des personnes âgées que les personnes jeunes (article n°2). Pour les personnes hémiparétiques, une marche devenue plus symétrique après avoir marché avec des vitesses de courroie inégales ne rendait pas leur équilibre plus difficile à maintenir (article n°3). Toutefois, une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre a été observée durant la phase d'appui du membre inférieur qui était placé sur la courroie « lente » une fois que les vitesses des courroies étaient redevenues égales (article n°3). Finalement, l'ajout d'une charge à la cheville lors de la marche

n'augmentait pas la difficulté à maintenir l'équilibre chez les personnes hémiparétiques (article n°4).

Globalement, les résultats de cette thèse ont révélé que la vitesse de marche est un déterminant important du contrôle de l'équilibre des personnes hémiparétiques lors de la marche. Marcher plus lentement que des personnes en santé est une stratégie leur permettant de progresser vers l'avant tout en maintenant leur équilibre. Prendre en compte la vitesse de réalisation des tâches d'équilibre et utiliser une vitesse de marche plus rapide que la vitesse confortable sont donc recommandés pour mieux comprendre et améliorer les capacités d'équilibre des personnes hémiparétiques. Bien que le protocole de marche sur tapis roulant à double courroie n'ait pas eu l'effet attendu sur la symétrie spatiotemporelle, c'est une approche potentiellement intéressante pour entraîner l'équilibre des personnes hémiparétiques. L'ajout d'une charge à la cheville lors de la marche est une approche qui sollicite des efforts musculaires des membres inférieurs. Toutefois, celle-ci n'est pas recommandée pour entraîner l'équilibre. De futures études seront nécessaires pour préciser le rôle de l'équilibre et l'influence de la vitesse de marche dans des activités fonctionnelles chez des personnes hémiparétiques.

Ainsi, l'équilibre est un élément essentiel de la réalisation des tâches quotidiennes, dont la locomotion. Les résultats de cette thèse ont permis de mettre en lumière de nouvelles connaissances pour rééduquer l'équilibre des personnes hémiparétiques. Considérant le peu d'études recensées sur cette thématique, il s'agit là d'une contribution originale dont pourront s'inspirer les études futures et qui aidera les cliniciens dans leur prise en charge des personnes hémiparétiques après un AVC.

## Chapitre 8. Bibliographie

- Academy of Neurologic Physical Therapy. (2016). Professional ressources – StrokEDGE Documents.  
Repéré à <http://www.neuropt.org/professional-resources/neurology-section-outcome-measures-recommendations/stroke>
- Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Québec. (2016). Statistiques. Repéré à <http://www.fmcoeur.qc.ca/site/c.kpIQKVOxFoG/b.3669917/k.9F47/Statistiques.htm>
- Ministère des transports, de la mobilité durable et de l'électrification du Québec. (2016). Feux pour piétons.  
Repéré à <https://www.transports.gouv.qc.ca/fr/securite-signalisation/signalisation/signaux-lumineux/Pages/feux-piétons.aspx>
- Organisation Mondiale de la Santé (OMS). (2016). Stratégie mondiale pour l'alimentation, l'exercice physique et la santé. Recommandations mondiales en matière d'activité physique pour la santé.  
Repéré à [http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet\\_recommendations/fr/](http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_recommendations/fr/)
- Stroke center. (2016).  
Repéré à <http://www.strokecenter.org/patients/about-stroke/what-is-a-stroke/>
- Alabdulwahab, Sami S., Ahmad, Fuzail, & Singh, Harpreet. (2015). Effects of Functional Limb Overloading on Symmetrical Weight Bearing, Walking Speed, Perceived Mobility, and Community Participation among Patients with Chronic Stroke. *Rehabilitation Research and Practice*, 2015, 6. doi: 10.1155/2015/241519
- Allen, Jessica L., Kautz, Steven A., & Neptune, Richard R. (2011). Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait and Posture*, 33(4), 538-543. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.01.004
- Allen, Jessica L., Kautz, Steven A., & Neptune, Richard R. (2014). Forward propulsion asymmetry is indicative of changes in plantarflexor coordination during walking in individuals with post-stroke hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 29(7), 780-786. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.06.001>
- Almeida, Osvaldo P, Khan, Karim M, Hankey, Graeme J, Yeap, Bu B, Golledge, Jonathan, & Flicker, Leon. (2014). 150 minutes of vigorous physical activity per week predicts

- survival and successful ageing: a population-based 11-year longitudinal study of 12 201 older Australian men. *British Journal of Sports Medicine*, 48(3), 220-225. doi: 10.1136/bjsports-2013-092814
- Alzayer, Lamia, Beninato, Marianne, & Portney, Leslie G. (2009). The Accuracy of Individual Berg Balance Scale Items Compared with the Total Berg Score for Classifying People with Chronic Stroke According to Fall History. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 33(3), 136-143. doi: 10.1097/NPT.0b013e3181b51307
- Anderson, Frank C., & Pandy, Marcus G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture*, 17(2), 159-169. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00073-5
- Andersson, A. G., Kamwendo, K., Seiger, A., & Appelros, P. (2006). How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of four test methods. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38(3), 186-191. doi: 10.1080/16501970500478023
- Awad, Louis N., Palmer, Jacqueline A., Pohlig, Ryan T., Binder-Macleod, Stuart A., & Reisman, Darcy S. (2015). Walking Speed and Step Length Asymmetry Modify the Energy Cost of Walking After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(5), 416-423. doi: 10.1177/1545968314552528
- Balaban, Birol, & Tok, Fatih. (2014). Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R*, 6(7), 635-642. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.017>
- Balasubramanian, Chitralakshmi K., Bowden, Mark G., Neptune, Richard R., & Kautz, Steven 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. doi: 10.1016/j.apmr.2006.10.004
- Balasubramanian, Chitralakshmi K., Neptune, Richard R., & Kautz, Steven A. (2010). Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking performance. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 483-490. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.02.003
- Barra, J. PhD, Oujamaa, L. Md, Chauvineau, V. Md, Rougier, P. PhD, & Perennou, D. M. D. PhD. (2009). Asymmetric standing posture after stroke is related to a biased egocentric coordinate system. *Neurology*, 72, 1582-1587.

- Bastian, Amy J. (2008). Understanding sensorimotor adaptation and learning for rehabilitation. . *Current Opinion in Neurology*, 21, 628-633.
- Batchelor, Frances A., Mackintosh, Shylie F., Said, Catherine M., & Hill, Keith D. (2012). Falls after stroke. *International Journal of Stroke*, 7(6), 482-490. doi: 10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x
- Beaman, C. B., Peterson, C. L., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. *Gait and Posture*, 31(3), 311-316. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.011>
- Beauchet, Olivier, Allali, Gilles, Annweiler, Cédric, Bridenbaugh, Stephanie, Assal, Frederic, Kressig, Reto W., & Herrmann, François R. (2009). Gait Variability among Healthy Adults: Low and High Stride-to-Stride Variability Are Both a Reflection of Gait Stability. *Gerontology*, 55(6), 702-706.
- Belgen, Beliz, Beninato, Marianne, Sullivan, Patricia E., & Narielwalla, Khushnum. (2006). The Association of Balance Capacity and Falls Self-Efficacy With History of Falling in Community-Dwelling People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 554-561. doi: 10.1016/j.apmr.2005.12.027
- Beninato, Marianne, Portney, Leslie G., & Sullivan, Patricia E. (2009). Using the International Classification of Functioning, Disability and Health as a Framework to Examine the Association Between Falls and Clinical Assessment Tools in People With Stroke. *Physical Therapy*, 89(8), 816-825. doi: 10.2522/ptj.20080160
- Berg, K, Wood-Dauphinee, S, & Williams, JI. (1995a). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27(1), 27 - 36.
- Berg, K, Wood-Dauphinee, S, & Williams, JI. (1995b). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*, 27(1), 27 - 36.
- Bhatt, T., Wening, J. D., & Pai, Y. C. (2005). Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory stepping. *Gait and Posture*, 21(2), 146-156. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.008>
- Bierbaum, Stefanie, Peper, Andreas, Karamanidis, Kiros, & Arampatzis, Adamantios. (2010). Adaptational responses in dynamic stability during disturbed walking in the elderly.

- Journal of Biomechanics*, 43(12), 2362-2368. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.025>
- Blum, Lisa, & Korner-Bitensky, Nicol. (2008). Usefulness of the Berg Balance Scale in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Physical Therapy*, 88(5), 559-566. doi: 10.2522/ptj.20070205
- Bohannon, R. W., Horton, M.G., & Wikholm, J.B. (1991). Importance of four variables of walking to patients with stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, 14, 246-250.
- Bohannon, Richard W., & Glenney, Susan S. (2014). Minimal clinically important difference for change in comfortable gait speed of adults with pathology: a systematic review. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 20(4), 295-300. doi: 10.1111/jep.12158
- Bohannon, Richard W., & Williams, Andrews A. (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97(3), 182-189. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2010.12.004>
- Bohannon, RW, & Smith, MB (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity *Physical Therapy*, 67, 206-207.
- Bonnyaud, C., Pradon, D., Zory, R., Bussel, B., Bensmail, D., Vuillerme, N., & Roche, N. (2013). Effects of a gait training session combined with a mass on the non-paretic lower limb on locomotion of hemiparetic patients: A randomized controlled clinical trial. *Gait and Posture*, 37(4), 627-630. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.010>
- Botner, Erica M., Miller, William C., & Eng, Janice J. (2005). Measurement properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with stroke. *Disability and Rehabilitation*, 27(4), 156-163. doi: 10.1080/09638280400008982
- Bourbonnais, D., & Vanden Noven, S. Pelletier, R. (1992). Incoordination in patients with hemiparesis. (0008-4263 (Print)).
- Bovonsunthonchai, Sunee, Hiengkaew, Vimonwan, Vachalathiti, Roongtiwa, & Vongsirinavarat, Mantana. (2011). Gait Symmetrical Indexes and Their Relationships to Muscle Tone, Lower Extremity Function, and Postural Balance in Mild to Moderate Stroke. *J Med Assoc Thai*, 94(4), 476-484.

- Bowden, Mark G., Balasubramanian, Chitralakshmi K., Behrman, Andrea L., & Kautz, Steven A. (2008). Validation of a Speed-Based Classification System Using Quantitative Measures of Walking Performance Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(6), 672-675. doi: 10.1177/1545968308318837
- Bowden, Mark G., Balasubramanian, Chitralakshmi K., Neptune, Richard R., & Kautz, Steven A. (2006). Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke*, 37(3), 872-876. doi: 10.1161/01.STR.0000204063.75779.8d
- Bowen, Audrey, Wenman, Rachel, Mickelborough, Jane, Foster, Jonathan, Hill, Elizabeth, & Tallis, Raymond. (2001). Dual - task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age and Ageing*, 30(4), 319-323. doi: 10.1093/ageing/30.4.319
- Brach, J. S., Berlin, J.E., VanSwearingen, J. M., Newman, AB, & Studenski, S.A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(21). doi: doi:10.1186/1743-0003-2-21
- Browning, Raymond C., Modica, Jesse R., Kram, Rodger, & Goswami, Ambarish. (2007). The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(3), 515-525. doi: 10.1249/mss.0b013e31802b3562
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(83). doi: 10.1098/rsif.2012.0999
- Bruijn, Sjoerd M., van Dieën, Jaap H., Meijer, Onno G., & Beek, Peter J. (2009). Is slow walking more stable? *Journal of Biomechanics*, 42(10), 1506-1512. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.047
- Bruijn, Sjoerd M., Van Impe, Annouchka, Duysens, Jacques, & Swinnen, Stephan P. (2012). Split-belt walking: adaptation differences between young and older adults. *Journal of Neurophysiology*, 108(4), 1149-1157. doi: 10.1152/jn.00018.2012

- Burpee, Jessica L., & Lewek, Michael D. (2015). Biomechanical gait characteristics of naturally occurring unsuccessful foot clearance during swing in individuals with chronic stroke. *Clinical Biomechanics*, 30(10), 1102-1107. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.08.018>
- Capó-Lugo, Carmen E., Mullens, Christopher H., & Brown, David A. (2012). Maximum walking speeds obtained using treadmill and overground robot system in persons with post-stroke hemiplegia. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 1-14. doi: 10.1186/1743-0003-9-80
- Chang, Matthew D., Shaikh, Sameer, & Chau, Tom. (2009). Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait. *Gait and Posture*, 30(4), 431-435. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.06.017>
- Chau, Tom, Young, Scott, & Redekop, Sue. (2005). Managing variability in the summary and comparison of gait data. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 1-20. doi: 10.1186/1743-0003-2-22
- Chen, Chen, Hsieh-Ching , Tang, Simon Fu-Tan , Wu, Ching-Yi , Cheng, Pao-Tsai , & Hong, Wei-Hsien (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, George, Patten,Carolynn, Kothari, Dhara H., & Zajac, Felix E. (2005). Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait and Posture*, 22(1), 51-56. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.009
- Chern, J-S., Lo, C-Y., Wu, C-Y., Chen, C-L., Yang, S., & Tang, F-D. (2010). Dynamic Postural Control During Trunk Bending and Reaching in Healthy Adults and Stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 86–197. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181c56287
- Chinsongkram, Butsara, Chaikereee, Nithinun, Saengsirisuwan, Vitoon, Viriyatharakij, Nitaya, Horak, Fay B., & Boonsinsukh, Rumpa. (2014). Reliability and Validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in People With Subacute Stroke. *Physical Therapy*, 94(11), 1632-1643. doi: 10.2522/ptj.20130558

- Chisholm, Amanda E., Perry, Stephen D., & McIlroy, William E. (2011). Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait and Posture*, 33(2), 238-243. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.11.012
- Chou, Li-Shan, Kaufman, Kenton R., Hahn, Michael E., & Brey, Robert H. (2003). Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait and Posture*, 18(3), 125-133. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00067-x
- Collen, F. M., & Wade D.T. Bradshaw, C.M. (1990). Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *International Disability Studies*, 12(1), 6-9.
- Corriveau, Hélène, Hébert, R ejean, Raiche, Michel, & Prince, François. (2004). Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7), 1095-1101. doi: DOI: 10.1016/j.apmr.2003.09.023
- Dault, Myl ene C., de Haart, Mirjam, Geurts, Alexander C. H., Arts, Ilse M. P., & Nienhuis, Bart. (2003). Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Human Movement Science*, 22(3), 221-236. doi: Doi: 10.1016/s0167-9457(03)00034-4
- 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. doi: DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2004.02.006
- de Leva, Paolo. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)
- de Oliveira, C. B., de Meiros, I. R., Frota, N. A., Greters, M. E., & Conforto, A. B. (2008). Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(8), 1215-1226.
- Desrosiers, E., Nadeau, S., & Duclos, C. (2014). Balance during walking on an inclined instrumented pathway following incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. doi: 10.1038/sc.2014.215
- Di Carlo, Silvia, Bravini, Elisabetta, Vercelli, Stefano, Massazza, Giuseppe, & Ferriero, Giorgio. (2016). The Mini-BESTest: a review of psychometric properties.

- International Journal of Rehabilitation Research*, 39(2), 97-105. doi: 10.1097/mrr.000000000000153
- Dingwell, Jonathan B., & Marin, Laura C. (2006). Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, 39(3), 444-452. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.014>
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., & Corriveau, H. (2009). Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 379-382. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.11.007
- Duclos, Cyril, Mieville, Carole, Gagnon, Dany, & Leclerc, Catherine. (2012). Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 28.
- Duclos, Cyril, Nadeau, Sylvie, Bourgeois, Nicholas, Bouyer, Laurent, & Richards, Carol L. (2014). Effects of walking with loads above the ankle on gait parameters of persons with hemiparesis after stroke. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 265-271. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.012>
- Eng, Janice J., & Winter, David 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. doi: 10.1016/0021-9290(94)00124-M
- Espy, D. D., Yang, F., Bhatt, T., & Pai, Y. C. (2010). Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait and Posture*, 32(3), 378-382. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.06.013
- Filiatrault, Johanne, Gauvin, Lise, Fournier, Michel, Parisien, Manon, Robitaille, Yvonne, Laforest, Sophie, Corriveau, Hélène, & Richard, Lucie. (2007). Evidence of the Psychometric Qualities of a Simplified Version of the Activities-specific Balance Confidence Scale for Community-Dwelling Seniors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(5), 664-672. doi: 10.1016/j.apmr.2007.02.003
- Flansbjerg, Ulla-Britt, Blom, Johanna, & Brog ardh, Christina. (2012). The Reproducibility of Berg Balance Scale and the Single-Leg Stance in Chronic Stroke and the Relationship Between the Two Tests. *PM&R*, 4(3), 165-170. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.11.004>

- Flansbjerg, Ulla-Britt, Holmbäck, Anna Maria, Downham, David, Patten, Carolynn, & Lexell, Jan. (2005). Reliability of Gait Performance Tests in Men and Women With Hemiparesis After Stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75-82.
- Folstein, MF, Robins, LN, & Helzer, JE. (1983). The Mini-Mental State Examination. *Arch Gen Psychiatry*, 40(7), 812.
- French, Beverley, Thomas, Lois, Leathley, Michael, Sutton, Christopher, McAdam, Joanna, Forster, Anne , Langhorne, Peter , Price, Christopher, Walker, Andrew , & Watkins, Caroline (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.
- Gaudreault, Nathaly, Gravel, Denis, & Nadeau, Sylvie. (2009). Evaluation of plantar flexion contracture contribution during the gait of children with Duchenne muscular dystrophy. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), e180-e186. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.09.004>
- Genthon, Nicolas, Rougier, Patrice, Gissot, Anne-Sophie, Froger, Jerome, Pelissier, Jacques, & Perennou, Dominic. (2008). Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. *Stroke*, 39(6), 1793-1799. doi: 10.1161/strokeaha.107.497701
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Grabiner, Mark D., Donovan, Stephanie, Bareither, Mary Lou, Marone, Jane R., Hamstra-Wright, Karrie, Gatts, Strawberry, & Troy, Karen L. (2008). Trunk kinematics and fall risk of older adults: Translating biomechanical results to the clinic. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(2), 197-204. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.009>
- Gray, Vicki, Rice, Charles L., & Garland, S. Jayne. (2012). Factors That Influence Muscle Weakness Following Stroke and Their Clinical Implications: A Critical Review. *Physiotherapy Canada*, 64(4), 415-426 412p. doi: 10.3138/ptc.2011-03
- Hacmon, Revital R., Krasovsky, Tal, Lamontagne, Anouk, & Levin, Mindy F. (2012). Deficits in Intersegmental Trunk Coordination During Walking Are Related to Clinical Balance

- and Gait Function in Chronic Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 36(4), 173-181.
- Hafsteinsdóttir, Thóra B. , & Rensink, Marijke Schuurmans, Marieke (2014). Clinimetric Properties of the Timed Up and Go Test for Patients With Stroke: A Systematic Review. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 21(3), 197-210. doi: doi:10.1310/tsr2103-197
- Hak, Laura, Houdijk, Han, Steenbrink, Frans, Mert, Agali, van der Wurff, Peter, Beek, Peter J., & van Dieën, Jaap H. (2012). Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait and Posture*, 36(2), 260-264. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.005>
- Hak, Laura, Houdijk, Han, van der Wurff, Peter, Prins, Maarten R., Mert, Agali, Beek, Peter J., & van Dieën, Jaap H. (2013). Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. *Clinical Biomechanics*, 28(9–10), 1041-1048. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.010>
- Hamzey, Rami J., Kirk, Eileen M., & Vasudevan, Erin V. L. (2016). Gait speed influences aftereffect size following locomotor adaptation, but only in certain environments. *Experimental Brain Research*, 1-12. doi: 10.1007/s00221-015-4548-6
- Harley, Clare, Wilkie, Richard M., & Wann, John P. (2009). Stepping over obstacles: Attention demands and aging. *Gait and Posture*, 29(3), 428-432. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.063
- Harris, Jocelyn E, Eng, Janice J, Marigold, Daniel S, Tokuno, Craig D, & Louis, Cheryl L. (2005). Relationship of Balance and Mobility to Fall Incidence in People With Chronic Stroke. *Physical Therapy*, 85(2), 150-158.
- Harris-Love, Michelle L., Forrester, Larry W., Macko, Richard F., Silver, Kenneth H. C., & Smith, Gerald V. (2001). Hemiparetic Gait Parameters in Overground Versus Treadmill Walking. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 15(2), 105-112. doi: 10.1177/154596830101500204
- Hartman-Maeir, Adina, Soroker, Nachum, Ring, Haim, Avni, Noga, & Katz, Noomi. (2007). Activities, participation and satisfaction one-year post stroke. *Disability and Rehabilitation*, 29(7), 559-566. doi: doi:10.1080/09638280600924996
- Hawker, Gillian A., Mian, Samra, Kendzerska, Tetyana, & French, Melissa. (2011). Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain

- (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care & Research*, 63(S11), S240-S252. doi: 10.1002/acr.20543
- Helbostad, Jorunn L., & Moe-Nilssen, Rolf. (2003). The effect of gait speed on lateral balance control during walking in healthy elderly. *Gait and Posture*, 18(2), 27-36. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00197-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00197-2)
- Hellström, Karin, Nilsson, Lena, & Fugl-Meyer, Axel R. (2001). Relationship of confidence in task performance with balance and motor function after stroke. *Physiotherapy Theory and Practice*, 17(2), 55-65. doi: doi:10.1080/095939801750334149
- Hendrickson, Janna, Patterson, Kara K., Inness, Elizabeth L., McIlroy, William E., & Mansfield, Avril. (2014). Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait and Posture*, 39(1), 177-181. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.022>
- Hernández, Antonio, Silder, Amy, Heiderscheid, Bryan C., & Thelen, Darryl G. (2009). Effect of age on center of mass motion during human walking. *Gait and Posture*, 30(2), 217-222. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.006>
- Hiengkaew, Vimonwan, Jitaree, Khanitha, & Chaiyawat, Pakaratee. (2012). Minimal Detectable Changes of the Berg Balance Scale, Fugl-Meyer Assessment Scale, Timed "Up & Go" Test, Gait Speeds, and 2-Minute Walk Test in Individuals With Chronic Stroke With Different Degrees of Ankle Plantarflexor Tone. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(7), 1201-1208. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.014>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1-8. doi: DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.025
- Hof, A. L., Vermerris, S. M., & Gjaltema, W. A. (2010). Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *J Exp Biol*, 213(15), 2655-2664. doi: 10.1242/jeb.042572
- Hof, At L. (2008). The "extrapolated center of mass" concept suggests a simple control of balance in walking. *Human Movement Science*, 27(1), 112-125. doi: DOI: 10.1016/j.humov.2007.08.003

- Hof, At L., van Bockel, Renske M., Schoppen, Tanneke, & Postema, Klaas. (2007). Control of lateral balance in walking: Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait and Posture*, 25(2), 250-258. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.04.013
- Horak, Fay B, Wrisley, Diane M, & Frank, James. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy*, 89(5), 484-498. doi: 10.2522/ptj.20080071
- Horak, Fay B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35(suppl 2), ii7-ii11. doi: 10.1093/ageing/afl077
- Hsu, An-Lun, Tang, Pei-Fang, & Jan, Mei-Hwa. (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. doi: 10.1016/S0003-9993(03)00030-3
- Huang, Guoyuan, Gibson, Cheryl A., Tran, Zung V., & Osness, Wayne H. (2005). Controlled Endurance Exercise Training and VO<sub>2</sub>max Changes in Older Adults: A Meta-Analysis. *Preventive Cardiology*, 8(4), 217-225. doi: 10.1111/j.0197-3118.2005.04324.x
- Hyndman, Dorit, Ashburn, Ann, & Stack, Emma. (2002). Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(2), 165-170. doi: 10.1053/apmr.2002.28030
- Ikai, Tetsuo M. D., Kamikubo, Takeshi M. D., Takehara, Itaru M. D., Nishi, Masanori M. D., & Miyano, Satoshi M. D. (2003). Dynamic Postural Control in Patients with Hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(6), 463-469. doi: 10.1097/01.PHM.0000069192.32183.A7
- Ilmane, Nabil, Croteau, Simon, & Duclos, Cyril. (2015). Quantifying dynamic and postural balance difficulty during gait perturbations using stabilizing/destabilizing forces. *Journal of Biomechanics*, 48(3), 441-448. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.027>
- Inness, Elizabeth L., Mansfield, Avril, Lakhani, Bimal, Bayley, Mark, & McIlroy, William E. (2014). Impaired Reactive Stepping Among Patients Ready for Discharge From

- Inpatient Stroke Rehabilitation. *Physical Therapy*, 94(12), 1755-1764. doi: 10.2522/ptj.20130603
- Jansen, Karen, De Groote, Friedl, Duysens, Jacques, & Jonkers, Ilse. (2013). Muscle contributions to center of mass acceleration adapt to asymmetric walking in healthy subjects. *Gait and Posture*, 38(4), 739-744. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.03.013>
- Jansen, Karen, De Groote, Friedl, Duysens, Jacques, & Jonkers, Ilse. (2014). How gravity and muscle action control mediolateral center of mass excursion during slow walking: A simulation study. *Gait and Posture*, 39(1), 91-97. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.004>
- 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 and Posture*, 29(1), 129-137. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.07.010
- Jonsdottir, J., Recalcati, M., Rabuffetti, M., Casiraghi, A., Boccardi, S., & Ferrarin, M. (2009). Functional resources to increase gait speed in people with stroke: Strategies adopted compared to healthy controls. *Gait and Posture*, 29(3), 355-359. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.01.008>
- Jordan, Kimberlee, Challis, John H., & Newell, Karl M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait and Posture*, 26(1), 128-134. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.010>
- Jorgensen, Lone, Engstad, Torgeir, & Jacobsen, Bjarne K. (2002). Higher Incidence of Falls in Long-Term Stroke Survivors Than in Population Controls: Depressive Symptoms Predict Falls After Stroke. *Stroke*, 33(2), 542-547. doi: 10.1161/hs0202.102375
- Kagawa, Takahiro, Ohta, Yu, & Uno, Yoji. (2011). State-dependent corrective reactions for backward balance losses during human walking. *Human Movement Science*, 30(6), 1210-1224. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2011.03.003>
- Kajrolkar, Tejal, Yang, Feng, Pai, Y. C., & Bhatt, Tanvi. (2014). Dynamic stability and compensatory stepping responses during anterior gait-slip perturbations in people with chronic hemiparetic stroke. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2751-2758. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.051>

- Kang, Hyun G., & Dingwell, Jonathan B. (2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 2899-2905. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.08.002>
- Kang, HyunGu, & Dingwell, JonathanB. (2006). A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. *Experimental Brain Research*, 172(1), 35-48. doi: 10.1007/s00221-005-0224-6
- Kanis, John, Oden, Anders, & Johnell, Olof. (2001). Acute and Long-Term Increase in Fracture Risk After Hospitalization for Stroke. *Stroke*, 32(3), 702-706.
- Kao, Pei-Chun, Dingwell, Jonathan B., Higginson, Jill S., & Binder-Macleod, Stuart. (2014). Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. *Gait and Posture*, 40(3), 457-463. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.014>
- Karimi, Mohammad Taghi, & Solomonidis, Stephan. (2011). The relationship between parameters of static and dynamic stability tests. *Journal of Research in Medical Sciences : The Official Journal of Isfahan University of Medical Sciences*, 16(4), 530-535.
- Kautz, Steven A., Bowden, Mark G., Clark, David J., & Neptune, Richard R. (2011). Comparison of Motor Control Deficits During Treadmill and Overground Walking Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(8), 756-765. doi: 10.1177/1545968311407515
- Kautz, Steven A., Duncan, Pamela W., Perera, Subashan, Neptune, Richard R., & Studenski, Stephanie A. (2005). Coordination of Hemiparetic Locomotion after Stroke Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 19(3), 250-258. doi: 10.1177/1545968305279279
- Kavanagh, JJ, Barrett, RS, & Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait and Posture*, 20(3), 291 - 298. doi: doi:10.1016/j.gaitpost.2003.10.004
- Kavanagh, Justin. (2009). Lower trunk motion and speed-dependence during walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1), 9.
- Kerse, Ngaire, Parag, Varsha, Feigin, Valery L., McNaughton, Harry, Hackett, Maree L., Bennett, Derrick A., Anderson, Craig S., & the Auckland Regional Community Stroke Study Group. (2008). Falls After Stroke: Results From the Auckland Regional

- Community Stroke (ARCOS) Study, 2002 to 2003. *Stroke*, 39(6), 1890-1893. doi: 10.1161/strokeaha.107.509885
- Khanna, Ira, Roy, Anindo, Rodgers, Mary M., Krebs, Hermano I., Macko, Richard M, & Forrester, Larry W. (2010). Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(23), 1-8. doi: doi:10.1186/1743-0003-7-23
- Kim, C. Maria, & Eng, Janice J. (2003a). The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People With Stroke. *Physical Therapy*, 83(1), 49-57.
- Kim, C. Maria, & Eng, Janice J. (2003b). Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait and Posture*, 18(1), 23-28. doi: doi:10.1016/S0966-6362(02)00122-4
- Kim, C. Maria, & Eng, Janice J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait and Posture*, 20(2), 140-146. doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.07.002
- Kirker, S. G. B., Jenner, J. R., Simpson, D. S., & Wing, A. M. (2000). Changing patterns of postural hip muscle activity during recovery from stroke. *Clinical Rehabilitation*, 14(6), 618.
- Knorr, Svetlana, Brouwer, Brenda, & Garland, S. Jayne. (2010). Validity of the Community Balance and Mobility Scale in Community-Dwelling Persons After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(6), 890-896. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2010.02.010>
- Kokmen, E., Bossemeyer, R.W. Jr., Barney, J., & Williams, W.J. (1977). Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology*, 32, 411-419.
- Kollen, Boudewijn J., Rietberg, Marc B., Kwakkel, Gert, & H., Emmelot Cornelis. (2000). Effects of overloading of the lower hemiparetic extremity on walking speed in chronic stroke patients: A pilot study. *NeuroRehabilitation*, 14(3), 159-164.
- Kramer, Arthur F., Erickson, Kirk I., & Colcombe, Stanley J. (2006). Exercise, cognition, and the aging brain. *Journal of Applied Physiology*, 101(4), 1237-1242. doi: 10.1152/jappphysiol.00500.2006

- Krasovsky, Tal, Lamontagne, Anouk, Feldman, Anatol G., & Levin, Mindy F. (2013). Reduced gait stability in high-functioning poststroke individuals. *Journal of Neurophysiology*, *109*(1), 77-88. doi: 10.1152/jn.00552.2012
- Kuo, Arthur D., & Donelan, J. Maxwell. (2010). Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy*, *90*(2), 157-174. doi: 10.2522/ptj.20090125
- Lam, Tania , Luttmann, Kathryn B. H. K., Houldin, Adina B. A., & Chan, Catherine B. H. K. (2009a). Treadmill-Based Locomotor Training with Leg Weights to Enhance Functional Ambulation in People with Chronic Stroke: A Pilot Study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *33*, 129-135. doi: 10.1097/NPT.0b013e3181b57de5
- Lam, Tania, & Luttmann, Kathryn. (2009b). Turning Capacity in Ambulatory Individuals Poststroke. *American Journal of Physical Medecine*, *88*(11), 873-883. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181bc0ddf
- Lamontagne, Anouk, & Fung, Joyce. (2004). Faster Is Better: Implications for Speed-Intensive Gait Training After Stroke. *Stroke*, *35*(11), 2543-2548. doi: 10.1161/01.STR.0000144685.88760.d7
- Lamontagne, Anouk, Paquet, Nicole, & Fung, Joyce. (2003). Postural adjustments to voluntary head motions during standing are modified following stroke. *Clinical Biomechanics*, *18*(9), 832-842. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00141-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00141-4)
- Lamontagne, Anouk, Stephenson, Jennifer L., & Fung, Joyce. (2007). Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clinical Neurophysiology*, *118*(4), 717-729. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2006.12.013>
- Langhorne, Peter, Bernhardt, Julie, & Kwakkel, Gert. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, *377*(9778), 1693-1702. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60325-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60325-5)
- Latt, Mark, Menz, Hylton, Fung, Victor, & Lord, Stephen. (2008). Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental Brain Research*, *184*(2), 201-209. doi: 10.1007/s00221-007-1094-x
- Lauzière, S., Betschart, M., Aissaoui, R., & Nadeau, S. (2014a). Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke. *International Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *2*(201). doi: 10.4172/2329-9096.1000201
- Lauzière, S., Miéville, C., Betschart, M., Duclos, C., Aissaoui, R., & Nadeau, S. (2014b). Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on

- a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 46(9), 849-857. doi: 10.2340/16501977-1845
- Lauzière, Sélène, Miéville, Carole, Betschart, Martina, Aissaoui, Rachid, & Nadeau, Sylvie. (2015). Plantarflexor weakness is a determinant of kinetic asymmetry during gait in post-stroke individuals walking with high levels of effort. *Clinical Biomechanics*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.07.004>
- Lee, Heng-Ju, & Chou, Li-Shan. (2006). Detection of Gait Instability Using the Center of Mass and Center of Pressure Inclination Angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 569-575. doi: 10.1016/j.apmr.2005.11.033
- Lemay, Jean-François, Duclos, Cyril, Nadeau, Sylvie, Gagnon, Dany, & Desrosiers, Émilie. (2014). Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 739-746. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.013>
- Lewek, Michael D., Bradley, Claire E. , Wutzke, Clinton J., & Zinder, Steven M. (2014). The relationship between spatiotemporal gait asymmetry and balance in individuals with chronic stroke. *Journal of Applied Biomechanics*, 30, 31-36. doi: 10.1123/jab.2012-0208
- Liphart, Jodi, Gallichio, Joann, Tilson, Julie K, Pei, Qinglin, Wu, Samuel S, & Duncan, Pamela W. (2015). Concordance and discordance between measured and perceived balance and the effect on gait speed and falls following stroke. *Clinical Rehabilitation*. doi: 10.1177/0269215515578294
- Liston, Rebecca A. L., & Brouwer, Brenda J. (1996). Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the balance master. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(5), 425-430. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90028-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90028-3)
- 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.
- Maeda, Noriaki, Urabe, Yukio, Murakami, Masahito, Itotani, Keisuke, & Kato, Junichi. (2015). Discriminant analysis for predictor of falls in stroke patients by using the Berg Balance Scale. *Singapore Medical Journal*, 56(5), 280-283. doi: 10.11622/smedj.2015033

- Malone, Laura A., & Bastian, Amy J. (2010). Thinking About Walking: Effects of Conscious Correction Versus Distraction on Locomotor Adaptation. *Journal of Neurophysiology*, *103*(4), 1954-1962. doi: 10.1152/jn.00832.2009
- Malone, Laura A., & Bastian, Amy J. (2014). Spatial and Temporal Asymmetries in Gait Predict Split-Belt Adaptation Behavior in Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *28*(3), 230-240. doi: 10.1177/1545968313505912
- Mansfield, A, Peters, AL, Liu, B, & Maki, B. (2007). A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. *BMC Geriatr*, *7*, 12.
- Mansfield, A., Wong, J. S., McIlroy, W. E., Biasin, L., Brunton, K., Bayley, M., & Inness, E. L. (2015). Do measures of reactive balance control predict falls in people with stroke returning to the community? *Physiotherapy*, *101*(4), 373-380. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2015.01.009>
- Mansfield, Avril, Danells, Cynthia J., Inness, Elizabeth, Mochizuki, George, & McIlroy, William E. (2011). Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clinical Biomechanics*, *26*(3), 312-317. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.10.001
- Mansfield, Avril, Danells, Cynthia J., Zettel, John L., Black, Sandra E., & McIlroy, William E. (2013). Determinants and consequences for standing balance of spontaneous weight-bearing on the paretic side among individuals with chronic stroke. *Gait and Posture*, *38*(3), 428-432. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.005>
- Mansfield, Avril, Mochizuki, George, Inness, Elizabeth L., & McIlroy, William E. (2012). Clinical Correlates of Between-Limb Synchronization of Standing Balance Control and Falls During Inpatient Stroke Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *26*(6), 627-635. doi: 10.1177/1545968311429688
- Marigold, Daniel, & Eng, Janice. (2006a). Altered timing of postural reflexes contributes to falling in persons with chronic stroke. *Experimental Brain Research*, *171*(4), 459-468.
- Marigold, Daniel S., & Eng, Janice J. (2006b). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait and Posture*, *23*(2), 249-255. doi: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.001

- Marigold, Daniel S., Eng, Janice J., Tokuno, Craig D., & Donnelly, Catherine A. (2004). Contribution of Muscle Strength and Integration of Afferent Input to Postural Instability in Persons with Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 18(4), 222-229. doi: 10.1177/1545968304271171
- Martinez, Katherine M., Mille, Marie-Laure, Zhang, Yunhui, & Rogers, Mark W. (2013). Stepping in Persons Poststroke: Comparison of Voluntary and Perturbation-Induced Responses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(12), 2425-2432. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2013.06.030>
- Masani, Kei, Vette, Albert H., Kouzaki, Motoki, Kanehisa, Hiroaki, Fukunaga, Tetsuo, & Popovic, Milos R. (2007). Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neuroscience Letters*, 422(3), 202-206. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2007.06.019>
- Massion, J, Alexandrov, A, & Frolov, A. (2004). Why and how are posture and movement coordinated? *Progress in Brain Research*, 143, 13-27. doi: 10.1016/S0079-6123(03)43002-1
- Matsas, Angelo, Taylor, Nicholas, & McBurney, Helen. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and Posture*, 11(1), 46-53. doi: 10.1016/S0966-6362(99)00048-X
- Mawase, Firas, Haizler, Tamar, Bar-Haim, Simona, & Karniel, Amir. (2013). Kinetic adaptation during locomotion on a split-belt treadmill. *Journal of Neurophysiology*, 109(8), 2216-2227. doi: 10.1152/jn.00938.2012
- Mayo, E., Wood-Dauphinee, Sharon , Ahmed, Sara , Gordon, Carron , Higgins, Johanne , Mcewen, Sara , & Salbach, Nancy. (1999). Disablement following stroke. *Disability and Rehabilitation*, 21(5-6), 258-268. doi: doi:10.1080/096382899297684
- Mazza, Claudia, Iosa, Marco, Pecoraro, Fabrizio, & Cappozzo, Aurelio. (2008). Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5(1), 30.
- Mian, Omar S., Thom, Jeanette M., Ardigò, Luca P., Morse, Christopher I., Narici, Marco V., & Minetti, Alberto E. (2007). Effect of a 12-month physical conditioning programme

- on the metabolic cost of walking in healthy older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 499-505. doi: 10.1007/s00421-006-0141-9
- Middleton, Addie, Braun, Carty H., Lewek, Michael D., & Fritz, Stacy L. (2016). Balance impairment limits ability to increase walking speed in individuals with chronic stroke. *Disability and Rehabilitation*, 1-6. doi: 10.3109/09638288.2016.1152603
- 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. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.01.001
- 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. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.003
- 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. doi: 10.1161/01.STR.0000229900.88186.1a
- Mizelle, Chris, Rodgers, Mary, & Forrester, Larry. (2006). Bilateral foot center of pressure measures predict hemiparetic gait velocity. *Gait and Posture*, 24(3), 356-363. doi: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.11.003
- Mizuike, Chihiro, Ohgi, Shohei, & Morita, Satoru. (2009). Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait and Posture*, 30(1), 60-64. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.017>
- Moe-Nilssen, Rolf, Aaslund, Mona Kristin, Hodt-Billington, Caroline, & Helbostad, Jorunn L. (2010). Gait variability measures may represent different constructs. *Gait and Posture*, 32(1), 98-101. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.019>
- Morton, S.M., & Bastian, Amy J. (2006). Cerebellar Contributions to Locomotor Adaptations during Splitbelt Treadmill Walking. *Journal of Neuroscience*, 26(36), 9107-9116.
- Mullie, Yannick, & Duclos, Cyril. (2014). Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait and Posture*, 40(4), 610-615. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.008>

- 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. *American Journal of Physical Medecine and Rehabilitation*, 78(2), 123-130.
- Nadeau, Sylvie, Betschart, Martina, & Bethoux, Francois. (2013). Gait Analysis for Poststroke Rehabilitation: The Relevance of Biomechanical Analysis and the Impact of Gait Speed. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 24(2), 265-276. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmr.2012.11.007>
- Nakagawa, Shinichi, & Cuthill, Innes C. (2007). Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists. *Biological Reviews*, 82(4), 591-605. doi: 10.1111/j.1469-185X.2007.00027.x
- Nardone, Antonio, Godi, Marco, Grasso, Margherita, Guglielmetti, Simone, & Schieppati, Marco. (2009). Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients. *Gait and Posture*, 30(1), 5-10. doi: DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.006
- Neptune, Richard R., Sasaki, Kotaro, & Kautz, Steven A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait and Posture*, 28(1), 135-143. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.004
- Ng, Shamay S., & Hui-Chan, Christina W. (2005). The Timed Up & Go Test: Its Reliability and Association With Lower-Limb Impairments and Locomotor Capacities in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(8), 1641-1647. doi: DOI: 10.1016/j.apmr.2005.01.011
- Niam, Susan, Cheung, Wayne, Sullivan, Patricia E., Kent, Susan, & Gu, Xin. (1999). Balance and physical impairments after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(10), 1227-1233. doi: 10.1016/S0003-9993(99)90020-5
- Noble, Jeremy, & Prentice, Stephen. (2006). Adaptation to unilateral change in lower limb mechanical properties during human walking. *Experimental Brain Research*, 169(4), 482-495.
- Nonnekes, Jorik H., Talelli, Penny, de Niet, Mark, Reynolds, Raymond F., Weerdesteyn, Vivian, & Day, Brian L. (2010). Deficits Underlying Impaired Visually Triggered Step Adjustments in Mildly Affected Stroke Patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(4), 393-400. doi: 10.1177/1545968309348317

- Nott, C. R., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2014). Relationships between frontal-plane angular momentum and clinical balance measures during post-stroke hemiparetic walking. *Gait and Posture*, 39(1), 129-134. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.008>
- O'Connor, Shawn M., & Kuo, Arthur D. (2009). Direction-Dependent Control of Balance During Walking and Standing. *Journal of Neurophysiology*, 102(3), 1411-1419. doi: 10.1152/jn.00131.2009
- O'Sullivan, S.B., & Schmitz, T.J. (2007). *Physical Rehabilitation* (Fifth Edition ed.). Philadelphia: F.A Davis Company.
- Ogawa, Tetsuya, Kawashima, Noritaka, Ogata, Toru, & Nakazawa, Kimitaka. (2014). Predictive control of ankle stiffness at heel contact is a key element of locomotor adaptation during split-belt treadmill walking in humans. *Journal of Neurophysiology*, 111(4), 722-732. doi: 10.1152/jn.00497.2012
- Oliveira, Clarissa B., Medeiros, Ítalo R. T., Greeters, Mario G., Frota, Norberto A. F., Lucato, Leandro Tavares, Scaff, Milberto, & Conforto, Adriana B. (2011). Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke. *Clinics*, 66, 2043-2048.
- Olney, S.J., & Richards, C. L. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*, 4(2), 136-148. doi: 10.1016/0966-6362(96)01063-6
- Orendurff, M. S., Segal, A. D., Klute, G. K., Berge, J. S., Rohr, E. S., & Kadel, N. J. (2004). The effect of walking speed on center of mass displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(6A), 829-834.
- Orendurff, Michael S., Bernatz, Greta C., Schoen, Jason A., & Klute, Glenn K. (2008). Kinetic mechanisms to alter walking speed. *Gait and Posture*, 27(4), 603-610. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.08.004>
- Owings, Tammy M., Pavol, Michael J., & Grabiner, Mark D. (2001). Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clinical Biomechanics*, 16(9), 813-819. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00077-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00077-8)

- Pai, Yi-Chung, & Patton, James. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30(4), 347-354. doi: 10.1016/s0021-9290(96)00165-0
- Pai, Yi-Chung, Rogers, Mark W, Hedman, Lois Deming, & Hanke, Timothy A. (1994). Alterations in Weight-Transfer Capabilities in Adults With Hemiparesis. *Physical Therapy*, 74(7), 647-657.
- Park, Jae Hyo, Hwangbo, Gak, & Kim, Jun Soo. (2014). The Effect of Treadmill-based Incremental Leg Weight Loading Training on the Balance of Stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(2), 235-237. doi: 10.1589/jpts.26.235
- Parvataneni, Krishnaji, Olney, Sandra J., & Brouwer, Brenda. (2007). Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 813-820.
- Patel, Prakruti, & Bhatt, Tanvi. (2015). Modulation of reactive response to slip-like perturbations: effect of explicit cues on paretic versus non-paretic side stepping and fall-risk. *Experimental Brain Research*, 233(11), 3047-3058. doi: 10.1007/s00221-015-4367-9
- Patla, A. E. (2003). Strategies for dynamic stability during adaptive human locomotion. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 22(2), 48-52.
- Patterson, Kara K., Gage, William H., Brooks, Dina, Black, Sandra E., & McIlroy, William E. (2010a). Changes in Gait Symmetry and Velocity After Stroke: A Cross-Sectional Study From Weeks to Years After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(9), 783-790. doi: 10.1177/1545968310372091
- Patterson, Kara K., Gage, William H., Brooks, Dina, Black, Sandra E., & McIlroy, William E. (2010b). Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait and Posture*, 31(2), 241-246. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.10.014
- Patterson, Kara K., Nadkarni, Neelesh K., Black, Sandra E., & McIlroy, William E. (2012). Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait and Posture*, 35(4), 590-594. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.030
- Patterson, Kara K., Parafianowicz, Iwona, Danells, Cynthia J., Closson, Valerie, Verrier, Mary C., Staines, W. Richard, Black, Sandra E., & McIlroy, William E. (2008). Gait

- Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 304-310. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142
- Patterson, Shawna L., Forrester, Larry W., Rodgers, Mary M., Ryan, Alice S., Ivey, Frederick M., Sorkin, John D., & Macko, Richard F. (2007). Determinants of Walking Function After Stroke: Differences by Deficit Severity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 115-119. doi: 10.1016/j.apmr.2006.10.025
- Perera, S., Mody, S.H., Woodman, R.C., & Studenski, S.A. (2006). Meaningful Change and Responsiveness in Common Physical Performance Measures in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54, 743-749. doi: 10.1111/j.1532-5415.2006.00701.x
- Perry, J., Garrett, M., Gronley, J.K., & Mulroy, S.J. (1995). Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke*, 26(6), 982-989.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097-1118.
- Peterson, Carrie L., Hall, Allison L., Kautz, Steven A., & Neptune, Richard R. (2010). Pre-swing deficits in forward propulsion, swing initiation and power generation by individual muscles during hemiparetic walking. *Journal of Biomechanics*, 43(12), 2348-2355. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.04.027
- Peurala, Sinikka H., Könönen, Paavo, Pitkänen, Kauko, Sivenius, Juhani, & Tarkka, Ina M. (2007). Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 25, 101-108.
- Plummer-D'Amato, Prudence, Altmann, Lori J. P., Behrman, Andrea L., & Marsiske, Michael. (2010). Interference Between Cognition, Double-Limb Support, and Swing During Gait in Community-Dwelling Individuals Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(6), 542-549. doi: 10.1177/1545968309357926
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of American Geriatrics Society*, 39, 142 - 148.
- Pohl, P., Duncan, P., Perera, S., Liu, W., Siu, M., Studenski, S., & Long, J. (2002). Influence of stroke-related impairments in performance in 6-minute walk test. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39, 439 - 444.

- 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. doi: 10.1002/14651858.CD001920.pub2.
- Popović, Miloš R., Pappas, Ion P. I., Nakazawa, Kimitaka, Keller, Thierry, Morari, Manfred, & Dietz, Volker. (2000). Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1359-1368. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00123-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00123-8)
- Potter, Kirsten, & Brandfass, Kathi. (2015). The Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest). *Journal of Physiotherapy*, 61(4), 225. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jphys.2015.04.002>
- Powell, Lynda Elaine, & Myers, Anita M. (1995). The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50A(1), M28-M34. doi: 10.1093/gerona/50A.1.M28
- Prajapati, Sanjay K., Gage, William H., Brooks, Dina, Black, Sandra E., & McIlroy, William E. (2011). A Novel Approach to Ambulatory Monitoring: Investigation Into the Quantity and Control of Everyday Walking in Patients With Subacute Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(1), 6-14. doi: 10.1177/1545968310374189
- Quach, Lien, Galica, Andrew M., Jones, Richard N., Procter-Gray, Elizabeth, Manor, Brad, Hannan, Marian T., & Lipsitz, Lewis A. (2011). The Nonlinear Relationship Between Gait Speed and Falls: The Maintenance of Balance, Independent Living, Intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59(6), 1069-1073. doi: 10.1111/j.1532-5415.2011.03408.x
- Regnaud, 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. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.01.011
- Reisman, D.S. , McLean, H., & Bastian, A. J. . (2010a). Split-Belt Treadmill Training Poststroke: A Case Study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 34(4), 202-207. doi: 10.1097/NPT.0b013e3181fd5eab

- Reisman, Darcy S., Bastian, Amy J., & Morton, Susanne M. (2010b). Neurophysiologic and Rehabilitation Insights From the Split-Belt and Other Locomotor Adaptation Paradigms. *Physical Therapy*, 90(2), 187-195. doi: 10.2522/ptj.20090073
- Reisman, Darcy S., Block, Hannah J., & Bastian, Amy J. (2005). Interlimb Coordination During Locomotion: What Can be Adapted and Stored? *Journal of Neurophysiology*, 94(4), 2403-2415. doi: 10.1152/jn.00089.2005
- Reisman, Darcy S., Wityk, Robert, Silver, Kenneth, & Bastian, Amy J. (2007). Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, 130(7), 1861-1872. doi: 10.1093/brain/awm035
- Reisman, Darcy S., Wityk, Robert, Silver, Kenneth, & Bastian, Amy J. (2009). Split-Belt Treadmill Adaptation Transfers to Overground Walking in Persons Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(7), 735-744. doi: 10.1177/1545968309332880
- Richards, Carol L., Malouin, Francine, & Nadeau, Sylvie. (2015). Chapter 13 - Stroke rehabilitation: clinical picture, assessment, and therapeutic challenge. In Sylvie Nadeau Numa Dancause & Rossignol Serge (Eds.), *Progress in Brain Research* (Vol. Volume 218, pp. 253-280): Elsevier.
- Riva, F., Bisi, M. C., & Stagni, R. (2013). Orbital stability analysis in biomechanics: A systematic review of a nonlinear technique to detect instability of motor tasks. *Gait and Posture*, 37(1), 1-11. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.015>
- Roemmich, Ryan T., Nocera, Joe R., Stegemöller, Elizabeth L., Hassan, Anhar, Okun, Michael S., & Hass, Chris J. (2014). Locomotor adaptation and locomotor adaptive learning in Parkinson's disease and normal aging. *Clinical Neurophysiology*, 125(2), 313-319. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2013.07.003>
- Roemmich, Ryan T., Stegemöller, Elizabeth L., & Hass, Chris J. (2012). Lower extremity sagittal joint moment production during split-belt treadmill walking. *Journal of Biomechanics*, 45(16), 2817-2821. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.036>
- Roerdink, Melvyn, & Beek, Peter J. (2011). Understanding Inconsistent Step-Length Asymmetries Across Hemiplegic Stroke Patients: Impairments and Compensatory

- Gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(3), 253-258. doi: 10.1177/1545968310380687
- Roerdink, Melvyn, Geurts, Alexander C. H., de Haart, Mirjam, & Beek, Peter J. (2009). On the Relative Contribution of the Paretic Leg to the Control of Posture After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(3), 267-274. doi: 10.1177/1545968308323928
- Rosén, Eva, Sunnerhagen, Katharina Stibrant, & Kreuter, Margareta. (2005). Fear of falling, balance, and gait velocity in patients with stroke. *Physiotherapy Theory and Practice*, 21(2), 113-120. doi: doi:10.1080/09593980590922299
- Rosenblatt, Noah J., & Grabiner, Mark D. (2010). Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait and Posture*, 31(3), 380-384. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.002>
- Royer, Todd D., & Martin, Philipp E. . (2005). Manipulations of Leg Mass and Moment of Inertia: Effects on Energy Cost of Walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 649-656.
- Said, C. M., Goldie, P. A., Culham, E., Sparrow, W. A., Patla, A. E., & Morris, M. E. (2005). Control of lead and trail limbs during obstacle crossing following stroke. *Physical Therapy*, 85(5), 413-427.
- Said, Catherine M., Goldie, Patricia A., Patla, Aftab E., Culham, Elsie, Sparrow, William A., & Morris, Meg E. (2008). Balance during obstacle crossing following stroke. *Gait and Posture*, 27(1), 23-30. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.009
- Said, Catherine M., Goldie, Patricia A., Patla, Aftab E., & Sparrow, William A. (2001). Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(12), 1712-1719. doi: 10.1053/apmr.2001.26247
- Salbach, Nancy M., Mayo, Nancy E., Hanley, James A., Richards, Carol L., & Wood-Dauphinee, Sharon. (2006). Psychometric Evaluation of the Original and Canadian French Version of the Activities-Specific Balance Confidence Scale Among People With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(12), 1597-1604. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2006.08.336>
- Salbach, Nancy M., Mayo, Nancy E., Higgins, Johanne, Ahmed, Sara, Finch, Lois E., & Richards, Carol 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. doi: 10.1053/apmr.2001.24907
- Saltzman, C.L., Rashid, R., Hayes, A., Fellner, C., Fitzpatrick, M., Klapach, A., R., Frantz, & Hillis, S.L. (2004). 4.5-gram monofilament sensation beneath both first meta- tarsal heads indicates protective foot sensation in diabetic patients. *J Bone Joint Surg Am*, 86(4), 717-723. doi: dx.doi.org/
- Sawers, Andrew, Kelly, Valerie E., Kartin, Deborah, & Hahn, Michael E. (2013). Gradual training reduces the challenge to lateral balance control during practice and subsequent performance of a novel locomotor task. *Gait and Posture*, 38(4), 907-911. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.019>
- Schmid, Arlene A., Van Puymbroeck, Marieke, Altenburger, Peter A., Dierks, Tracy A., Miller, Kristine K., Damush, Teresa M., & Williams, Linda S. (2012). Balance and Balance Self-Efficacy Are Associated With Activity and Participation After Stroke: A Cross-Sectional Study in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(6), 1101-1107. doi: 10.1016/j.apmr.2012.01.020
- Selles, Ruud W., Bussmann, Johannes B., Klip, Lisette M., Speet, Bregje, Van Soest, A. J., & Stam, Henk J. (2004). Adaptations to mass perturbations in transtibial amputees: Kinetic or kinematic invariance? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(12), 2046-2052. doi: 10.1016/j.apmr.2003.10.013
- Shimada, H., Obuchi, S. , Kamide, N., Shiba, Y., Okamoto, M., & Kakurai, S. (2003). Relationship with Dynamic Balance Function During Standing and Walking. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 511-518. doi: 10.1097/01.PHM.0000064726.59036
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice* (Third Edition ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Shumway-Cook, Anne, Brauer, Sandy, & Woollacott, Marjorie. (2000). Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9), 896-903.
- Smith, Jeremy D., & Martin, Philip E. (2007). Walking patterns change rapidly following asymmetrical lower extremity loading. *Human Movement Science*, 26(3), 412-425. doi: 10.1016/j.humov.2006.12.001

- Smulders, Katrijn, van Swigchem, Roos, de Swart, Bert J. M., Geurts, Alexander C. H., & Weerdesteyn, Vivian. (2012). Community-dwelling people with chronic stroke need disproportionate attention while walking and negotiating obstacles. *Gait and Posture*(0). doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.002
- Sousa, Andreia SP, Santos, Rubim, Oliveira, Francisco PM, Carvalho, Paulo, & Tavares, João Manuel RS. (2012). Analysis of ground reaction force and electromyographic activity of the gastrocnemius muscle during double support. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(5), 397-405. doi: 10.1177/0954411912439671
- Sousa, Andreia SP, Silva, Augusta, Santos, Rubim, Sousa, Filipa, & Tavares, João Manuel RS. (2013). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94, 2515-2522. doi: 10.1016/j.apmr.2013.06.032
- Steib, Simon, Schoene, Daniel, & Pfeifer, Klaus. (2010). Dose-Response Relationship of Resistance Training in Older Adults: A Meta-Analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(5), 902-914. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181c34465
- Tasseel-Ponche, S., Yelnik, A. P., & Bonan, I. V. (2015). Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45(4-5), 327-333. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.003>
- Taylor-Piliae, Ruth E., Latt, L. Daniel, Hepworth, Joseph T., & Coull, Bruce M. (2012). Predictors of gait velocity among community-dwelling stroke survivors. *Gait and Posture*, 35(3), 395-399. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.358>
- Teixeira-Salmela, Luci Fuscaldi, Nadeau, Sylvie, McBride, Ian, & Olney, Sandra Jean. (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. doi: 10.1080/165019701750098867
- Tilson, Julie K., Wu, Samuel S., Cen, Steven Y., Feng, Qiushi, Rose, Dorian R., Behrman, Andrea L., Azen, Stanley P., & Duncan, Pamela W. (2012). Characterizing and Identifying Risk for Falls in the LEAPS Study: A Randomized Clinical Trial of Interventions to Improve Walking Poststroke. *Stroke*, 43(2), 446-452. doi: 10.1161/strokeaha.111.636258

- Tinetti, M.E., Richman, D., & Powell, L. (1990). Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling. *Journals of Gerontology: Psychological Sciences*, 45(6), 239-243.
- Tsang, Charlotte S.L., Liao, Lin-Rong, Chung, Raymond C.K., & Pang, Marco Y.C. (2013). Psychometric Properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in Community-Dwelling Individuals With Chronic Stroke. *Physical Therapy*, 93(8), 1102-1115. doi: 10.2522/ptj.20120454
- Van de Port, Ingrid G., Kwakkel, Gert, & Lindeman, Eline. (2008). Community ambulation in patients with chronic stroke: how is it related to gait speed? *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(1), 23-27. doi: 10.2340/16501977-0114
- Van de Putte, M., Hagemester, N., St-Onge, N., Parent, G., & de Guise, J. A. (2006). Habituation to treadmill walking. *Bio-medical materials and engineering*, 16(1), 43-52.
- VanSwearingen, Jessie M., & Studenski, Stephanie A. (2014). Aging, Motor Skill, and the Energy Cost of Walking: Implications for the Prevention and Treatment of Mobility Decline in Older Persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 69(11), 1429-1436. doi: 10.1093/gerona/glu153
- Vasudevan, Erin V. L., & Bastian, Amy J. (2010). Split-Belt Treadmill Adaptation Shows Different Functional Networks for Fast and Slow Human Walking. *Journal of Neurophysiology*, 103(1), 183-191. doi: 10.1152/jn.00501.2009
- Visintin, Martha, Barbeau, Hugues, Korner-Bitensky, Nicol, & Mayo, Nancy E. (1998). A New Approach to Retrain Gait in Stroke Patients Through Body Weight Support and Treadmill Stimulation. *Stroke*, 29(6), 1122-1128.
- Ward, Anthony B. (2012). A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. *European Journal of Neurology*, 19(1), 21-27. doi: 10.1111/j.1468-1331.2011.03448.x
- Watanabe, Y. (2005). Fear of falling among stroke survivors after discharge from inpatient rehabilitation. *International Journal of Rehabilitation Research*, 28(2), 149-152.
- Waters, Robert L., & Mulroy, Sara. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait and Posture*, 9(3), 207-231. doi: Doi: 10.1016/s0966-6362(99)00009-0
- Watt, Jaclyn R., Franz, Jason R., Jackson, Keith, Dicharry, Jay, Riley, Patrick O., & Kerrigan, D. Casey. (2010). A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of

- overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 444-449. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002>
- Weerdesteyn, V., de Niet, M., van Duijnhoven, H. J., & Geurts, A. C. (2008). Falls in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(8), 1195-1213.
- Winstein, Carolee J., Rose, Dorian K., Tan, Sylvia M., Lewthwaite, Rebecca, Chui, Helena C., & Azen, Stanley P. (2004). A randomized controlled comparison of upper-extremity rehabilitation strategies in acute stroke: a pilot study of immediate and long-term outcomes1. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(4), 620-628. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.027>
- Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological* (2nd ed.). Waterloo: University of Waterloo Press.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193-214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9
- Winter, D. A., MacKinnon, C. D., Ruder, G. K., & Wieman, C. (1993). An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Progress in Brain Research*, 97, 359-367.
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334-2343.
- Winter, David A., Sidwall, H. Grant, & Hobson, Douglas A. (1974). Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *Journal of Biomechanics*, 7(2), 157-159. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90056-6](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(74)90056-6)
- Yang, Feng, Espy, Debbie, & Pai, Yi-Chung. (2009). Feasible Stability Region in the Frontal Plane During Human Gait. *Annals of Biomedical Engineering*, 37(12), 2606-2614. doi: 10.1007/s10439-009-9798-7
- Yates, J. S., Lai, S. M., Duncan, P. W., & Studenski, S. (2002). Falls in community-dwelling stroke survivors: an accumulated impairments model. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(3), 385-394.

- Yogev-Seligmann, Galit, Hausdorff, Jeffrey M., & Giladi, Nir. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders*, 23(3), 329-342. doi: 10.1002/mds.21720
- Yu, Erkang, Abe, Masaki, Masani, Kei, Kawashima, Noritaka, Eto, Fumio, Haga, Nobuhiko, & Nakazawa, Kimitaka. (2008). Evaluation of Postural Control in Quiet Standing Using Center of Mass Acceleration: Comparison Among the Young, the Elderly, and People With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(6), 1133-1139. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.10.047>
- Zijlstra, G. A. R., van Haastregt, J. C. M., van Eijk, J. Th. M., van Rossum, E., Stalenhoef, P. A., & Kempen, G. I. J. M. (2007). Prevalence and correlates of fear of falling, and associated avoidance of activity in the general population of community-living older people. *Age and Ageing*, 36(3), 304-309. doi: 10.1093/ageing/afm021
- Zijlstra, Wiebren, & Hof, At L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait and Posture*, 18(2), 1-10. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00190-x

# **Annexe I : Certificat d'éthique**

## Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 14 juin 2011, le projet de recherche CRIR-616-0411 intitulé:

« Comparaison de la marche asymétrique et symétrique chez les personnes hémiparétiques chroniques ».

Présenté par: Sylvie Nadeau, Ph.D.  
Séléna Lauzière, M.Sc., pht  
Carole Miéville, M.Sc

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

- Lettre d'introduction datée du 30 mai 2011 ;
- Formulaire A daté du 26 avril 2011 ;
- Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, daté du 5 mai 2011, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Grille d'évaluation scientifique du projet de recherche datée du 16 mai 2011 ;
- Budget ;
- Protocole de recherche intitulé « Comparaison de la marche asymétrique et symétrique chez les personnes hémiparétiques chroniques » ;
- Formulaire de consentement destiné aux participants hémiparétiques (versions anglaise et française du 17 juin 2011) ;
- Formulaire de consentement destiné aux participants en santé (version française du 17 juin 2011) ;
- Lettre d'invitation à participer à une étude pour le recrutement de personnes hémiparétiques suite à un AVC ;
- Cahier d'évaluation clinique.

Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal

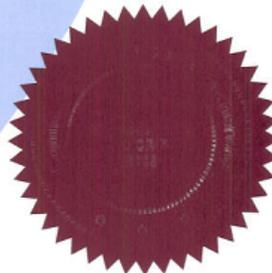
Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

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 ;
11. En vertu de l'article 19.2 de la *Loi sur les services de santé et les services sociaux*, obtenir l'autorisation du Directeur des services professionnels de l'établissement sollicité avant d'aller consulter les dossiers des usagers de cet établissement, le cas échéant.



Président du CÉR



Date d'émission  
17 juin 2011

**Annexe II : Formulaire de consentement pour les  
participants hémiparétiques**



INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Gingras-Lindsay-de-Montréal



Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

**TITRE DU PROJET :**

Comparaison de la marche asymétrique et symétrique chez les personnes hémiparétiques chroniques

**RESPONSABLE :**

Sylvie Nadeau, pht, Ph.D Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras Lindsay de Montréal (IRGLM), Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Professeure titulaire à l'Université de Montréal, École de réadaptation. Chercheure responsable du projet.

**CO-CHERCHEURS:**

Cyril Duclos, Ph.D. Chercheur, CRIR, IRGLM

Séléna Lauzière, pht, M.Sc. Candidate au doctorat, CRIR, IRGLM

Carole Miéville, M.Sc. Candidate au doctorat, CRIR, IRGLM

Rachid Aissaoui, Ing, Ph.D. Chercheur associé au CRIR, site IRGLM et École de technologie supérieure

## **PRÉAMBULE**

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique différentes évaluations se déroulant au laboratoire de pathokinésiologie au 4<sup>e</sup> étage de l'IRGLM. Ces évaluations visent à étudier l'effet de la marche symétrique sur la stabilité, le coût énergétique et les niveaux d'effort musculaire produits aux membres inférieurs.

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

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

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

## **DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS**

Des problèmes locomoteurs sont fréquemment rencontrés chez les personnes ayant une hémiparésie suite à un accident vasculaire cérébral (AVC). Le plus souvent, leur performance est caractérisée par une diminution de la vitesse de marche et par une asymétrie des mouvements entre les deux jambes. Cependant, sur demande, ces personnes peuvent habituellement effectuer la tâche à une vitesse plus élevée et de façon plus symétrique que ce qu'elles font de façon naturelle. La question qui nous intéresse ici est de comprendre pourquoi les personnes hémiparétiques utilisent une stratégie asymétrique alors qu'elles ont les capacités de marcher plus symétriquement. Les résultats de nos travaux antérieurs suggèrent que la perception de l'effort produit afin de réussir la tâche pourrait expliquer la stratégie de mouvements choisie. L'objectif du présent projet est de déterminer les effets réels et perçus d'une marche symétrique sur la stabilité posturale, le coût énergétique et les niveaux d'effort musculaire afin de déterminer si ces facteurs sont explicatifs de la performance motrice mesurée en laboratoire et en clinique chez les individus hémiparétiques. Un objectif secondaire est d'évaluer l'effet de la marche prolongée sur la symétrie du patron de marche, la stabilité, l'effort global et les niveaux d'effort musculaire.

Pour répondre à ces objectifs, 20 participants avec une hémiparésie chronique consécutive à un AVC unilatéral seront recrutés dans deux établissements de réadaptation : l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) et l'Hôpital de réadaptation Villa Medica.

## **NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION**

Cette étude comporte deux séances d'évaluation qui auront lieu dans un intervalle d'une à deux semaines. Toutes les évaluations seront réalisées au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse de tâches fonctionnelles du site IRGLM.

Lors de la **première séance**, qui durera environ trois (3) heures, un(e) physiothérapeute évaluera votre santé, votre condition physique ainsi que votre habileté à réaliser diverses activités fonctionnelles via des questionnaires et différents tests standardisés. Ces tests évalueront vos mouvements au niveau des jambes, votre sensibilité, votre équilibre ainsi que votre capacité à réaliser quelques épreuves fonctionnelles. De plus, votre capacité à réduire l'asymétrie de votre patron de marche de façon volontaire sera évaluée par une simple méthode de calcul utilisant l'empreinte du pas sur le sol. Il est possible que suite aux résultats de l'évaluation clinique, nous constatons que vous ne répondez pas totalement au type de participants que nous recherchons pour cette étude. S'il en est ainsi, votre participation s'arrêtera après cette première séance et on vous remettra une indemnité compensatoire couvrant vos frais de transport et de stationnement pour cette visite.

Si vous répondez au type de participants recherchés pour l'étude, vous serez invité(e) à réaliser différents types d'effort avec vos jambes. Ces tests serviront à évaluer votre force musculaire avec un appareil appelé dynamomètre. Il s'agit d'un appareil qui permet de mesurer précisément la force maximale lors de poussées avec différentes parties de vos jambes contre l'appareil. Pour cette évaluation de la force, vous serez assis ou couché et des courroies vous stabiliseront et empêcheront les mouvements de certaines parties de votre corps (voir photo 1). Au total, vous aurez à réaliser environ 76 contractions d'une durée d'environ 5 secondes chacune avec différents muscles de vos jambes avec des repos fréquents.

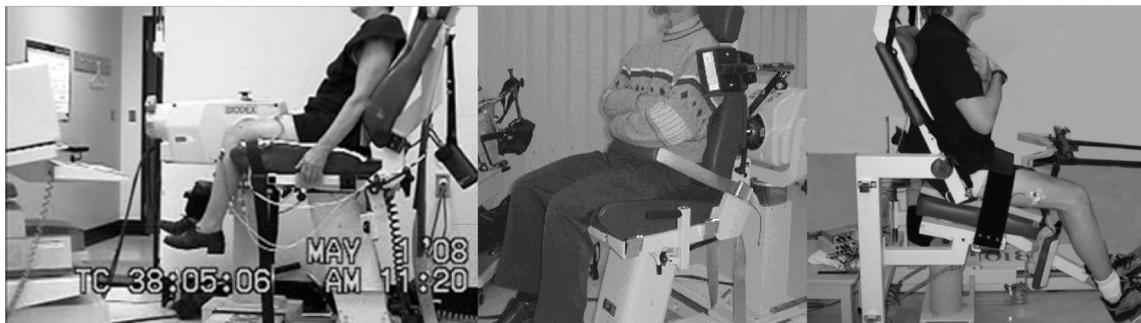


Photo 1. Dynamomètre Biodex et courroies de stabilisation

Finalement, une séance de familiarisation sur le tapis roulant à double courroie sera effectuée avec le port d'un masque nommé Cosmed qui sert à mesurer votre consommation d'oxygène (voir photo 2). Cette familiarisation vous permettra d'expérimenter les différentes conditions de marche utilisées lors de la 2<sup>e</sup> visite sur le tapis roulant à double courroie (voir photo 3). Comme son nom l'indique, ce tapis roulant possède deux courroies distinctes qui peuvent se déplacer à des vitesses différentes. Ainsi, il permet de faire varier la vitesse de déplacement d'une jambe

différemment par rapport à l'autre. Le tapis roulant possède des barres d'appui des deux côtés et également une barre d'appui à l'avant. Ainsi, malgré qu'il vous soit demandé de marcher sur le tapis roulant sans prendre appui avec vos mains, vous pourrez vous stabiliser sur ses barres en cas de déséquilibre. De plus, vous serez encadré en tout temps de deux personnes qui assureront votre sécurité.



Photo 2. Système d'acquisition des paramètres cardio-respiratoires (COSMED)



Photo 3. Tapis roulant à double courroie

Lors de la **deuxième séance**, qui durera également trois (3) heures, vous aurez à effectuer plusieurs conditions de marche différentes sur le tapis roulant à double

courroie. Ainsi, il y aura des conditions où les courroies se déplaceront à la même vitesse et une condition où elles se déplaceront à des vitesses différentes. On vous demandera également de tenter de marcher de façon plus symétrique. Pour ce faire, vous recevrez la consigne de "marchez avec une longueur de pas la plus symétrique possible" et un physiothérapeute donnera des consignes spécifiques telles que "placez le pied gauche/droit plus loin" pour essayer d'obtenir la symétrie la meilleure possible. De plus, il vous sera demandé de marcher lors d'une période prolongée afin d'évaluer les changements dans votre performance motrice lorsque vos muscles sont fatigués. Lors de ces conditions, l'activité de vos muscles sera enregistrée avec des électrodes que nous collerons sur les muscles de vos jambes. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez sous les pieds à l'aide de plates-formes de forces qui sont situées sous le tapis roulant. Des marqueurs seront collés sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc), pour permettre l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de deux caméras vidéo afin de nous fournir une image de la manière dont vous exécutez les tâches. Lors de certaines de ces tâches, nous vous demanderons de cocher l'effort, la stabilité et le niveau d'effort musculaire que vous percevez lorsque vous exécutez les diverses tâches locomotrices. Des périodes de repos (2 périodes de repos de 20 minutes) vous seront accordés entre les différentes conditions. Des repos additionnels s'ajouteront au besoin, selon votre endurance physique.

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

En tant que participant, vous ne retirerez aucun avantage de votre implication au projet de recherche. Par ailleurs, votre participation aura contribué à l'avancement de la recherche dans le domaine de la réadaptation des personnes avec un AVC.

## **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, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes. Si tel est le cas, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous devrez aviser un des responsables du projet et consulter un médecin. De plus, le risque de pertes d'équilibre lors de la marche ne peut être complètement éliminé. Cependant, lors des moments les plus instables (lorsqu'il y a changement des vitesses des courroies), vous aurez l'autorisation de vous tenir sur les barres d'appui puisqu'aucun n'enregistrement n'est effectué durant cette période. De plus, deux personnes seront à vos côtés afin d'assurer votre sécurité. Le tapis roulant, étant composé de barres d'appui des deux côtés et en avant de vous, vous permettra de vous stabiliser à tout moment lors des différentes conditions de marche au cas où vous auriez une période de déséquilibre.

Il est également entendu que votre participation à cette étude ne nuira d'aucune manière à tout traitement médical ou de réadaptation auquel vous êtes soumis ou

pourriez éventuellement être soumis à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal ou à l'Hôpital de réadaptation Villa Medica.

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

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue, mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, les déplacements occasionnés pour la séance d'évaluation peuvent constituer un inconfort pour certaines personnes.

La pose d'électrodes pour enregistrer l'activité musculaire peut nécessiter le rasage des poils sur les surfaces de la peau où elles seront placées. A ce titre, les règles d'hygiène les plus strictes (rasoirs et collerettes à usage unique, nettoyage de la peau avec de l'alcool) seront mises en place.

## **ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL**

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

## **AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS**

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

## **CONFIDENTIALITÉ**

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

## **INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET**

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toutes les questions que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toutes informations ou questions, vous pourrez communiquer avec

██████████ Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet, au numéro de téléphone ██████████.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec ██████████ coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au ██████████ ou par courriel à l'adresse : ██████████

## **PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION**

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal ou à l'Hôpital de réadaptation Villa Medica. En cas de retrait de votre part, les documents audiovisuels et écrits vous concernant seront détruits.

## **CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :**

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

## **INDEMNITÉ COMPENSATOIRE**

Une somme de 50\$ vous sera remise à chacune des visites (1<sup>er</sup> et 2<sup>e</sup>) afin de compenser pour les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche.

## **CONSENTEMENT**

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

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

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

- non
- oui (pour une durée d'un an) \*
- oui (pour une durée de deux ans) \*
- oui (pour une durée de cinq ans) \*

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

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

oui  non

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

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

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

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_, 20\_\_\_\_\_.

### **ENGAGEMENT DU CHERCHEUR**

Je, soussigné(e), \_\_\_\_\_,  
certifie

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

\_\_\_\_\_  
Signature du responsable du projet  
ou de son représentant

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_ 20\_\_.

**Annexe III : Formulaire de consentement pour les  
participants sains**



INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Gingras-Lindsay-de-Montréal



Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

**TITRE DU PROJET :**

Comparaison de la marche asymétrique et symétrique chez les personnes hémiparétiques chroniques

**RESPONSABLE :**

Sylvie Nadeau, pht, Ph.D Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras Lindsay de Montréal (IRGLM), Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Professeure titulaire à l'Université de Montréal, École de réadaptation. Chercheure responsable du projet.

**CO-CHERCHEURS:**

Cyril Duclos, Ph.D. Chercheur, CRIR, IRGLM

Séléna Lauzière, pht, M.Sc. Candidate au doctorat, CRIR, IRGLM

Carole Miéville, M.Sc. Candidate au doctorat, CRIR, IRGLM

Rachid Aissaoui, Ing, Ph.D. Chercheur associé au CRIR, site IRGLM et École de technologie supérieure

## **PRÉAMBULE**

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique différentes évaluations se déroulant au laboratoire de pathokinésiologie au 4<sup>e</sup> étage de l'IRGLM. Ces évaluations visent à étudier l'effet de la marche symétrique sur la stabilité, le coût énergétique et les niveaux d'effort musculaire produits aux membres inférieurs.

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

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

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

## **DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS**

Des problèmes locomoteurs sont fréquemment rencontrés chez les personnes ayant une hémiparésie suite à un accident vasculaire cérébral (AVC). Le plus souvent, leur performance est caractérisée par une diminution de la vitesse de marche et par une asymétrie des mouvements entre les deux jambes. Cependant, sur demande, ces personnes peuvent habituellement effectuer la tâche à une vitesse plus élevée et de façon plus symétrique que ce qu'elles font de façon naturelle. La question qui nous intéresse ici est de comprendre pourquoi les personnes hémiparétiques utilisent une stratégie asymétrique alors qu'elles ont les capacités de marcher plus symétriquement. Les résultats de nos travaux antérieurs suggèrent que la perception de l'effort produit afin de réussir la tâche pourrait expliquer la stratégie de mouvements choisie. L'objectif du présent projet est de déterminer les effets réels et perçus d'une marche symétrique sur la stabilité posturale, le coût énergétique et les niveaux d'effort musculaire afin de déterminer si ces facteurs sont explicatifs de la performance motrice mesurée en laboratoire et en clinique chez les individus hémiparétiques. Un objectif secondaire est d'évaluer l'effet de la marche prolongée sur la symétrie du patron de marche, la stabilité, l'effort global et les niveaux d'effort musculaire.

Pour répondre à ces objectifs, 20 participants avec une hémiparésie chronique consécutive à un AVC unilatéral seront recrutés dans deux établissements de réadaptation : l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) et l'Hôpital de réadaptation Villa Medica. De plus, 10 participants sains, dont vous faites partie, seront recrutés afin d'avoir des données comparatives.

## **NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION**

Cette étude comporte deux séances d'évaluation pour les personnes hémiparétiques, mais seulement une pour les personnes saines (durée d'environ 4 heures). Cette séance se déroulera au laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse de tâches fonctionnelles du site IRGLM.

Au début de la séance, un(e) physiothérapeute évaluera votre santé, votre condition physique ainsi que votre habileté à réaliser quelques activités fonctionnelles via des tests standardisés. Vous serez invité(e) à réaliser différents types d'effort avec vos jambes. Ces tests serviront à évaluer votre force musculaire avec un appareil appelé dynamomètre. Il s'agit d'un appareil qui permet de mesurer précisément la force maximale lors de poussées avec différentes parties de vos jambes contre l'appareil. Pour cette évaluation de la force, vous serez assis ou couché et des courroies vous stabiliseront et empêcheront les mouvements de certaines parties de votre corps (voir photo 1). Au total, vous aurez à réaliser environ 76 contractions d'une durée d'environ 5 secondes chacune avec différents muscles de vos jambes avec des repos fréquents.

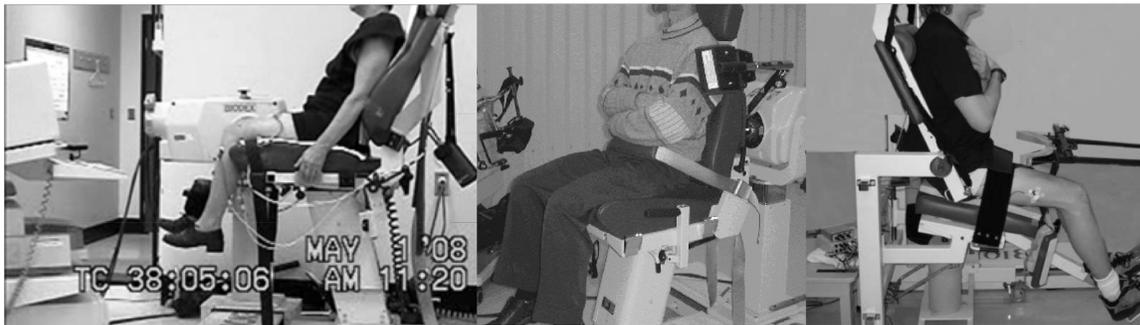


Photo 1. Dynamomètre Biodex et courroies de stabilisation

Finalement, une séance de familiarisation sur le tapis roulant à double courroie sera effectuée avec le port d'un masque nommé Cosmed qui sert à mesurer votre consommation d'oxygène (voir photo 2). Cette familiarisation vous permettra d'expérimenter les différentes conditions de marche utilisées lors de la 2<sup>e</sup> visite sur le tapis roulant à double courroie (voir photo 3). Comme son nom l'indique, ce tapis roulant possède deux courroies distinctes qui peuvent se déplacer à des vitesses différentes. Ainsi, il permet de faire varier la vitesse de déplacement d'une jambe différemment par rapport à l'autre. Le tapis roulant possède des barres d'appui des deux côtés et également une barre d'appui à l'avant. Ainsi, malgré qu'il vous soit demandé de marcher sur le tapis roulant sans prendre appui avec vos mains, vous pourrez vous stabiliser sur ses barres en cas de déséquilibre. De plus, vous serez encadré en tout temps de deux personnes qui assureront votre sécurité.

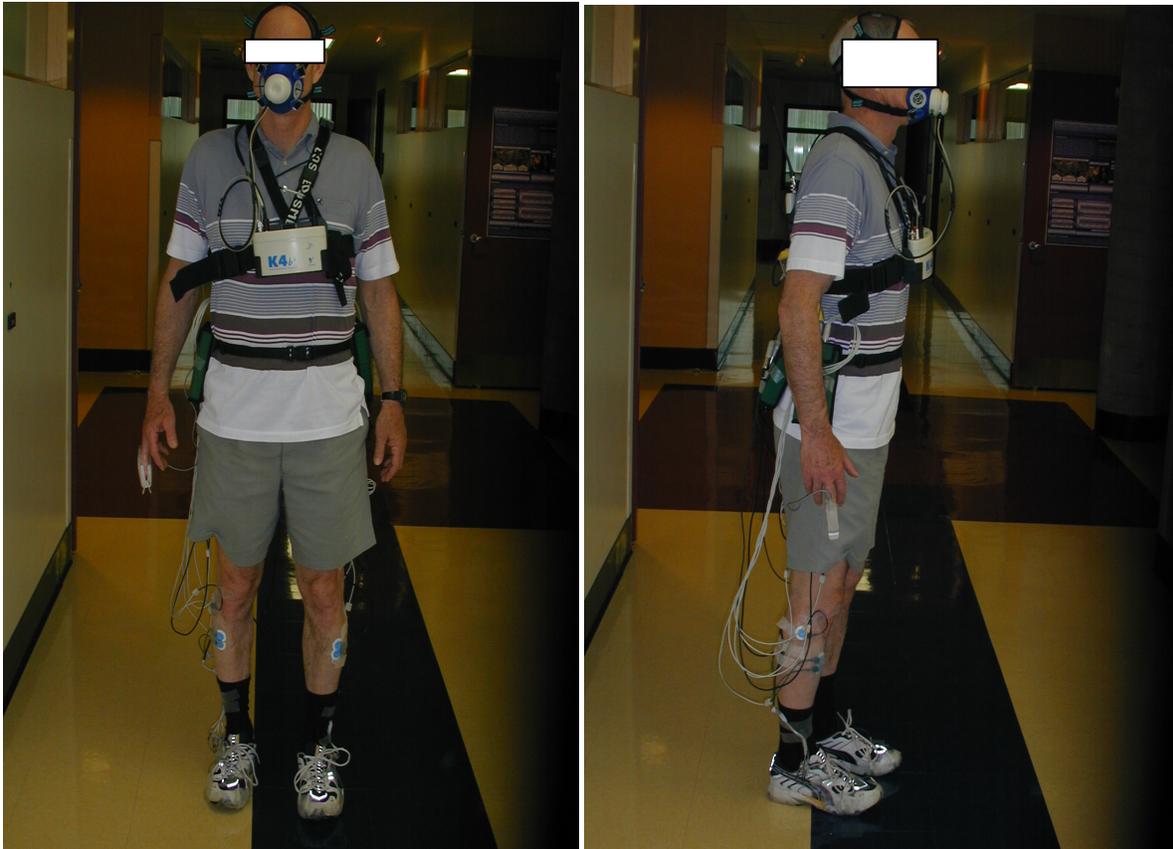


Photo 2. Système d'acquisition des paramètres cardio-respiratoires (COSMED)



Photo 3. Tapis roulant à double courroie

Par la suite, vous aurez à effectuer plusieurs conditions de marche différentes sur le tapis roulant à double courroie. Ainsi, il y aura des conditions où les courroies se

déplaceront à la même vitesse et une condition où elles se déplaceront à des vitesses différentes. Dans cette condition, votre marche deviendra asymétrique avec une jambe se déplaçant plus vite que l'autre. De plus, il vous sera demandé de marcher lors d'une période prolongée afin d'évaluer les changements dans votre performance motrice lorsque vos muscles sont fatigués. Lors de ces conditions, l'activité de vos muscles sera enregistrée avec des électrodes que nous collerons sur les muscles de vos jambes. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez sous les pieds à l'aide de plates-formes de forces qui sont situées sous le tapis roulant. Des marqueurs seront collés sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc), pour permettre l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de deux caméras vidéo afin de nous fournir une image de la manière dont vous exécutez les tâches. Lors de certaines de ces tâches, nous vous demanderons de cocher l'effort, la stabilité et le niveau d'effort musculaire que vous percevez lorsque vous exécutez les diverses tâches locomotrices. Des périodes de repos (2 périodes de repos de 20 minutes) vous seront accordés entre les différentes conditions si nécessaire. Des repos additionnels s'ajouteront au besoin, selon votre endurance physique.

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

En tant que participant, vous ne retirerez aucun avantage de votre implication au projet de recherche. Par ailleurs, votre participation aura contribué à l'avancement de la recherche dans le domaine de la réadaptation des personnes avec un AVC.

#### **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, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes. Si tel est le cas, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous devrez aviser un des responsables du projet et consulter un médecin. De plus, le risque de pertes d'équilibre lors de la marche ne peut être complètement éliminé. Cependant, lors des moments les plus instables (lorsqu'il y a changement des vitesses des courroies), vous aurez l'autorisation de vous tenir sur les barres d'appui puisqu'aucun n'enregistrement n'est effectué durant cette période. De plus, deux personnes seront à vos côtés afin d'assurer votre sécurité. Le tapis roulant, étant composé de barres d'appui des deux côtés et en avant de vous, vous permettra de vous stabiliser à tout moment lors des différentes conditions de marche au cas où vous auriez un déséquilibre.

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

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue, mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, les

déplacements occasionnés pour la séance d'évaluation peuvent constituer un inconvénient pour certaines personnes.

La pose d'électrodes pour enregistrer l'activité musculaire peut nécessiter le rasage des poils sur les surfaces de la peau où elles seront placées. A ce titre, les règles d'hygiène les plus strictes (rasoirs et collerettes à usage unique, nettoyage de la peau avec de l'alcool) seront mises en place.

## **AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS**

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

## **CONFIDENTIALITÉ**

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

## **INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET**

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

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec [REDACTED] coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au [REDACTED] [REDACTED] ou par courriel à l'adresse : [REDACTED]

## **PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION**

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice. En cas de retrait de votre part, les documents audiovisuels et écrits vous concernant seront détruits.

## CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

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

## INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Une somme de 50\$ vous sera remise suite à votre visite afin de compenser pour les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche.

## CONSENTEMENT

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

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

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

- non
- oui (pour une durée d'un an) \*
- oui (pour une durée de deux ans) \*
- oui (pour une durée de cinq ans) \*

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

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

oui  non

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

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

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

Fait à \_\_\_\_\_,

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

### **ENGAGEMENT DU CHERCHEUR**

Je, soussigné(e), \_\_\_\_\_,  
certifie

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

\_\_\_\_\_  
Signature du responsable du projet  
ou de son représentant

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_ 20\_\_.

## **Annexe IV : Abrégés des communications publiés**

**ABRÉGÉ #1**

ISPGR and Gait & Mental Function 1<sup>st</sup> Joint World Congress (2012)

Norvège, 24-28 juin 2012 (# P1-F-139)

Publié dans le recueil d'abrégés du ISPGR and Gait & Mental Function 1<sup>st</sup> Joint World  
Congress

Présentation affichée

## **Aftereffects following normal and slow walking on a split-belt treadmill with asymmetrical belt speeds in healthy individuals**

*Carole Miéville, Mélanie Gagnon-Bourbonnais, Séléna Lauzière, Cyril Duclos, Sylvie Nadeau*

**BACKGROUND and AIM:** Post-stroke individuals have locomotor deficits that greatly affect their independence. In comparison to healthy individuals with similar physical characteristics, post-stroke individuals walk at a slower speed and have an asymmetrical gait pattern. Walking on a split-belt treadmill with different lower limb gait speeds has been demonstrated to induce aftereffects, characterized by more symmetrical time-distance parameters in hemiparetic individuals. However, no study has analyzed the effects of walking asymmetrically on a split-belt treadmill on ground reaction force (GRF) components in healthy or hemiparetic individuals. The aim of this study was to examine the effects of gait perturbation on GRF, stance and double-support times in healthy participants using asymmetrical belt speeds while walking on a split-belt treadmill. **METHODS:** Twelve healthy individuals,  $25.4 \pm 5.6$  years old, were recruited. Participants were first asked to walk on a treadmill at their natural speed with the belts running at the same speed (3 minutes). Then, the perturbation period was introduced with the speed of one belt increased by 50% (ratio of 1:1.5) for 6 minutes. The belts were then stopped and restarted to run at the initial speed (natural condition) for 3 minutes. Stance and double-support times as well as peak values of the vertical (P1 and P3) and anteroposterior (P1 and P2) GRFs were extracted from the force plates of the instrumented split-belt treadmill. The sequence was repeated at a 30% slower speed than normal with a ratio of 1:2. The first 20 gait cycles (immediate aftereffects) were divided into 4 periods (average of 5 cycles), expressed in terms of asymmetry (between side differences/mean of both sides) and then compared to the normal walking condition and over time. Paired Student t-tests and ANOVAs were used to compare peak values of GRF, stance and double-support times between speeds and over time ( $p < 0.05$ ). **RESULTS:** Overall, the perturbation increased asymmetry in all participants at both speeds. However, the aftereffects were greater at a normal speed than at a slow speed for the vertical GRF component. A significant aftereffect was observed for the double-support time, whereas no effect was noted for the stance time parameter. The peak values of the anteroposterior GRF behaved differently: the braking forces (P1) increased under the slower lower limb, whereas the propulsion forces (P2) increased under the faster lower limb. For these parameters, the aftereffects lasted more than 20 cycles ( $p < 0.05$ ). **CONCLUSIONS:** Walking on a split-belt treadmill with different belt speeds induces a reorganization of the inter-limb coordination to maintain a stable gait pattern as revealed by modifications of the GRFs and stance time parameters. Furthermore, healthy and post-stroke individuals are currently being evaluated using a biomechanical approach to better document the aftereffects of walking asymmetrically on a split-belt treadmill.

This project is being funded by the OPPQ/REPAR partnership. Séléna Lauzière and Carole Miéville are supported by PhD scholarship from IRSC, Vanier and ÉRRSM, respectively. Dr. Sylvie Nadeau is a senior scientist supported by the FRQ-S.

**ABRÉGÉ #2**

Canadian Physiotherapy Association's annual Congress (2013)

Montréal, 23-26 mai (#S-22)

Publié dans le recueil d'abrégé du congrès annuel de l'Association Canadienne de  
Physiothérapie

Présentation affichée

**Title:** Asymmetry of center of pressure excursions at natural and fast gait in individuals with chronic stroke.

**Authors:** 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))

**Purpose/Rationale:** To compare mediolateral and anteroposterior center of pressure (CoP) excursions between each foot at natural and fast gait speeds in chronic stroke individuals.

**Relevance:** The increased balance requirements of a higher gait speed could explain why hemiparetic individuals do not walk faster in everyday life despite their ability to do so. This study is the first step towards characterizing dynamic balance during gait in this population with a high risk of falls. CoP excursion is an important balance parameter during gait.

**Materials and Methods:** Thirteen hemiparetic individuals ( $53.2 \pm 11.7$  years) with moderate motor and balance impairments were recruited. Participants walked at natural and fast gait speeds. The CoP position under each foot was measured using force plates and infrared markers.

**Analysis:** Parametric statistics were used to compare the two-plane CoP excursions between each foot and at each speed.

**Results:** Mean absolute differences of 3.1 cm ( $\pm 0.6$ ) were observed in the CoP excursion in both the mediolateral and anteroposterior plane with the excursion being larger, equal or shorter on the non-paretic foot. No gait speed effect was observed at the group level. The normalized excursions differed between the mediolateral and anteroposterior plane for both speeds, revealing greater asymmetry between each side in the mediolateral plane.

**Conclusion:** CoP displacements in stroke individuals are not similarly affected during gait. Moreover, very large differences in the mediolateral plane are observed when compared with total plane excursion. Further analysis is needed on gait balance relationships and comparisons with control subjects to better understand the risks of falls in stroke individuals.

**Acknowledgements:** SMRRT and FRQS for financial support.

**Keywords:** Center of pressure, stroke, gait, balance

**ABRÉGÉ #3**

20e Congrès SOFPEL (2013)

Suisse, 29-30 novembre 2013

Publié dans Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology (Janvier 2014)

Présentation orale

## **Équilibre dynamique lors de la marche sur tapis roulant avec une masse à la cheville chez les personnes hémiparétiques**

Carole Miéville<sup>1,2,3</sup>, Sélène Lauzière<sup>1,2</sup>, Martina Betschart<sup>1,2,3</sup>, Cyril Duclos<sup>1,2,3</sup>,  
Sylvie Nadeau<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de pathokinésiologie, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Montréal, Canada

<sup>2</sup>École de réadaptation, Université de Montréal, Montréal, Canada

<sup>3</sup>Équipe multidisciplinaire de recherche en réadaptation sensorimotrice (ÉRRSM) (IRSC), Montréal, Canada

Mots clés : Marche, équilibre, AVC, résistance, réadaptation

Introduction : Suite à un accident vasculaire cérébral, les personnes hémiparétiques ont une altération de leur patron de marche et des déficits d'équilibre. En réadaptation, l'ajout de masses sur les segments est une approche utilisée pour améliorer le patron de marche. Toutefois, ses effets sur l'équilibre dynamique ne sont pas connus. L'objectif de l'étude est donc de déterminer les effets d'une masse aux chevilles sur l'équilibre dynamique des personnes hémiparétiques lors de la marche. Méthodologie : Dix personnes hémiparétiques ont été évaluées dans 3 conditions de marche à vitesse confortable : 1) sans masse, 2) avec une masse, équivalente à 3 % de leur masse totale, à la cheville non parétique et 3) avec une masse à la cheville parétique. L'équilibre à la marche a été quantifié avec un modèle biomécanique mesurant deux forces théoriques : la première représente la composante posturale et la seconde la composante dynamique de l'équilibre. Un système d'analyse 3D du mouvement et un tapis roulant instrumenté ont permis de quantifier les deux composantes du modèle. Des analyses multivariées (ANOVAs) ont été utilisées pour comparer les sujets et les conditions de marche. Résultats : L'ajout d'une masse à la cheville, indépendamment du côté où elle était placée, a amélioré de 5,6 % la composante posturale de l'équilibre à la marche des participants, mais n'a pas affecté sa composante dynamique. Conclusion : L'ajout d'une masse à la cheville semble améliorer l'équilibre dynamique postural des personnes hémiparétiques lors la marche. D'autres évaluations et analyses sont nécessaires pour confirmer et interpréter ces résultats.

**ABRÉGÉ #4**

36e Symposium international GRSNC-ERRSM (2014)

Canada, 12-13 mai 2014 (# 3)

Publié dans le recueil d'abrégés du 36e Symposium international GRSNC-ERRSM

Présentation affichée

## **Balance in individuals with chronic stroke improves with gait symmetry following split-belt treadmill walking only with paretic leg on faster belt**

*Carole Miéville, Sélène Lauzière, Martina Betschart, Sylvie Nadeau, Cyril Duclos.*

Despite their ability to walk symmetrically on request, individuals with post-stroke hemiparesis walk spontaneously with an asymmetrical pattern. Is balance more difficult to maintain when walking more symmetrically? The purpose of our study was to attempt to answer this question by determining how postural and dynamic postural balance is affected when the gait pattern of individuals post stroke is more symmetrical. Twenty individuals with hemiparesis due to stroke (49.4 (SD: 13.2) years) with mild to severe motor or balance impairments (overground self-selected speed: 0.51-1.40 m/s; Chedoke McMaster Stroke Assessment (/7), foot: 1-7, leg: 3-7; Berg Balance Scale (/56): 44-56) were recruited. A split-belt treadmill protocol was used to modify asymmetry of spatio-temporal (ST) gait parameters by walking with the non-paretic leg, and then the paretic leg, on the faster belt for 6 minutes. Kinematic and kinetic data were collected using a 3D whole-body motion analysis system and an instrumented split-belt treadmill. These data were used to calculate symmetry ratios of ST parameters and to quantify difficulty in maintaining balance by using concepts of destabilizing (postural component) and stabilizing (dynamic component) forces. Symmetry ratios during ‘tied-belt’ periods, at baseline and during the post-adaptation period (i.e., before and after the ‘split-belt’ period) were compared to determine the reduction in gait pattern asymmetry. Repeated measures ANOVA, paired t-tests and Cohen's  $d$  (effect size, ES) were used to compare the ‘tied-belt’ periods. Fourteen out of 20 participants reduced their gait asymmetry with respect to one participant-specific ST parameter after the non-paretic leg was on the faster belt, and showed increased difficulty in maintaining postural ( $p < 0.05$ ,  $d = 0.32$ ) and dynamic ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.41$ ) balance. After the paretic leg was on the faster belt, 13/20 participants also reduced their gait asymmetry. However, the difficulty in maintaining postural balance was reduced ( $p < 0.05$ ,  $d = 0.34$ ) while it was unchanged for dynamic balance ( $p = 0.353$ ,  $d = 0.08$ ). To conclude, reduction of gait pattern asymmetry using a split-belt treadmill affects balance differently depending on the limb placed on the faster belt. This finding could be explained by the leg and the strategy used to improve the symmetry.

**ABRÉGÉ #5**

ISPGR World Congress (2014)

Canada, 29 juin — 3 juillet 2014 (# P2-L-60)

Publié dans le recueil d'abrégés du ISPGR World Congress

Présentation affichée

## **Dynamic balance while walking on a treadmill with a load on the ankle in hemiparetic individuals**

Carole Miéville<sup>1,2,3</sup>, Sélène Lauzière<sup>1,2</sup>, Martina Betschart<sup>1,2,3</sup>, Sylvie Nadeau<sup>1,2,3</sup>, Cyril Duclos<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Pathokinesiology Laboratory, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Montreal, Canada

<sup>2</sup>School of Rehabilitation, University of Montreal, Montreal, Canada

<sup>3</sup>SensoriMotor Rehabilitation Research Team (SMRRT) (CIHR), Montreal, Canada

Key words: Gait, balance, stroke, load, rehabilitation.

**BACKGROUND AND AIM:** Gait pattern and balance ability of hemiparetic individuals are altered following a stroke. In neurorehabilitation, adding a load to a body segment is an approach that could improve the gait pattern. However, its effects on balance during gait are unknown. The aim of this study was to determine the effects of a load on the ankle on dynamic balance during walking in hemiparetic individuals. **METHODS:** Eighteen hemiparetic individuals (6/18 women, 48.9 (SD: 12.7) years and 6/18 left stroke) with moderate to severe motor and balance impairments (overground self-selected speed: 0.51-1.40m/s; Chedoke McMaster Stroke Assessment foot/leg (/7): 1-7/3-7; Berg Balance Scale (/56): 49-56) were recruited. Participants were evaluated under three walking conditions at a self-selected speed: 1) without a load; 2) with a load on the non-paretic ankle; and 3) with a load on the paretic ankle. The load was equivalent to 3% of the participant's body weight. Difficulty in maintaining postural and dynamic balance during walking was quantified from kinematic and kinetic data extracted from a 3D whole-body motion analysis system and an instrumented treadmill and by using the concepts of destabilizing (postural component) and stabilizing (dynamic component) forces. Analyses of variance (repeated measures ANOVA) and paired t-tests were used to compare participants and walking conditions. **RESULTS:** Difficulty in maintaining postural balance during walking decreased by 5.8% with the addition of a load on the ankle, regardless of the side to which the load was applied but dynamic balance difficulty remained unchanged. This was associated with an increase in vertical ground reaction forces, with no change in position and velocity of the centre of mass or position of the centre of pressure. Moreover, the percentage of support on the paretic side increased and the single support time became less asymmetrical with the load on the non-paretic ankle ( $p < 0.001$ ). **CONCLUSIONS:** The addition of a load on the non-paretic ankle seems to improve postural balance and symmetry during gait in hemiparetic individuals, without affecting dynamic balance difficulty. Balance results need to be confirmed by analyzing trunk kinematics and other gait parameters. Analyzing ankle loading during overground locomotion and in healthy age-matched individuals will help clinicians understand the rehabilitation potential of this intervention for hemiparetic individuals.

This project is being funded by the OPPQ/REPAR partnership. Sélène Lauzière, Carole Miéville and Martina Betschart are supported by Ph.D. scholarship from CIHR-Vanier, FRQ-S and SMRRT (CIHR), respectively.

