

Université de Montréal

**Asymétries locomotrices réelles et perçues lors de  
différentes conditions de marche sur tapis roulant chez les  
personnes saines et hémiparétiques**

par

Séléna Lauzière

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

23 octobre 2014

© Séléna Lauzière, 2014

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

Asymétries locomotrices réelles et perçues lors de différentes conditions de marche sur tapis  
roulant chez les personnes saines et hémiparétiques

présentée par :  
Séléna Lauzière

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dre Johanne Higgins

---

Président rapporteur

Dre Sylvie Nadeau

---

Directeur de recherche

Dr Rachid Aissaoui

---

Codirecteur de recherche

Dre Dorothy Barthélemy

---

Membre interne du jury

Dr Dominic Pérennou

---

Examineur externe

Dr Numa Dancause

---

Représentant du doyen de la FES

## Résumé

L'asymétrie locomotrice chez les personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC) est fréquemment observée en clinique. Les causes sous-jacentes à cette asymétrie et sa persistance malgré les interventions sont source de nombreuses interrogations. Ce projet avait donc pour objectif de développer de nouvelles connaissances sur les facteurs pouvant expliquer l'asymétrie locomotrice après un AVC. Les objectifs principaux étaient de 1) quantifier les moments et les niveaux d'effort musculaire des membres inférieurs lors de différentes conditions de marche sur le tapis roulant à double courroie (DC) afin de déterminer si ceux-ci sont explicatifs de l'asymétrie locomotrice, et de 2) quantifier la capacité de perception de l'asymétrie locomotrice des personnes saines et hémiparétiques. L'hypothèse générale était que l'asymétrie locomotrice est une stratégie utilisée par les personnes hémiparétiques pour symétriser ou limiter les niveaux d'effort musculaire, tels qu'évalués par le taux d'utilisation musculaire mécanique (TUM). Les résultats ont été présentés dans quatre articles (#2 à #5). La première étude a quantifié l'effet d'un protocole sur tapis roulant à DC visant à modifier l'asymétrie spatio-temporelle sur les moments musculaires aux membres inférieurs des personnes saines et hémiparétiques. Globalement, les résultats ont démontré que placer le membre inférieur parétique sur la courroie lente augmentait le moment fléchisseur plantaire (FP) parétique en post-adaptation et que cette augmentation était corrélée avec l'augmentation de la longueur de pas controlatérale. La deuxième étude a démontré que les personnes présentant de hauts niveaux d'effort dans les FP parétiques avaient une asymétrie des efforts dans leurs FP et extenseurs de hanche (EH) alors que le groupe avec de bas niveaux d'effort dans les FP avait des efforts symétriques. De plus, les deux groupes présentaient des moments FP asymétriques, mais cette asymétrie était reliée à l'asymétrie de forces résiduelles seulement chez ceux présentant de hauts niveaux d'effort. Cela suggère que la faiblesse musculaire joue un rôle important dans la réduction du moment FP parétique chez ceux avec de hauts niveaux d'effort alors que d'autres facteurs doivent être considérés pour expliquer l'asymétrie des moments à la marche des personnes avec de bas niveaux d'effort. La troisième étude a démontré que la symétrisation du patron de marche (temporelle ou spatiale) amenait des efforts musculaires élevés dans les FP parétiques, atteignant des niveaux moyens supérieurs à 85 %. La quatrième étude a évalué la capacité de perception de l'asymétrie

locomotrice des personnes saines avec un protocole sur tapis roulant à DC et a démontré qu'elles percevaient leur patron de marche comme asymétrique lorsque leur ratio d'asymétrie temporelle atteignait le seuil de 1,05, avec une variabilité intra-individu faible, suggérant une bonne capacité de ces personnes à détecter l'asymétrie. Les résultats supplémentaires de cette thèse ont démontré que les personnes hémiparétiques percevaient mieux l'asymétrie temporelle que spatiale. En somme, ces résultats suggèrent que la force musculaire et les efforts musculaires des FP parétiques sont à considérer comme des facteurs explicatifs de l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques. D'autres études sont nécessaires pour statuer sur les capacités de perception de l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques.

**Mots-clés** : Asymétrie locomotrice, Effort musculaire, Perception, Hémiparésie, Biomécanique, Réadaptation



## **Abstract**

Locomotor asymmetry is frequently observed in individuals following a stroke despite their capacity to perform more symmetrically on demand or after some interventions. Therefore, the underlying causes of such asymmetry and its persistence despite interventions are sources of many questions. This project aims to improve knowledge about the factors that could explain locomotor asymmetry following a stroke. The main objectives were 1) to quantify net joint moments and muscular levels of effort in the lower limbs during different walking conditions on a split-belt treadmill with the aim of determining if these factors could be among those explaining locomotor asymmetry; and 2) to quantify the capacity to perceive locomotor asymmetry in healthy individuals and those post-stroke. The general hypothesis was that locomotor asymmetry is a strategy used by individuals post-stroke to perform with symmetrical levels of muscular effort or to avoid overly high levels of muscular effort, as assessed by the muscular utilization ratio (MUR). The results were presented in four articles (#2 to #5). The first study quantified the effect of split-belt treadmill walking in net joint moments of the lower limbs in healthy individuals and those post-stroke. Overall, the results showed that placing the paretic limb on the slow belt increased the plantarflexion moment in post-adaptation and that such increase was correlated with the increase in contralateral step length. The second study showed that individuals with high levels of effort in the paretic plantarflexors (PF) were asymmetrical in their efforts between sides for PF and hip extensors, whereas the group with low levels of effort in the paretic PF had symmetrical levels of effort in all muscle groups. In addition, both groups showed asymmetrical plantarflexion moments, but only in the group with high levels of effort was this asymmetry related to the asymmetry of residual forces. This suggests that muscle weakness plays an important role in reducing the paretic PF moment for individuals with high levels of effort in PF while other factors must be considered to explain the joint moment asymmetry in individuals with low levels of effort in PF. The third study showed that a more symmetrical gait pattern (temporal or spatial) following walking on the split-belt treadmill required high levels of effort (over 85%) in paretic PF. The fourth study evaluated the ability to perceive locomotor asymmetry in healthy individuals with a protocol on a split-belt treadmill. The gait pattern was perceived as asymmetrical when the temporal asymmetry ratio reached the threshold of 1.05. The low intra-

individual variability suggested healthy individuals had a good ability to detect asymmetry. Supplementary results of this thesis showed that individuals post stroke perceived temporal asymmetry better than spatial asymmetry. Overall, these results suggest that muscle strength and muscular level of effort in paretic PF need to be considered as potential factors explaining locomotor asymmetry in individuals post stroke. Further studies are needed to determine the perceptual abilities of locomotor asymmetry in individuals post-stroke.

**Keywords:** Locomotor asymmetry, Muscular effort, Perception, Stroke, Biomechanics, Rehabilitation

# Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract.....	v
Liste des tableaux.....	xvi
Liste des figures.....	xvii
Liste des équations.....	xxiii
Liste des abréviations.....	xxiv
Dédicace.....	xxvi
Remerciements.....	xxvii
Chapitre 1. Introduction.....	1
1.1. Structure de la thèse.....	4
Chapitre 2. Recension des écrits.....	5
2.1. Définition et tableau clinique de l'AVC.....	5
2.1.1. La faiblesse musculaire chez les personnes hémiparétiques.....	6
2.1.1.1 Les mécanismes responsables de la faiblesse musculaire à la suite d'un AVC ..	7
2.1.1.2. La distribution de la faiblesse musculaire à la suite d'un AVC.....	9
2.1.1.3. Les facteurs influençant l'asymétrie de force musculaire à la suite d'un AVC..	9
2.2. La marche chez les personnes saines.....	12
2.2.1. Définition.....	12
2.2.2. Les paramètres spatio-temporels.....	14
2.2.2.1. La vitesse de marche.....	14
2.2.2.2. Les évènements et paramètres temporels du cycle de marche.....	15
2.2.2.3. Les paramètres spatiaux.....	15
2.2.3. Les paramètres cinétiques.....	16
2.2.3.1. Les moments nets et les puissances nettes.....	16
2.2.3.2. Les niveaux d'effort musculaire.....	18
2.2.4. L'asymétrie locomotrice chez les personnes saines.....	19
2.2.5. La marche sur tapis roulant.....	20
2.3. La marche chez les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC.....	22
2.3.1. Les moments et les puissances.....	24

2.3.2. Les niveaux d'effort musculaire .....	24
2.3.3. Article #1: Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke .....	27
2.3.3.1. Abstract .....	28
2.3.3.2. Introduction.....	29
2.3.3.3. Quantification of gait symmetry .....	30
2.3.3.4. Gait symmetry in healthy individuals .....	33
2.3.3.5. Gait asymmetry in individuals post stroke.....	33
2.3.3.6. Relationship between spatiotemporal asymmetry and sensorimotor deficits ..	35
2.3.3.7. Biomechanical impairments underlying spatiotemporal asymmetries during gait.....	37
2.3.3.8. Relation between spatiotemporal asymmetry and walking speed, falls, and energy expenditure.....	42
2.3.3.9. Future perspectives .....	44
2.3.3.10. Conclusion .....	44
2.3.3.11. Acknowledgement .....	45
2.3.3.12. Table .....	46
2.3.3.13. Figures.....	47
2.3.3.14. References.....	50
2.3.4. Autres facteurs pouvant expliquer l'asymétrie locomotrice.....	56
2.4. Le sens de l'effort .....	56
2.4.1. Évidences supportant la théorie du sens de l'effort.....	57
2.4.2. La capacité de percevoir les efforts musculaires .....	60
2.5. La perception de l'asymétrie spatio-temporelle.....	62
2.6. L'adaptation locomotrice induite par le tapis roulant à DC .....	63
2.6.1. Chez les personnes saines .....	65
2.6.1.1. Les changements réactifs .....	65
2.6.1.2. Les changements prédictifs (anticipés).....	66
2.6.2. Chez les personnes hémiparétiques .....	66
Chapitre 3. Objectifs et hypothèses .....	69
3.1. Hypothèses et objectifs généraux de la thèse.....	69

3.2. Objectifs spécifiques de la thèse .....	70
Chapitre 4. Méthodologie .....	72
4.1. Les participants à l'étude .....	72
4.1.1. Les critères de sélection des participants .....	72
4.1.2. Le recrutement .....	73
4.2. L'évaluation clinique .....	74
4.2.1. Participants sains .....	74
4.2.2. Participants hémiparétiques .....	75
4.3. L'évaluation de la force maximale volontaire concentrique .....	75
4.4. L'évaluation de la marche sur tapis roulant à DC .....	78
4.4.1. L'instrumentation et l'analyse biomécanique .....	78
4.4.2. La période de familiarisation et la détermination de la vitesse confortable .....	80
4.4.3. Le protocole sur tapis roulant à DC .....	81
4.5. La détermination des taux d'utilisation musculaire .....	84
4.5.1. La détermination du numérateur du TUM .....	84
4.5.2. La détermination du dénominateur du TUM .....	85
4.5.2.1. La détermination de l'équation de régression .....	85
4.5.2.2. La détermination du moment maximal potentiel prédit (MMP) .....	88
4.5.3. L'estimation du TUM .....	89
4.6. L'évaluation de la perception de l'asymétrie locomotrice .....	89
4.6.1. Chez les personnes saines .....	89
4.6.2. Chez les personnes hémiparétiques .....	89
4.6.2.1. La perception de l'asymétrie spatio-temporelle .....	90
4.6.2.2. La perception de l'effort musculaire .....	90
4.7. L'analyse des données et l'analyse statistique .....	91
4.7.1. La perception de l'asymétrie spatio-temporelle .....	91
4.7.2. La perception de l'effort et de l'asymétrie des efforts musculaires .....	92
Chapitre 5. Résultats .....	93
5.1. Article #2 : Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. ....	94
5.1.1. Préface .....	95

5.1.2. Abstract.....	96
5.1.3. Introduction.....	97
5.1.4. Methods.....	98
5.1.4.1. Participants.....	98
5.1.4.2. Clinical evaluation.....	99
5.1.4.3. Instrumentation and data collection.....	99
5.1.4.4. Experimental paradigm.....	99
5.1.4.5. Data analyses.....	100
5.1.4.6. Statistical analyses.....	101
5.1.5. Results.....	102
5.1.5.1. Participants' characteristics.....	102
5.1.5.2. Step length after-effects.....	102
5.1.5.3. Joint net moment after-effects.....	103
5.1.5.4. Net joint moment symmetry ratios.....	104
5.1.5.5. Relationship between changes in step length and plantarflexion moment.....	104
5.1.6. Discussion.....	105
5.1.6.1. Step length after-effects.....	105
5.1.6.2. Kinetic after-effects.....	106
5.1.6.3. Relationship between step length and plantarflexion moment.....	106
5.1.6.4. Clinical implications.....	107
5.1.6.5. Study limitations.....	108
5.1.7. Table.....	109
5.1.8. Figures.....	110
5.1.9. References.....	116
5.1.10. Résultats supplémentaires à l'article #2.....	119
5.1.10.1. Les moments des membres inférieurs mesurés lors de la période d'adaptation chez les personnes saines.....	119
5.2. Article #3 : Individuals post stroke with high and low levels of plantarflexor muscular utilization could benefit from different locomotor trainings.....	122
5.2.1. Préface.....	123
5.2.2. Abstract.....	125

5.2.3. Introduction.....	126
5.2.4. Methods.....	127
5.2.4.1. Participants.....	127
5.2.4.2. Clinical Evaluation.....	127
5.2.4.3. Dynamometric Assessment.....	128
5.2.4.4. Gait Assessment.....	128
5.2.4.5. Calculation of MUR.....	129
5.2.4.6. Quantification of Asymmetry .....	129
5.2.4.7. Statistical Analysis.....	129
5.2.5. Results.....	130
5.2.5.1. Participants.....	130
5.2.5.2. Clinical Evaluation.....	130
5.2.5.3. Differences between sides in peak MUR values, WM, and MPM .....	131
5.2.5.4. Differences between subgroups in asymmetry of peak MUR, WM, and MPM .....	131
5.2.5.5. Relationships between asymmetry in WM and MPM in individuals post stroke .....	132
5.2.6. Discussion.....	132
5.2.6.1. Peak MUR values in healthy individuals: comparison with previous study .	133
5.2.6.2. Asymmetry indices of MUR values.....	133
5.2.6.3. Comparison of individuals post stroke (low and high paretic plantarflexor MUR values).....	134
5.2.6.4. Relationships between asymmetry in WM and MPM in individuals post stroke .....	135
5.2.6.5. Implication for locomotor rehabilitation that aims to restore gait symmetry	136
5.2.7. Conclusion .....	136
5.2.8. Acknowledgements.....	137
5.2.9. Conflict(s) of Interest/Disclosures .....	137
5.2.10. Tables.....	138
5.2.11. Figures.....	140
5.2.12. References.....	143

5.2.13. Résultats supplémentaires à l'article # 3: Perception de l'effort musculaire .....	147
5.3. Article #4 : A more symmetrical gait following walking on a split-belt treadmill induces a higher level of effort in paretic plantar flexor muscles in individuals post stroke .....	148
5.3.1. Préface.....	149
5.3.2. Abstract .....	150
5.3.3. Introduction.....	151
5.3.4. Methods.....	153
5.3.4.1. Participants.....	153
5.3.4.2. Clinical Assessment.....	153
5.3.4.3. Dynamometric Assessment.....	153
5.3.4.4. Gait Assessment.....	154
5.3.4.5. Data analysis .....	154
5.3.4.6. Statistical Analysis.....	156
5.4.4. Results.....	156
5.4.4.1. Clinical Evaluation.....	156
5.4.4.2. After-effects in asymmetry ratios of gait parameters .....	157
5.4.4.3. Relationships between changes in joint moments and spatiotemporal parameters .....	157
5.4.4.4. Relationships between PF MUR at baseline and changes in spatiotemporal asymmetries .....	157
5.4.4.5. Relationships between PF MUR at baseline and changes in gait parameters	157
5.4.4.6. Effect of spatial of temporal symmetry on peak MUR.....	158
5.5.5. Discussion.....	158
5.5.5.1. Relationships between changes in joint moments and spatiotemporal parameters .....	158
5.5.5.2. After-effects in gait parameters asymmetry ratios.....	159
5.5.5.3. Relationships between PF MUR and changes in gait parameters.....	159
5.5.5.4. Muscular exigencies of a more symmetrical gait pattern .....	160
5.5.5.5. The role of hip flexors in step length changes .....	161
5.5.5.6. Other factors that could explain spatiotemporal asymmetries.....	161



5.5.5.7. Study limitations .....	161
5.5.6. Acknowledgements.....	162
5.5.7. References.....	163
5.5.8. Tables.....	166
5.5.9. Figures.....	167
5.4. Article #5 : Perception threshold of locomotor symmetry while walking on a split-belt treadmill in healthy elderly individuals .....	170
5.4.1. Préface.....	171
5.4.2. Abstract.....	172
5.4.3. Introduction.....	173
5.4.4. Methods.....	174
5.4.4.1. Participants.....	174
5.4.4.2. Physical Examination and Familiarization Period.....	175
5.4.4.3. Assessment of the Perception Threshold of Locomotor Symmetry .....	175
5.4.4.4. Data Collection .....	177
5.4.4.5. Analyses.....	177
5.4.5. Results.....	178
5.4.6. Discussion.....	180
5.4.6.1. Limitations .....	183
5.4.7. Conclusion .....	183
5.4.8. Table .....	185
5.4.9. Figures.....	186
5.4.10. References.....	190
5.5. Résultats supplémentaires.....	193
5.5.1. La capacité de perception de l'asymétrie spatio-temporelle chez les personnes hémiparétiques .....	193
5.5.2. La capacité de percevoir l'asymétrie des efforts musculaires lors de la marche chez les personnes hémiparétiques.....	194
Chapitre 6. Discussion .....	195
6.1. Synthèse des principaux résultats de recherche.....	195
6.1.1. Les participants à l'étude.....	197

6.1.2. Les post-effets induits par le protocole sur tapis roulant à DC.....	199
6.1.3. La relation entre le changement des moments musculaires nets et les changements spatio-temporels.....	201
6.1.4. Les niveaux d'effort mesurés sur tapis roulant.....	203
6.1.4.1. Comparaison avec la marche au sol.....	204
6.1.4.2. La symétrie des efforts musculaires chez les personnes hémiparétiques .....	205
6.1.4.3. La relation entre le TUM des FP parétiques et les post-effets.....	207
6.1.4.4. Les niveaux d'efforts musculaires lors d'une marche plus symétrique.....	208
6.1.5. La perception de l'asymétrie locomotrice et des efforts musculaires .....	209
6.2. Limites de l'étude.....	212
6.2.1. Autres déterminants que le TUM pour expliquer l'asymétrie locomotrice .....	212
6.2.1.1. Effort plus global que celui mesuré à chacune des articulations .....	212
6.2.1.2. Équilibre et contrôle postural.....	213
6.2.1.3. Coordination .....	214
6.2.2. Limites reliées au TUM .....	215
6.2.2.1. Limites reliées au modèle du TUM .....	215
6.2.2.2. Utilisation du TUM max pour estimer les efforts.....	217
6.2.3. Limites reliées au protocole de recherche.....	218
6.2.3.1. Les différences avec la marche au sol.....	218
6.2.3.2. Randomisation des séquences de marche chez les personnes hémiparétiques .....	219
6.2.3.3. L'hyper-correction du patron de marche des personnes hémiparétiques .....	220
6.2.3.4. La perception de l'asymétrie locomotrice .....	220
6.2.4. Limites reliées à la population étudiée et généralisation des résultats.....	222
6.3. Les retombées cliniques.....	223
6.3.1. Améliorer la personnalisation des interventions locomotrices .....	223
6.3.2. Encourager les interventions locomotrices optimisant une rétroaction sensorielle de l'asymétrie de la longueur de pas.....	224
6.3.3. Évaluer l'asymétrie locomotrice de façon plus exhaustive en milieu clinique.....	225
6.4. Les avenues futures de recherche .....	226
6.4.1. L'asymétrie du patron de marche : que faut-il symétriser?.....	226

6.4.2. L'asymétrie de la longueur de pas : stratégies compensatoires.....	226
6.4.3. L'effet à long terme d'un protocole d'entraînement sur tapis roulant à DC.....	227
6.4.4. La période d'adaptation : un entraînement pour symétriser la durée d'oscillation et la durée d'appui? .....	227
6.4.5. Les effets de l'asymétrie sur la vitesse de marche, l'équilibre et la conservation d'énergie .....	228
6.4.6. Approfondir les connaissances sur les capacités de percevoir les efforts musculaires lors de la marche .....	228
6.4.7. Approfondir les connaissances sur les structures neurophysiologiques impliquées dans l'amélioration de l'asymétrie locomotrice.....	229
Chapitre 7. Conclusion.....	230
Chapitre 8. Bibliographie.....	232
Annexe I : Certificat d'éthique .....	xxvii
Annexe II : Formulaire de consentement pour les participants hémiparétiques.....	xxx
Annexe III : Formulaire de consentement pour les participants sains .....	xxxix
Annexe IV : Preuve de soumission de l'article #3.....	xlvi
Annexe V : Abrégés des communications publiés .....	xlix

# Liste des tableaux

## **CHAPITRE 2 : Recension des écrits**

Tableau 2-1: Vitesse de marche selon l'âge et le sexe. .... 14

### Article # 1

Tableau 2-2: Step length asymmetry values according to different equations. .... 46

## **CHAPITRE 4 : Méthodologie**

Tableau 4-1: Équations de régression comparées. .... 85

## **CHAPITRE 5 : Résultats**

### Article # 2

Tableau 5-1: Characteristics of participants post-stroke. .... 109

Tableau 5-2: Valeurs sommets des moments musculaires nets (moyenne  $\pm$  écart-type) lors des différentes périodes de marche chez les personnes saines (n=10). .... 121

### Article # 3

Tableau 5-3: Clinical characteristics of individuals post-stroke. .... 138

Tableau 5-4: Bilateral peak MURs, walking moments, and maximal potential moments. .... 139

### Article # 4

Tableau 5-5: Gait parameters at baseline and at post-adaptation periods. .... 166

### Article # 5

Tableau 5-6: Gait parameters at baseline and at asymmetry perception threshold in ascending and descending series of self-selected speed. .... 185

### Résultats supplémentaires

Tableau 5-7: Table de contingence présentant les paires concordantes et non concordantes quant à la capacité de percevoir l'asymétrie des paramètres temporel et spatial sur tapis roulant. .... 193

# Liste des figures

## **CHAPITRE 2 : Recension des écrits**

Figure 2-1:	Paramètres spatiaux de la marche.....	16
Figure 2-2:	Courbes de moments et de puissances à la cheville et à la hanche chez les personnes saines lors de la marche à vitesse confortable au sol (n = 9; données non publiées du laboratoire de pathokinésiologie). Abréviations : flexion dorsale (FD); flexion plantaire (FP); extension (EXT); flexion (FLEX); génération (GEN), absorption (ABS). .....	18

### Article #1

Figure 2-3:	Temporal events of gait. ....	47
Figure 2-4:	Antero-Posterior and Vertical Ground Reaction Forces.....	48
Figure 2-5:	Relationships between sensorimotor deficits, biomechanical modifications and spatiotemporal asymmetries. ....	49

## **CHAPITRE 4 : Méthodologie**

Figure 4-1:	Positions d'évaluation de la force maximale volontaire (FMV) concentrique des muscles FP (A) et fléchisseurs et EH (B) sur le dynamomètre de type Biodex.....	77
Figure 4-2:	Instrumentation pour l'évaluation biomécanique de la marche.....	79
Figure 4-3:	Schéma du protocole de marche expérimental où les cercles rouges représentent les périodes d'enregistrement (d'une durée de 30 secondes) des données cinématiques et cinétiques.....	83
Figure 4-4:	Exemple de graphique permettant la visualisation des données afin d'apprécier l'ajustement des courbes de force maximale volontaire concentrique des EH (points bleus) lors de l'évaluation dynamométrique à trois vitesses (30°/s, 90°/s et 120°/s). ....	87
Figure 4-5:	Exemple de surface permettant l'ajustement des courbes de force maximale mesurées pour les EH (points noirs) lors de l'évaluation dynamométrique à trois vitesses (30°/s, 90°/s et 120°/s). ....	88

Figure 4-6: Questionnaire d'évaluation de la perception de l'asymétrie locomotrice. ...90

## **CHAPITRE 5 : Résultats**

### Article #2

Figure 5-1: **A.** Participants and treadmill set-up. A platform was built around the split-belt treadmill to avoid the apprehensiveness of the participants considering the height of the split-belt treadmill (not illustrated in the figure). **B.** Experimental paradigm. For healthy participants, the slow belt speed was set 30% slower than the comfortable treadmill walking speed and the fast belt speed (dominant side) was set at twice the speed of the slow belt (adaptation period). For participants post-stroke, slow belt speed corresponded to the comfortable treadmill gait speed and the fast belt speed (adaptation period) was set at twice the speed of the slow belt. Participants post-stroke performed this protocol twice to allow the paretic and nonparetic legs to be on the fast belt. ....110

Figure 5-2: Step length symmetry for baseline, early adaptation, late adaptation, and post-adaptation periods. Each triangle represents an average of five consecutive strides. Asymmetry was expressed as a ratio of the right (nonparetic) side value divided by left (paretic) side value. The horizontal dotted lines represent perfect symmetry. **(A)** Step length ratios for healthy individuals. **(B)** Stroke step length ratios during the nonparetic fast condition and **(C)** during the paretic fast condition. \*: symmetry ratios were significantly different between baseline and post-adaptation periods and between early adaptation and late adaptation;  $p < 0.013$ . ....111

Figure 5-3: Joint moment profiles normalized to body mass for healthy participants for baseline (dotted line) and post-adaptation (solid line) periods for **A)** Left ankle, **B)** Right ankle, **C)** Left hip, and **D)** Right hip. DF: Dorsiflexion; PF: Plantarflexion; Flex: Flexion; Ext: Extension \*: Peak values differed

between the two periods;  $p < 0.005$ . Note that the dominant leg (right) was on the fast belt during the adaptation period. Joint moment profiles normalized to body mass for healthy participants for baseline and post-adaptation periods. ....112

Figure 5-4: Joint moment profiles normalized to body mass for participants post-stroke for baseline (dotted line) and post-adaptation (solid line) periods for **A** and **C**) Paretic ankle, **B**) and **D**) Nonparetic ankle, **E**) and **G**) Paretic hip, **F**) and **H**) Nonparetic hip. Graphs **A**, **B**, **E**, and **F** show net joint moments for baseline and post-adaptation periods for the nonparetic fast condition and graphs **C**, **D**, **G**, and **H** reflect corresponding results for the paretic fast condition. \*: Peak values differed between the two conditions;  $p < 0.01$ . ...113

Figure 5-5: Net joint moment symmetry for baseline and post-adaptation periods. Each triangle represents an average of five consecutive strides. Asymmetry was expressed as a ratio of the right (or nonparetic) side value divided by left (or paretic) side value. Dotted horizontal lines represent perfect symmetry. **A**) Plantarflexor ratios for healthy individuals. **B**) Plantarflexor ratios for individuals post-stroke during nonparetic fast condition. **C**) Plantarflexor ratios for individuals post-stroke during paretic fast condition. **D**) Hip extensors ratio for healthy individuals. **E**) Hip extensor ratios for individuals post-stroke during nonparetic fast condition. **F**) Hip extensor ratio for individuals post-stroke during paretic fast condition. \*: Symmetry ratios were significantly different between baseline and post-adaptation periods for all graphs;  $p \leq 0.008$ . ....114

Figure 5-6: **A**) Scatterplots showing the relationship between the percentage of change in step length ratios and peak plantarflexion moment ratios for healthy individuals, individuals post-stroke during the nonparetic fast condition, and individuals post-stroke during the paretic fast condition. **B**) Association between percentages of change in left (paretic) step length and right

(nonparetic) peak plantarflexion moment **C**) Association between percentages of change in right (nonparetic) step length and left (paretic) peak plantarflexion moment. Abbreviation: SL: Step length; PF: Plantarflexors; P: paretic; NP: nonparetic. ....115

Résultats supplémentaires à l'Article #2

Figure 5-7: Moments aux chevilles et aux hanches lors des différentes périodes de marche. ....120

Figure 5-8: Asymétrie des moments FP et EH dans les différentes conditions. ....120

Article #3

Figure 5-9: Asymmetry indices for peak MUR (**A**), walking moment (**B**), and maximal potential moment (**C**) during the concentric phase of plantarflexors, hip extensors, and hip flexors in healthy individuals and subgroups of individuals post stroke. The asterisk (\*) represents a significant difference between groups ( $p < 0.05$ ). The dotted line represents perfect symmetry (50%). ....140

Figure 5-10: Relationships between asymmetry in walking moments (WM) and asymmetry in maximal potential moments (MPM) at peak MUR for individuals post stroke in High-Effort Subgroup (**A-B**) and Low-Effort Subgroup (**C-D**) for plantarflexors (**A-C**) and hip extensors (**B-D**). The asterisk (\*) represents significant relationships. Regression lines are presented in significant relationships. ....141

Figure 5-11: Peak MUR values for the plantarflexors, hip extensors and flexors during treadmill walking (present study) and during overground walking (data from Requião et al.) in healthy individuals walking at natural speed (1.26 m/s for both groups). ....142



Article #4

- Figure 5-12: Relationships between PF MUR at baseline and change in step length asymmetry ratios and change in double support time asymmetry ratios....167
- Figure 5-13: Relationships between PF MUR at baseline and change in paretic PF joint moment and change in nonparetic step length. ....168
- Figure 5-14: Comparison between baseline and post-adaptation periods for symmetry ratios of step length (A), symmetry ratios of double support time (B), peak MUR of paretic and nonparetic plantarflexors (C), peak MUR of paretic and nonparetic hip flexors (D). ....169

Article #5

- Figure 5-15: Schematic illustration of the sequence of each walking condition on the split-belt treadmill. The grey zones correspond to washout periods. D and ND refer to the belt under the dominant and non-dominant leg, respectively. This experimental protocol was repeated using two different gait speeds (1m/sec. and a self-selected gait speed). . . . .186
- Figure 5-16: Perception threshold of locomotor symmetry. The left graph presents the mean absolute differences (m/sec.) and one standard deviation between the fast (dominant) and slow (non-dominant) belts at perception threshold. A difference of 0 indicates a tied-belt condition. The right graph shows the mean symmetry ratios (slow belt/fast belt) at perception threshold. A symmetry ratio of 1 indicates a tied-belt condition. \*Significant difference between perception threshold during the ascending and descending series ( $p<.05$ ). No significant difference was found between the perception thresholds for the two gait speeds (1m/sec. vs self-selected gait speed). 187
- Figure 5-17: Relationship between belt speed ratios at perception threshold during the ascending and descending series. The intra-class correlation coefficient was

.93. The dotted diagonal line represents a perfect linear relationship between the conditions. ....188

Figure 5-18: Relationship between belt speed ratios and different gait parameters at perception threshold in ascending and descending series. Pearson correlation coefficients ( $r$ ) are also presented on each graph. GRF=ground reaction forces; A-P=antero-posterior; P1 and P2 represent the first and second peaks of the ground reaction forces. \* Significant correlation between belt speed ratio and stance time ratio ( $p<.001$ ). ....189

Résultats supplémentaires

Figure 5-19 : Relation entre l'asymétrie perçue et l'asymétrie réelle des efforts musculaires. ....194

## Liste des équations

Équation 2-1: Taux d'utilisation musculaire .....	19
---	----

## Liste des abréviations

6MWT	6-minutes Walking Test
AP	Antero-posterior
AVC	Accident vasculaire cérébral
BMRS	Brunnstrom's Motor Recovery Stage
CMSA	Chedoke McMaster Stroke Assessment
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain
COP	Center of pressure
DC	Double courroie
EH	Extenseur de hanche
EMG	Électromyographie
FFP	Forward foot placement
FH	Fléchisseur de hanche
FMA	Fugl-Meyer Assessment
FMV	Force maximale volontaire
FP	Fléchisseur plantaire
GRF	Ground reaction forces
Hz	Hertz
IC	Intervalle de confiance
IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
Kg	Kilogramme
MEC	Mise en charge
ML	Medio-lateral (en français : Médio-latéral)
MUR	Muscular utilization ratio
MMP	Moment maximal potentiel prédit
MPM	Maximal potential moment
N	Newton
Nm	Newton-mètre
NP	Non parétique / non-paretic

P	Parétique / paretic
PAD	Passage assis à debout
SA	Symmetry angle
SI	Symmetry indices
TKEO	Teager-Kaiser Energy Operator
TP	Trunk progression
TUG	Timed Up and Go
TUM	Taux d'utilisation musculaire
UM	Unité motrice
WM	Walking moment

## Dédicace

*À Youssef, pour ton soutien, tes encouragements et ta vision de la vie qui me donnent la force d'accomplir plus grand que moi. À mes parents, mes repères et mes plus grands modèles. À ma sœur, mes frères, Marie-Ève et Zack qui me manquent trop souvent.*

*En hommage à feu Pierre Denis Desjardins, qui nous a quittés trop vite.*

## Remerciements

Mes premiers remerciements sont dirigés vers ma directrice, Dre Sylvie Nadeau, qui a été ma plus grande source d'inspiration tout au long de mon parcours aux études supérieures. Depuis ma première année universitaire, Sylvie a su me transmettre sa passion pour la recherche. Merci pour ton soutien, ta très grande disponibilité, ta rigueur scientifique et ton regard critique qui m'ont permis de dépasser mes limites. Merci pour ton écoute, toujours bien appréciée. Mais plus que tout, merci d'avoir cru en moi et de m'avoir permis de cheminer, autant sur le plan professionnel que personnel, pendant toutes ces années, du baccalauréat jusqu'à la fin de mon parcours doctoral. Tout au long de ma carrière, tu seras mon repère vers l'excellence. Je remercie également mon codirecteur, Dr Rachid Aissaoui, par qui j'ai pu découvrir le merveilleux monde de la programmation MATLAB et redécouvrir le calcul matriciel, qui ne m'avait pas tellement manqué depuis ma sortie du cégep!

J'adresse également un remerciement tout particulier à Carole Miéville, collègue doctorale, mais surtout amie. Merci pour ton soutien moral, ton écoute active, ta compréhension et ta générosité sans limites. Merci d'avoir partagé avec moi les moments les plus difficiles et d'avoir fait de mon parcours doctoral une expérience humaine enrichissante et stimulante. Je remercie également Martina Betschart, précieuse collaboratrice aux onomatopées les plus créatives les unes que les autres. Ton arrivée dans le projet fut un vrai vent de fraîcheur ! Merci pour les échanges scientifiques riches, les randonnées à vélo et les fous rires. Je remercie aussi sincèrement tous les membres du laboratoire de pathokinésiologie qui font de ce milieu un endroit dynamique, motivant et riche en échanges. Je remercie tout d'abord Dr Cyril Duclos pour son soutien tout au long de mon doctorat. Merci pour tes conseils précieux, de l'élaboration du protocole de recherche jusqu'à la révision des articles présentés dans cette thèse. Je remercie également Dr Dany Gagnon, qui par sa grande sensibilité, a su, encore, trouver les bons mots au bon moment. Merci à Michel Goyette, Philippe Gourdou, Youssef El Khamlichi, Daniel Marineau et Erik Peña Salazar pour leur génie technique et informatique. Leur apport a été plus que crucial tout au long de mon projet doctoral, de l'installation du tapis roulant à DC jusqu'au traitement des données. Je remercie également Jean-François Lemay, Murielle Grangeon, Marie-Christine Hallé et Cindy Gauthier

pour leur présence dans la vie du laboratoire et pour leur encouragement tout au long de mon projet. Merci aussi à toute l'équipe du LIO pour l'accueil chaleureux lors de mon stage à l'École de technologie supérieure. Plus particulièrement, je remercie Félix Chénier qui m'a aidée techniquement lors de ce stage. Je tiens à remercier très sincèrement France Piotte, professeure dévouée, collègue hors pair et maintenant amie. Merci pour ton apport essentiel au bon déroulement éthique du projet. Mais plus que tout, merci pour ton soutien, tes encouragements et ta présence. Ton dévouement et ta force dans les moments difficiles auprès de notre cher collègue auront été une grande source d'inspiration pour moi. De façon toute particulière, je tiens à remercier feu Pierre Denis Desjardins, ingénieur ayant assuré le développement des programmes permettant l'analyse des données biomécaniques recueillies sur le tapis roulant. Son départ a été une grande perte pour nous tous. Son courage et sa résilience dans les derniers moments sont une grande leçon de vie.

Je remercie les physiothérapeutes de l'IRGLM et de Villa Médica qui ont aidé au recrutement des participants. Je tiens à saluer Isabelle David, ergothérapeute et coordonnatrice à la recherche clinique, qui a grandement contribué au recrutement des participants. Je remercie tous les participants du projet qui ont été d'une très grande générosité. Un merci sincère au Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) et l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) qui ont permis la réalisation du projet. Je remercie également la Faculté de médecine de l'Université de Montréal, le programme MENTOR des Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC) ainsi que les Bourses d'études supérieures du Canada VANIER des IRSC pour l'octroi de bourses d'études.

J'ai aussi une pensée pour mes amies qui ont compris mes absences dans les derniers mois. Merci également à mes grands-parents, maman, papa, Cédric, Dimitri, Élodie et Marie-Ève de m'avoir accueillie dans les moments les plus difficiles et de m'avoir répété si souvent qu'ils étaient fiers de moi, peu importe le résultat. Un merci tout particulier à Zack d'avoir donné un sens à tout ça.

Finalement, je remercie mon complice Youssef qui aura été mon plus grand pilier pendant tout ce parcours. Merci de m'avoir soutenue, comprise, rassurée et aimée. Merci de m'avoir fait rire chaque jour, d'avoir éclairé mes journées les plus nuageuses et d'avoir accepté de faire pause à nos projets pour faire de mon doctorat notre priorité. Merci d'être là.



# Chapitre 1. Introduction

Plus de 50 000 personnes sont victimes chaque année d'un accident vasculaire cérébral (AVC) au Canada (Fondation des maladies du cœur, 2014; [www.fmcoeur.com](http://www.fmcoeur.com)). L'AVC est la principale cause de handicap chez les adultes et coûte plus de 3,6 milliards de dollars en soins de santé et en pertes de productivité (Stratégie canadienne de l'AVC, 2010). 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 importants (marche impossible ou avec aide technique) qui compromettent ainsi sérieusement leur indépendance ainsi que leur rôle social (Hartman-Maeir, Soroker, Ring, Avni, & Katz, 2007; Hodgson, 1998; Mayo, Wood-Dauphinee, Cote, Durcan, & Carlton, 2002). Après une période de réadaptation, environ 11 % des personnes ayant eu un AVC marchent avec une assistance alors que plus de 50 % sont capables de marcher de façon indépendante (Jorgensen, Nakayama, Raaschou, & Olsen, 1995). Ces dernières, bien qu'elles soient capables de se déplacer sans assistance, présentent des problèmes locomoteurs tels qu'une diminution de la vitesse de marche, de l'endurance à la marche et des asymétries dans les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques (Balaban & Tok, 2014; Chen, Patten, Kothari, & Zajac, 2005; Kim & Eng, 2004; Lerner-Frankiel, Vargas, Brown, Krusell, & Schoneberger, 1990; Olney & Richards, 1996; Patterson, Gage, Brooks, Black, & McIlroy, 2010b; Pohl et al., 2002).

Selon la littérature, 48 % à 60 % des personnes hémiparétiques présentent des asymétries temporelles consistant principalement en une augmentation du pourcentage de temps d'appui du côté non parétique (NP) (Brandstater, de Bruin, Gowland, & Clark, 1983; Chen et al., 2003; Gaviria et al., 1996; Patterson et al., 2010b; Patterson et al., 2008; Titianova & Tarkka, 1995; von Schroeder, Coutts, Lyden, Billings, & Nickel, 1995; Wall & Turnbull, 1986). L'asymétrie spatiale concerne particulièrement la longueur de pas et touche 33 % à 49 % des personnes hémiparétiques (Balasubramanian, Neptune, & Kautz, 2009; Patterson et al., 2010b; Patterson et al., 2008). La direction de l'asymétrie de la longueur de pas est variable avec 47 % à 76 % des personnes hémiparétiques asymétriques présentant un pas plus long du côté parétique (P) (Balasubramanian et al., 2009; Patterson et al., 2010b). Les effets de

l'asymétrie locomotrice sur le système neuro-musculo-squelettique sont encore mal connus chez les personnes hémiparétiques. Toutefois, des auteurs suggèrent qu'une marche asymétrique pourrait être plus instable (Balasubramanian et al., 2009), plus exigeante énergétiquement (Balaban & Tok, 2014; Waters & Mulroy, 1999) et qu'elle pourrait mener à des problèmes musculo-squelettiques (diminution de la densité osseuse) causés par une sous-utilisation du membre inférieur P (Jorgensen, Crabtree, Reeve, & Jacobsen, 2000; Marzolini et al., 2014). De plus, les personnes hémiparétiques sont préoccupées par cette asymétrie et désirent remarcher "normalement". En effet, 79,3% des personnes hémiparétiques considèrent comme important ou très important d'avoir un patron de marche d'apparence normale (Bohannon, Andrews, & Smith, 1988; Bohannon, Horton, & Wikholm, 1991). Pour toutes ces raisons, les physiothérapeutes consacrent une partie importante de leurs interventions à tenter d'améliorer le patron de marche de ces personnes.

Les cliniciens ont peu d'évidences sur les interventions efficaces pour corriger l'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques à long terme. Par conséquent, à la suite d'une période de réadaptation intensive, la majorité des personnes avec une asymétrie locomotrice ne présente aucune amélioration cliniquement significative de leur asymétrie (temporelle et spatiale) (Patterson et al., 2014). Cependant, il est connu que les personnes hémiparétiques sont capables d'exécuter des tâches avec plus de symétrie sur demande ou en utilisant des interventions telles que la marche sur tapis roulant avec une rétroaction auditive (meilleure symétrie de la longueur de pas et de la durée du pas) (Roerdink, Lamoth, Kwakkel, Van Wieringen, & Beek, 2007), la marche sur tapis roulant à DC (meilleure symétrie de la longueur de pas et du temps de double appui) (Reisman, Wityk, Silver, & Bastian, 2007, 2009) ou encore lors de la marche rapide (meilleure symétrie du simple appui et du double appui) (Lamontagne & Fung, 2004). L'ensemble de ces observations a conduit à la formulation de la question générale de cette thèse : si les personnes hémiparétiques ont la capacité de marcher symétriquement sur demande ou lorsqu'on manipule l'environnement, pourquoi adoptent-elles spontanément un patron de marche asymétrique?

Un premier élément de réponse est que l'asymétrie à la marche observée chez les personnes hémiparétiques pourrait être une stratégie permettant de symétriser les niveaux d'effort musculaire produits aux membres inférieurs (Bertrand, Mercier, Shun, Bourbonnais,

& Desrosiers, 2004; Briere, Nadeau, Lauziere, Gravel, & Dehail, 2013; Milot, Nadeau, Gravel, & Requiao, 2006; Simon & Ferris, 2008). Cette idée provient des études utilisant des tâches d'appariement bilatéral aux membres supérieurs et inférieurs qui ont montré que les personnes hémiparétiques appariaient les forces en fonction de l'effort qu'elles produisent (c'est-à-dire relative à leur force maximale) ce qui causent des forces inégales d'appariement (Bertrand et al., 2004; Simon, Kelly, & Ferris, 2009). L'asymétrie à la marche pourrait donc s'expliquer par la production d'efforts musculaires symétriques qui, en présence d'une faiblesse musculaire, s'exprimerait par une asymétrie des moments musculaires nets et par conséquent par différentes asymétries spatio-temporelles. Pour appuyer cette idée, les travaux de Milot et al. (2006) ont montré que les personnes hémiparétiques conservaient des efforts similaires dans les muscles des membres inférieurs lors de la marche au sol malgré leur faiblesse résiduelle au niveau des fléchisseurs plantaires (FP) du côté P. Il est à noter que ces auteurs n'ont pas établi de relation entre la symétrie des efforts et l'asymétrie locomotrice (cinétique ou spatio-temporelle). De plus, ils n'ont pas expliqué la variabilité des efforts musculaires entre les personnes hémiparétiques (variant de 25 % à 100 %). Ces informations auraient été utiles pour mieux comprendre la stratégie de marche des personnes hémiparétiques. Les niveaux d'effort musculaire lors de la marche sur tapis roulant chez les personnes saines et hémiparétiques n'ont également jamais été documentés dans la littérature.

En parallèle, de récentes études sur tapis roulant à DC ont démontré qu'il était possible d'améliorer la symétrie spatiale (longueur de pas) et temporelle (durée de double appui) à la suite d'un protocole d'adaptation avec des vitesses de courroie différentes entre les deux côtés chez des personnes hémiparétiques (Reisman et al., 2007, 2009). Jusqu'à présent, ces études n'ont toujours pas fait d'analyse des modifications cinétiques à la suite de la période d'adaptation afin de mieux expliquer les changements spatio-temporels observés. De plus, en lien avec l'étude de Milot et al. (2006), la comparaison des moments musculaires et des niveaux d'effort musculaire des membres inférieurs entre une marche asymétrique et une plus symétrique serait intéressante. En ce sens, il est possible qu'une marche symétrique oblige le membre inférieur P à produire de plus grands efforts que le membre NP en raison de la faiblesse musculaire du côté P. Ces efforts fournis pourraient conduire à une plus grande

fatigue des muscles de ce côté et rendraient la marche plus exigeante (Waters & Mulroy, 1999), expliquant le choix des personnes hémiparétiques d'avoir une marche asymétrique.

Un autre point à considérer pour expliquer le comportement asymétrique des personnes hémiparétiques réside dans leur capacité de percevoir les asymétries locomotrices spatio-temporelles. En ce sens, des auteurs ont démontré que les personnes hémiparétiques avaient de la difficulté à percevoir leur asymétrie de mise en charge lors de la position debout (Bohannon & Schaefer, 1990) et lors du passage de la position assise à debout (PAD) (Brière, Lauzière, Gravel, & Nadeau, 2010). Si les personnes ont une mauvaise perception de leur asymétrie locomotrice, il est possible qu'elles se croient symétriques alors qu'elles ne le sont pas ou encore qu'elles aient de la difficulté à intégrer les consignes des physiothérapeutes concernant la correction de leur patron de marche (par exemple, lorsque ces derniers donnent des directives aux patients concernant leur longueur de pas).

Le but principal de cette thèse est de contribuer à l'avancement des connaissances sur l'asymétrie de marche chez les personnes hémiparétiques. Pour ce faire, les efforts musculaires, les moments à la marche et les données spatio-temporelles seront examinés lors de conditions de marche habituelle (asymétrique) et symétrique obtenues avec un tapis roulant à DC. L'évaluation de la perception de l'asymétrie locomotrice permettra de mesurer la capacité des personnes hémiparétiques à détecter leur asymétrie, un aspect important à connaître pour la rééducation.

## **1.1. Structure de la thèse**

Cette thèse présente tout d'abord une recension des écrits des principaux éléments pertinents à la thèse (Chapitre 2) et inclut un article synthèse portant sur l'asymétrie de la marche des personnes hémiparétiques (Article #1). Le chapitre 3 expose les objectifs et les hypothèses de la thèse et est suivi d'une présentation de la méthodologie des études (Chapitre 4). Par la suite, le chapitre 5 de la thèse, comprenant quatre articles (Articles #2 à #5) et une section de résultats supplémentaires, présente les résultats de la thèse. Finalement, les chapitres 6 et 7 présentent respectivement une discussion générale des différents éléments de la thèse et une conclusion.

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

Dans ce chapitre, le tableau clinique qui caractérise les personnes ayant subi un AVC sera présenté en insistant plus particulièrement sur les déficits de force musculaire. Par la suite, une description de la marche des personnes saines ainsi que les différences entre la marche au sol et celle sur tapis roulant seront décrites. La marche des personnes hémiparétiques sera détaillée dans la section subséquente et, plus particulièrement, l'asymétrie du patron de marche, les méthodes pour la quantifier ainsi que les facteurs l'influençant formeront le contenu de l'article #1. S'en suivra une section sur la théorie du sens de l'effort et sur la perception de l'effort musculaire. Ensuite, un survol des études portant sur la perception de l'asymétrie locomotrice sera présenté. Finalement, ce chapitre se terminera par la présentation du concept de l'adaptation locomotrice et sur la description des post-effets induits par le tapis roulant à DC sur les paramètres spatio-temporels des personnes saines et hémiparétiques.

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

L'AVC résulte de l'interruption de la circulation sanguine dans le cerveau qui conduit à un manque d'oxygénation des structures en périphérie de la lésion et à des changements métaboliques pouvant causer la nécrose des tissus cérébraux (O'Sullivan & Schmitz, 2007). La grande majorité des AVC (80 %) est de nature ischémique (obstruction de la circulation par un caillot (embolie) ou une plaque d'athérosclérose (thrombose)), alors que 20 % sont de nature hémorragique (Fondation des maladies du cœur, 2014). Le tableau clinique découlant de l'AVC dépend de la zone et de l'étendue de l'atteinte cérébrale. Par exemple, les AVC touchant l'artère cérébrale antérieure ou l'artère cérébrale moyenne seront enclins à créer des déficits de force musculaire puisque ces artères irriguent le cortex moteur primaire (O'Sullivan & Schmitz, 2007).

Les principales déficiences découlant de l'AVC sont les atteintes sensorielles (proprioception, sensibilité, douleur, héminégligence (Pérennou, 2006), hémianopsie, etc.), motrices (faiblesse (Gray, Rice, & Garland, 2012), spasticité (Ward, 2012), coordination (Bourbonnais, Vanden Noven, & Pelletier, 1992), équilibre et contrôle postural (Duclos,

Nadeau, & Lecours, 2008; Pérennou, Pélissier, & Amblard, 1996)), cognitives et perceptuelles (agnosie, anosognosie, fonctions exécutives, etc.) ainsi que celles associées à la parole et au langage (aphasie, dysarthrie, etc.) (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Ces déficiences peuvent conduire à des incapacités qui diminueront l'indépendance fonctionnelle de ces personnes lors d'activités telles que la marche, la montée d'escaliers ou le PAD. Ces incapacités peuvent également limiter la participation sociale de ces personnes. Par exemple, une étude anglaise a démontré que cinq ans après leur AVC, 25 % à 50 % des personnes avaient cessé de préparer les repas, de faire les courses ou de marcher à l'extérieur (Wilkinson et al., 1997). Par conséquent, la qualité de vie des personnes ayant subi un AVC est significativement diminuée comparativement à la population générale (Laurent et al., 2011).

Puisque la faiblesse musculaire est au centre de cette thèse et qu'elle est un des facteurs qui influencent de façon importante la marche (Bohannon & Williams, 1995; Lin, 2005; Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1999; Olney & Richards, 1996) ainsi que les asymétries motrices des personnes hémiparétiques (Brière et al., 2010; Hsu, Tang, & Jan, 2003; Kim & Eng, 2003a; Lin, Yang, Cheng, & Wang, 2006), ce déficit sera détaillé davantage dans la section suivante.

### **2.1.1. La faiblesse musculaire chez les personnes hémiparétiques**

La faiblesse musculaire est définie comme une perte de la capacité à générer des niveaux de force appropriés lors d'une contraction maximale volontaire comparativement aux normes établies dans la littérature dans les mêmes conditions d'évaluation (Arene & Hidler, 2009; Klein, Brooks, Richardson, McIlroy, & Bayley, 2010). Ce déficit est l'un des signes cardinaux de l'AVC et concernerait 80 % à 90 % des personnes ayant subi un AVC (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Cette faiblesse musculaire touche les muscles des membres supérieurs et inférieurs (Andrews & Bohannon, 2000; Tyson, Chillala, Hanley, Selley, & Tallis, 2006) ainsi que le tronc (Bohannon, Walters, & Farr, 1997). Les prochaines sections porteront sur la description des mécanismes responsables de la faiblesse musculaire à la suite d'un AVC, sur la distribution de cette faiblesse dans les membres inférieurs ainsi que sur les facteurs influençant l'asymétrie de force musculaire chez les personnes hémiparétiques.

### **2.1.1.1 Les mécanismes responsables de la faiblesse musculaire à la suite d'un AVC**

Bien entendu, la lésion des tissus cérébraux lors de l'AVC est la cause primaire de la faiblesse musculaire puisque la mort cellulaire entraîne une diminution des efférences descendantes sur les motoneurones (Gray et al., 2012; Madhavan, Krishnan, Jayaraman, Rymer, & Stinear, 2011; Patten, Lexell, & Brown, 2004; Pineiro et al., 2000; Ward et al., 2006; Zhu, Lindenberg, Alexander, & Schlaug, 2010). Les déficits moteurs peuvent être prédits de façon raisonnable par la proportion de l'atteinte du système corticospinal (Madhavan et al., 2011; Pineiro et al., 2000; Ward et al., 2006; Zhu et al., 2010). Ainsi, la faiblesse est plus importante du côté controlatéral à la lésion cérébrale puisque la majorité des fibres de la voie corticospinale croise au niveau du bulbe pour se projeter sur les motoneurones controlatéraux (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Cependant, une faiblesse plus légère peut également être observée du côté ipsilatéral à la région lésée, dès les premiers jours post-AVC, car environ 10 % des fibres corticospinales ne croisent pas vers le côté controlatéral (Andrews & Bohannon, 2000; O'Sullivan & Schmitz, 2007). Il faut toutefois préciser que la terminaison de la voie corticospinale n'est pas seulement sur les motoneurones. Par exemple, en plus de faire synapse sur d'autres voies motrices, cette voie fait synapse avec les interneurones inhibiteurs Ia et sur les cellules de Renshaw au niveau de la moelle épinière (Kandel, Schwartz, & Jessell, 2000). Le contrôle de l'activité réflexe au niveau spinal est donc également affecté à la suite d'une atteinte des voies descendantes.

Les atteintes cérébrales et spinales précédemment décrites, jumelées à l'immobilisation consécutive à l'AVC, conduisent à des changements dans la composition du muscle. De ce fait, les facteurs contribuant à la faiblesse des muscles P peuvent être d'origine neurologique, intrinsèque, ou encore être une combinaison des deux (Horstman, Beltman, & Gerrits, 2008; Patten et al., 2004).

Deux principaux facteurs neurologiques sont exposés dans la littérature, soit la diminution de l'activation volontaire de la musculature et la modification des propriétés des unités motrices (UM). Premièrement, des auteurs ont relevé, par une technique de stimulation électrique surajoutée à une contraction volontaire, une diminution de la capacité d'activation volontaire des muscles P comparativement aux muscles NP (Klein et al., 2010; Miller, Flansbjerg, & Lexell, 2009). Cette composante semble expliquer davantage la faiblesse des FP

(Klein et al., 2010) que celle des extenseurs de genou (Miller et al., 2009). Il est possible que les muscles distaux soient plus affectés par cette composante puisqu'ils seraient davantage sous contrôle des voies corticospinales que les muscles proximaux (O'Sullivan & Schmitz, 2007). Ce manque d'activation volontaire peut refléter la réduction de la commande descendante excitatrice sur le motoneurone controlatéral à la lésion cérébrale ou encore une diminution de la capacité à recruter et à activer complètement le motoneurone. Deuxièmement, les changements d'*input* sur le motoneurone pourraient être à l'origine des changements observés dans les propriétés des UM. Ces changements pourraient se produire aussi rapidement que durant les neuf jours qui suivent l'AVC et se stabiliseraient après trois mois (Gray et al., 2012). Ainsi, à la suite d'un AVC, on observe une diminution du nombre d'UM (Arene & Hidler, 2009) et de leur fréquence de décharge (Frontera, Grimby, & Larsson, 1997), une modification de l'ordre de recrutement et du patron de décharge de celles-ci ainsi qu'une diminution de l'excitabilité du *pool* de motoneurones (Patten et al., 2004). En plus d'entraîner une réduction de la force produite, ce fonctionnement inadéquat des motoneurones peut conduire à une difficulté à contrôler l'initiation et l'arrêt du mouvement ou encore à des co-contractions musculaires inadéquates (Patten et al., 2004).

Les modifications des facteurs intrinsèques du muscle P à la suite d'un AVC ne sont pas clairement établies dans la littérature. Toutefois, des facteurs tels que l'atrophie musculaire qui est caractérisée par la perte sélective des fibres de type II, une hypertrophie des fibres de type I et une perte des sarcomères en séries ont été documentés dans le muscle P (Dattola et al., 1993; Dietz, Ketelsen, Berger, & Quintern, 1986; Gao, Grant, Roth, & Zhang, 2009b; Jorgensen & Jacobsen, 2001; Klein et al., 2010; Odajima, Ishiai, Okiyama, Furukawa, & Tsukagoshi, 1987). Certains auteurs ont relevé la possibilité qu'il existe un type de fibre musculaire atypique qui serait lent, mais tout de même fatigable (Horstman et al., 2010). De plus, les muscles des personnes hémiparétiques seraient composés d'une plus grande proportion de graisse que ceux des personnes saines (Ryan, Dobrovolny, Smith, Silver, & Macko, 2002). D'autres études sont nécessaires afin de différencier les éléments contractiles et non contractiles du muscle pour mieux comprendre les déficits musculaires reliés à ces propriétés intrinsèques (Patten et al., 2004).



### **2.1.1.2. La distribution de la faiblesse musculaire à la suite d'un AVC**

Bien que les muscles ipsilatéraux à la lésion des personnes ayant subi un AVC présentent une faiblesse comparativement à ceux des personnes saines (Andrews & Bohannon, 2000; Bohannon & Andrews, 1995, 1998), la faiblesse musculaire est plus marquée dans les muscles controlatéraux à la lésion cérébrale (Andrews & Bohannon, 2000). Toutefois, alors que certains auteurs ont rapporté une faiblesse plus importante dans les groupes musculaires distaux, il n'y a pas de consensus quant à la distribution proximale-distale de la faiblesse musculaire chez les personnes hémiparétiques (Andrews & Bohannon, 2000; Tyson et al., 2006). De plus, la distribution de la faiblesse musculaire entre les groupes musculaires agonistes et antagonistes n'est pas clairement établie (Andrews & Bohannon, 2000; Bohannon & Andrews, 1995). Bien entendu, l'asymétrie de force musculaire entre les côtés P et NP est variable selon la sévérité de l'atteinte, mais des études ont révélé une diminution de force atteignant 82 % pour les FP, 36 % pour les extenseurs de hanche (EH) et 37 % pour les fléchisseurs de hanche (FH) (Adams, Gandevia, & Skuse, 1990). Toutefois, cette asymétrie de force musculaire est influencée par différents facteurs qui seront décrits dans la section suivante.

### **2.1.1.3. Les facteurs influençant l'asymétrie de force musculaire à la suite d'un AVC**

L'asymétrie de force musculaire est influencée par différents facteurs, tels que l'angle de l'articulation, le type de contraction, ainsi que la vitesse de contraction (Gray et al., 2012).

Premièrement, l'angle auquel la force est évaluée influence l'asymétrie de force musculaire puisque la relation force-longueur du muscle P peut être différente de celle du muscle NP. En effet, chez les personnes saines, à quelques exceptions près, la relation force-longueur stipule que plus le muscle évalué est court, plus la force maximale volontaire (FMV) produite sera petite (Gray et al., 2012). Par exemple, la FMV isométrique des FP à 20° de flexion plantaire est réduite d'environ 50 % par rapport à celle produite à 20° de flexion dorsale (Winegard, Hicks, & Vandervoort, 1997). Ceci s'explique principalement par le chevauchement des filaments d'actine et de myosine qui ne serait pas optimal lors de la position raccourcie du muscle (Babault, Pousson, Michaut, & Van Hoecke, 2003). Cependant, la pente de la courbe illustrant cette relation force-longueur semble plus prononcée dans les

muscles P. Des auteurs ont d'ailleurs démontré que l'asymétrie de force des fléchisseurs du coude était plus importante à des angles de flexion élevée (60° et 90°) comparativement à 30° (Ada, Canning, & Dwyer, 2000).

Deuxièmement, chez les personnes saines, la valeur de force maximale obtenue est plus élevée en excentrique qu'en isométrique, et cette dernière est plus élevée qu'en concentrique (Babault, Pousson, Ballay, & J., 2001). Chez les personnes hémiparétiques, le type de contraction semble aussi influencer l'asymétrie de force musculaire. Par exemple, des auteurs ont démontré que l'asymétrie de force musculaire est moins marquée en excentrique qu'en concentrique (Clark, Condliffe, & Patten, 2006). Cette observation pourrait être expliquée par l'augmentation de la force passive observée dans les muscles P comparativement aux personnes saines (Gao, Grant, Roth, & Zhang, 2009a). Un auteur a également suggéré que la production d'une force excentrique nécessite moins d'activation neurale, ce qui pourrait expliquer pourquoi ce type de force est mieux conservé à la suite d'un AVC (Gray et al., 2012).

Troisièmement, la vitesse du mouvement affecte l'asymétrie de force musculaire chez les personnes hémiparétiques. En condition normale, la relation force-vitesse stipule que l'augmentation de la vitesse du mouvement est accompagnée d'une diminution de la capacité de production de force maximale et ce, de façon accentuée dans les muscles composés majoritairement de fibres de type lent (Babault et al., 2001; Wickiewicz, Roy, Powell, Perrine, & Edgerton, 1984). Ainsi, chez les personnes hémiparétiques, lors de contractions concentriques isocinétiques, il a été démontré que le membre P présente une relation force-vitesse dans laquelle une diminution de force exagérée lors de l'augmentation de la vitesse de contraction était observée, et ce, pour des groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs, comparativement au côté NP et aux personnes saines (Clark et al., 2006; Kim, Kothari, Lum, & Patten, 2005; Lum, Patten, Kothari, & Yap, 2004). Finalement, lors de contractions isotoniques, la vitesse de déplacement des membres P est également affectée. En effet, lors de contractions isotoniques des fléchisseurs du genou, seulement 33 % des participants arrivaient à produire une contraction de 200°/s comparativement à 66 % du côté NP. Aucun participant n'arrivait à produire une vélocité de 300°/s du côté P comparativement à 33 % du côté NP. La vélocité maximale produite varie selon le groupe musculaire et est

corrélée avec la vitesse de marche sur dix mètres (Davies, Mayston, & Newham, 1996). Ces observations soulignent l'importance d'évaluer l'asymétrie de force des personnes hémiparétiques selon des conditions d'évaluation rigoureuses qui correspondent aux situations fonctionnelles auxquelles on veut associer l'asymétrie de force musculaire.

Finalement, d'autres facteurs peuvent occasionner une asymétrie de force soit en accentuant la faiblesse dans le muscle P, soit en s'opposant à la force produite par le muscle ou encore en rendant cette force inefficace en changeant sa direction (Arene & Hidler, 2009). Par exemple, la spasticité, l'activité excessive des muscles antagonistes (co-contractions) et des séquences d'activation musculaire anormales (incoordination) sont toutes des facteurs pouvant conduire à une diminution de la force produite du côté P comparativement au côté NP (Arene & Hidler, 2009). De plus, la qualité d'un muscle ne dépend pas uniquement de ses capacités de production de force maximale, mais également de sa puissance (capacité à générer des forces rapidement), de son endurance et de sa souplesse. Ainsi, outre la faiblesse musculaire, les muscles P présentent une diminution de la capacité à développer rapidement un certain niveau de force comparativement aux muscles NP (Bohannon & Walsh, 1992; Canning, Ada, & O'Dwyer, 1999; Horstman et al., 2010; Toffola, Sparpaglione, Pistorio, & Buonocore, 2001). Au niveau de l'endurance, les études démontrent que les muscles P se fatiguent plus rapidement lors de stimulations électriques répétées et lors de contractions volontaires (Gerrits, Beltman, & Koppe, 2009; Horstman et al., 2010). Finalement, au niveau de la souplesse du muscle, les muscles P présentent souvent un tonus augmenté. Cette augmentation de la résistance à l'étirement passif, non dépendante de la vitesse, peut être attribuable à la perte de sarcomères en série ou encore au remodelage des tissus conjonctifs du muscle ou des structures périarticulaires (Arene & Hidler, 2009; Gao et al., 2009b).

## 2.2. La marche chez les personnes saines

*‘N’est-il pas réellement bien extraordinaire de voir que, depuis le temps où l’homme marche, personne ne se soit demandé pourquoi il marche, comment il marche, s’il marche, s’il peut mieux marcher, ce qu’il fait en marchant, s’il n’y avait pas moyen d’imposer, de changer, d’analyser sa marche : questions qui tiennent à tous les systèmes philosophiques, psychologiques et politiques dont s’est occupé le monde?’ - Honoré de Balzac, *Théorie de la démarche*, 1833*

Bien que la marche bipède soit la tâche fonctionnelle la plus universelle et qu’elle puisse sembler automatique une fois apprise, elle est une des tâches les plus complexes à réaliser. La marche a inspiré et intéressé les plus grands philosophes et écrivains de ce monde, et ce, depuis 500 avant Jésus-Christ. Pour Jean-Jacques Rousseau, la marche était une passion, une manière de vivre et de penser. Au 18<sup>e</sup> siècle, il déclara dans son autobiographie intitulée *Les Confessions* : « Je ne puis méditer qu'en marchant, sitôt que je m'arrête, je ne pense plus, et ma tête ne va qu'avec mes pieds ». Malgré toute sa complexité, une fois apprise, elle devient donc simple au point de nous permettre de nous évader dans nos pensées, de nous donner le rythme d'une réflexion et même, de nous détendre.

### 2.2.1. Définition

L’étude de la marche, par sa nature complexe, continue de susciter beaucoup d’intérêts chez les chercheurs intéressés aux mouvements humains. En effet, bien que la locomotion puisse sembler stéréotypée, elle est beaucoup plus qu’une simple activité motrice rythmique (Knikou, 2010). Pour avoir une locomotion bipède fonctionnelle, le mouvement alterné des membres doit être combiné à un contrôle de la posture et de l’équilibre ainsi qu’à une capacité d’adapter le patron de marche afin de répondre aux exigences de l’environnement et d’accomplir les comportements désirés (traverser une rue très passante, monter un plan incliné, etc.) (Harkema, Behrman, & Barbeau, 2011). Pour un contrôle optimal de la

locomotion bipède, des interactions constantes entre les centres supérieurs, la moelle épinière et les afférences périphériques sont donc nécessaires (Fouad & Pearson, 2004; Kandel, Schwartz, & Jessel, 2000; Knikou, 2010).

Afin de mieux interpréter et comprendre les problèmes de marche à la suite de différentes pathologies, il est pratique de diviser la marche en sous-tâches. Selon Winter (1991), la marche peut être décomposée en cinq principales sous-tâches qui sont 1) le support du corps lors de la phase d'appui, 2) le contrôle de l'équilibre, 3) le contrôle de la trajectoire du pied afin de réaliser un décollement du pied sécuritaire et une attaque du talon en douceur, 4) la génération d'énergie afin de maintenir ou d'augmenter la vitesse vers l'avant du corps et 5) l'absorption d'énergie pour minimiser les impacts et ralentir la progression du corps vers l'avant (Winter, 1991). Ces sous-tâches doivent être réalisées en minimisant le coût énergétique afin d'avoir une marche efficace, peu coûteuse en énergie (Waters & Mulroy, 1999). La difficulté à réaliser l'une de ses sous-tâches conduira à une perturbation de la séquence des événements du cycle de marche.

Dans cette thèse, nous nous intéresserons principalement à la sous-tâche reliée à la génération d'énergie. Nous analyserons donc les moments musculaires nets des principaux groupes de muscles contribuant à la génération d'énergie (FP, EH et FH) et les niveaux d'effort seront quantifiés seulement dans leur phase de génération d'énergie. Plusieurs raisons motivent ce choix : tout d'abord, plusieurs études supportent le rôle important des muscles générateurs d'énergie dans l'asymétrie spatio-temporelle des personnes hémiparétiques (Allen, Kautz, & Neptune, 2011; Balasubramanian, Bowden, Neptune, & Kautz, 2007; Olney & Richards, 1996). C'est aussi pendant ces phases de la marche que sont observés les efforts les plus importants (Milot et al., 2006; Nadeau et al., 1999). De plus, les niveaux d'effort lors de la marche chez les personnes saines et hémiparétiques ont été évalués dans les phases de génération d'énergie (Milot et al., 2006; Nadeau et al., 1999) lors de la marche au sol. Il sera ainsi possible de comparer les résultats du présent projet avec les études publiées antérieurement dans ce domaine. Dans les sections suivantes, la description de la marche chez les personnes saines portera surtout sur les paramètres spatio-temporels ainsi que sur la cinétique des muscles FP, EH et FH dans le plan sagittal.

## 2.2.2. Les paramètres spatio-temporels

Comme l'asymétrie spatio-temporelle est au cœur de cette thèse, il est nécessaire de détailler les paramètres spatio-temporels de la marche chez les personnes saines. Nous présenterons également un bref survol des études qui se sont intéressées à documenter l'asymétrie locomotrice des personnes saines.

### 2.2.2.1. La vitesse de marche

La vitesse de marche confortable dite « normale » varie selon l'âge et le sexe (Bohannon & Andrews, 2011) et est un important indicateur de l'espérance de vie des personnes âgées (Studenski et al., 2011). Le Tableau 2-1 présente les vitesses de marche confortables chez les personnes saines selon l'âge et le sexe. Ces normes sont nécessaires pour être en mesure d'interpréter l'importance des atteintes de vitesses de marche rapportées chez les personnes hémiparétiques.

**Tableau 2-1.** Vitesse de marche selon l'âge et le sexe.

HOMMES				FEMMES			
Âge (ans)	Sujets (n)	Vitesses (m/s)	IC (95%)	Âge (ans)	Sujets (n)	Vitesses (m/s)	IC (95%)
20-29	155	1,36	1,22 à 1,47	20-29	180	1,34	1,08 à 1,50
30-39	83	1,43	1,32 à 1,54	30-39	104	1,34	1,26 à 1,42
40-49	96	1,43	1,27 à 1,47	40-49	142	1,39	1,22 à 1,42
50-59	436	1,43	1,12 à 1,49	50-59	456	1,31	1,10 à 1,56
60-69	941	1,34	1,03 à 1,59	60-69	5013	1,24	0,97 à 1,45
70-79	3671	1,26	0,96 à 1,42	70-79	8591	1,13	0,83 à 1,50
80-99	1091	0,97	0,61 à 1,22	80-99	2152	0,94	0,56 à 1,17

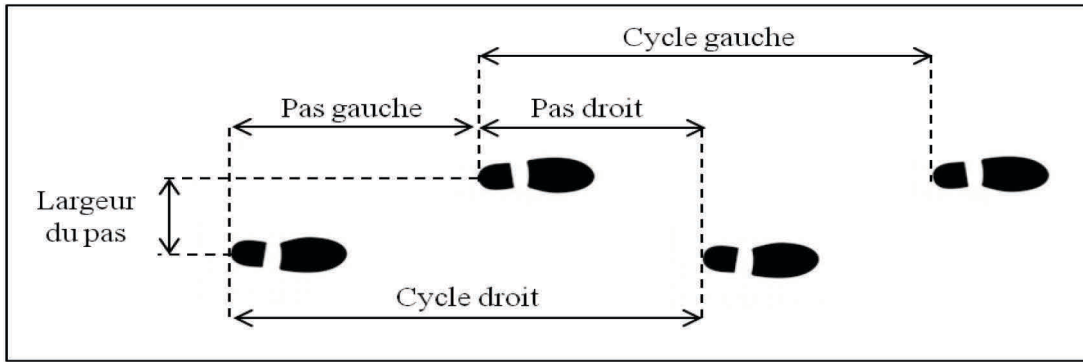
Abréviation : Intervalle de confiance (IC). Données provenant de Bohannon et Andrew 2011.

### **2.2.2.2. Les évènements et paramètres temporels du cycle de marche**

Comme présenté dans la Figure 2-3 (page 47; Article #1), un cycle de marche débute par le contact initial d'un pied avec le sol et se termine avec le contact initial successif de ce même pied (Winter, 1991). Le cycle est habituellement normalisé à 100 %. Il comprend deux principales phases : la phase d'appui (de 0 % à 60 % du cycle) et la phase d'oscillation (de 60 % à 100 % du cycle). La phase d'appui est composée de deux périodes de double appui et d'une période de simple appui. Par définition, le double appui gauche correspond au double appui débutant au contact initial du pied droit et se terminant au décollement des orteils gauches (vice versa pour le double appui droit). La phase de double appui est également appelée « phase de préoscillation ». Le double appui gauche correspond à la pré oscillation gauche. Globalement, chacune des phases de double appui représente environ 10 % à 12 % du cycle de marche. Plus la vitesse de marche est réduite, plus le pourcentage du cycle passé en double appui augmente. La phase de simple appui correspond à la phase d'oscillation du membre inférieur controlatéral. Certains auteurs divisent la phase de simple appui en deux, le début (0-50 % de la phase de simple appui) et la fin (50 % à 100 % de la phase de simple appui) afin de faciliter la compréhension des paramètres biomécaniques de la marche (Allen et al., 2011).

### **2.2.2.3. Les paramètres spatiaux**

Les paramètres spatiaux les plus documentés sont la longueur de pas, la longueur de cycle et la largeur du pas. Ils sont habituellement rapportés en mètre. La longueur de pas est définie comme la distance antéro-postérieure entre le contact initial d'un pied et le contact suivant de l'autre pied. Deux pas successifs indiquent la longueur du cycle qui est d'une moyenne de 1,51 m chez les personnes saines lors de la marche à vitesse confortable (Winter, 1991). La largeur du pas est plus variable, mais se situe entre 7,4 cm et 11,2 cm chez les adultes de plus de 50 ans (Helbostad & Moe-Nilssen, 2003; Hollman, McDade, & Petersen, 2011). Par définition, la largeur du pas droit correspond à la distance médio-latérale entre les deux talons au contact initial du pied droit. La Figure 2-1, à la page suivante, présente les paramètres spatiaux de la marche.



**Figure 2-1.** Paramètres spatiaux de la marche.

### 2.2.3. Les paramètres cinétiques

Dans cette section, nous détaillerons les moments musculaires nets ainsi que les puissances des principaux muscles générateurs d'énergie lors de la marche, et ce, dans le plan sagittal. Les moments nets ainsi que les puissances nettes, estimés par un modèle dynamique inverse, sont calculés à partir des forces de réaction du sol et des données cinématiques (Winter, 1991). Les principaux muscles générateurs d'énergie sont les FP, les EH et les FH (Nadeau, Gravel, & Olney, 2001; Peterson, Cheng, Kautz, & Neptune, 2010). Il faut toutefois mentionner que les extenseurs du genou produisent également une puissance positive lors de la marche qui contribuerait de façon moindre à la génération d'énergie à cadence naturelle (environ 18 % de l'énergie positive totale) (Teixeira-Salmela, Nadeau, Milot, Gravel, & Requiao, 2008) ainsi qu'à la progression du corps vers l'avant (Kepple, Siegel, & Stanhope, 1997). Ce groupe de muscles ne sera donc pas détaillé dans cette thèse. Cette section se terminera par une description des niveaux d'effort musculaire mesurés par la méthode du taux d'utilisation musculaire (TUM) (Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1996) lors des phases de génération d'énergie de ces trois groupes de muscles.

#### 2.2.3.1. Les moments nets et les puissances nettes

##### 2.2.3.1.1. La cheville

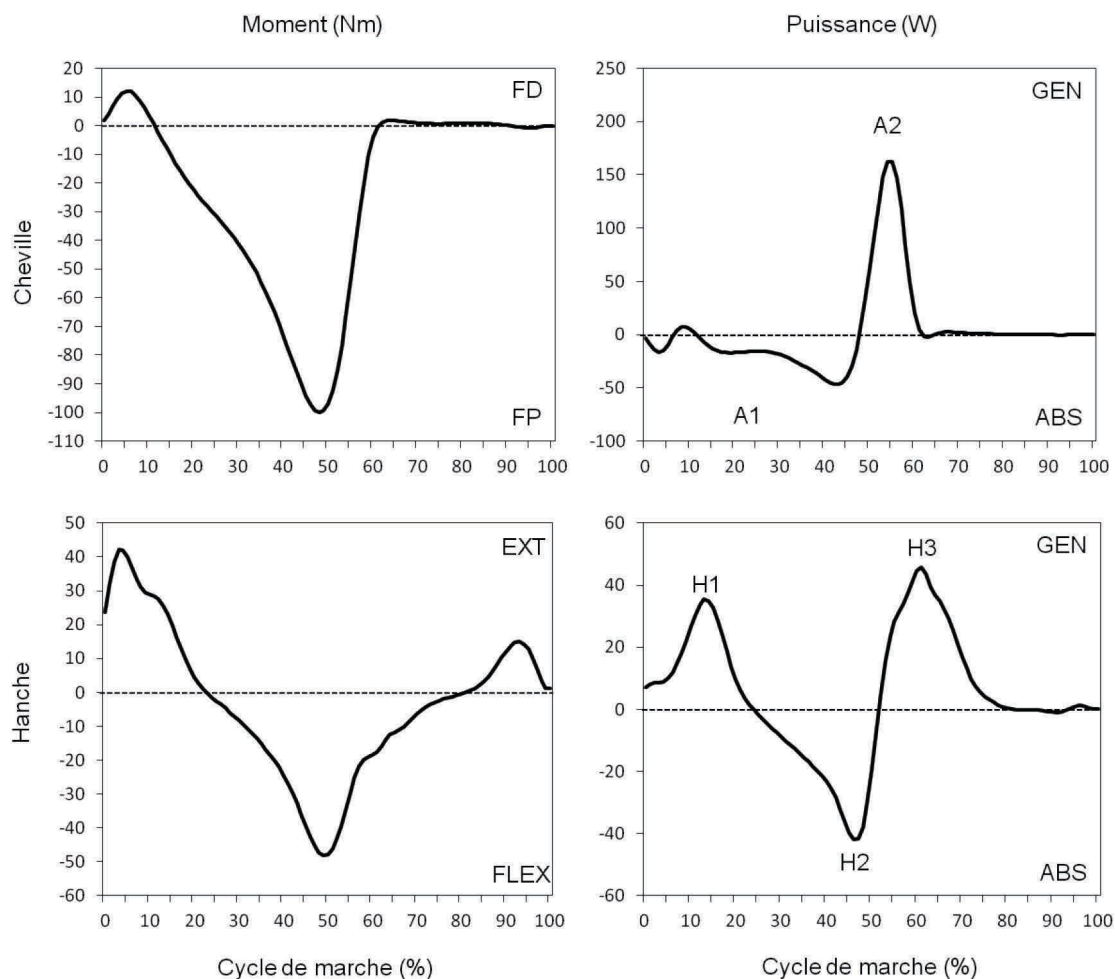
En se référant à la Figure 2-2, les phases de génération d'énergie correspondent à l'aire sous la courbe des valeurs positives des puissances (contraction concentrique) alors que les phases d'absorption d'énergie correspondent à l'aire sous la courbe des puissances de valeurs



négligentes (contraction excentrique). À la cheville, le cycle de marche débute avec un moment de flexion dorsale (de 0 % à 5 % du cycle) où les fléchisseurs dorsaux travaillent excentriquement (légère absorption d'énergie) pour contrôler la descente du pied après le contact initial du talon. Par la suite, de 5 % à 60 % du cycle de marche, un moment de flexion plantaire est observé. De 5 % à 40 % du cycle, les FP travaillent excentriquement pour contrôler le passage de la jambe au-dessus du pied. Par la suite, de 40 % à 60 % du cycle, une phase importante de génération d'énergie par les FP (identifiée A2 et appelée « push-off ») conduit à un décollement du talon suivi d'une flexion plantaire rapide ( $\sim 160^\circ/\text{s}$ ) qui conduit au décollement des orteils et au déplacement du membre inférieur vers l'avant pour initier la phase d'oscillation. Cette phase de poussée plantaire est un des facteurs contribuant majoritairement à la génération d'énergie et à la propulsion du corps vers l'avant (Kepple et al., 1997; Meinders, Gitter, & Czerniecki, 1998; Peterson, Kautz, & Neptune, 2011; Teixeira-Salmela et al., 2008; Winter, 1991). Les FP produiraient de 50 % à 80 % de l'énergie positive totale lors de la marche à vitesse confortable (Teixeira-Salmela et al., 2008; Winter, 1991). Plus la vitesse de marche est élevée, plus le moment et la puissance des FP au « push-off » sont élevés (Teixeira-Salmela et al., 2008; Winter, 1991).

#### 2.2.3.1.2. *La hanche*

À la hanche, le cycle de marche débute avec une contraction concentrique des EH qui permet de supporter le poids du corps au contact initial du talon, mais également de déplacer le tronc vers l'avant en produisant une extension de hanche (Nadeau et al., 2001). Cette phase de génération d'énergie (identifiée H1) contribuerait à environ 12 % de l'énergie positive totale à cadence confortable (Teixeira-Salmela et al., 2005). Par la suite, les FH sont actifs en excentrique afin de contrôler l'extension de hanche jusqu'à environ 50 % du cycle de marche. De 50 % à 80 % du cycle, les FH s'activent en concentrique afin de tirer le membre inférieur vers le haut et vers l'avant pour initier la phase d'oscillation du membre inférieur. Cette phase (identifiée H3) est appelée « pull-off » et produirait jusqu'à 29 % de l'énergie positive totale à cadence confortable (Teixeira-Salmela et al., 2008; Teixeira-Salmela et al., 2005; Winter, 1991).



**Figure 2-2.** Courbes de moments et de puissances à la cheville et à la hanche chez les personnes saines lors de la marche à vitesse confortable au sol (n = 9; données non publiées du laboratoire de pathokinésiologie). Abréviations : flexion dorsale (FD); flexion plantaire (FP); extension (EXT); flexion (FLEX); génération (GEN), absorption (ABS).

### 2.2.3.2. Les niveaux d'effort musculaire

Les niveaux d'effort musculaire lors de la marche peuvent être estimés par le modèle des TUM (Hébert, Gravel, & Arsenault, 1995; Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1996; Nadeau et al., 1999). Le TUM représente le pourcentage de la force maximale utilisée par un groupe de muscles lors d'une tâche et permet une estimation de l'effort musculaire fourni par ce groupe de muscles. Ainsi, ce modèle met en relation le moment net d'un groupe de muscles produit lors d'une tâche et le moment maximal prédit de ce groupe de muscles

(estimé grâce à une évaluation dynamométrique). Le modèle sera détaillé de façon exhaustive dans le chapitre 4 de cette thèse. L'équation suivante est utilisée pour obtenir le TUM :

$$\text{TUM (\%)} = \frac{\text{Moment net produit lors de la tâche}}{\text{Moment maximal potentiel prédit}} \times 100$$

#### **Équation 2-1.** Taux d'utilisation musculaire

Un premier groupe d'auteurs a rapporté les TUM chez 14 personnes saines à quatre vitesses différentes lors de la marche au sol (Requião et al., 2005). À vitesse confortable, les TUM moyens bilatéraux dans les muscles FP, EH et FH étaient respectivement de 60,8 %, 35,3 % et 43,0 %. Les TUM n'étaient pas différents entre les deux côtés et des corrélations significatives ( $p < 0,01$ ) ont été trouvées entre les TUM de chaque côté pour les FP ( $r = 0,58$ ), les FH ( $r = 0,68$ ) et les EH ( $r = 0,70$ ). Des différences absolues bilatérales allant de 7 % à 10 % ont été rapportées à travers les différents groupes de muscles (Requião et al., 2005). Avec l'augmentation de la vitesse, une redistribution des efforts entre les muscles des membres inférieurs a été observée. Plus spécifiquement, entre la marche à cadence lente (60 pas/minute) et la cadence rapide (120 pas/minute), l'augmentation des niveaux d'effort pour les FP est d'environ 10 % alors qu'elle est de 23 % et 29 % respectivement pour les EH et FH (Requião et al., 2005). Cela est cohérent avec l'augmentation plus importante de la quantité d'énergie produite par les muscles de la hanche comparativement à l'augmentation notée dans les FP lors de l'augmentation de la cadence, comme démontré par Teixeira-Salmela et al. (2008).

#### **2.2.4. L'asymétrie locomotrice chez les personnes saines**

Bien que de légères asymétries locomotrices soient reportées chez les personnes saines (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000), il est approprié de considérer que la marche chez ces personnes est relativement symétrique (Patterson et al., 2010b; Teixeira-Salmela et al., 2008). Toutefois, puisqu'il existe des variabilités intra-individuelles et interindividuelles non négligeables, il est nécessaire de les prendre en considération afin de bâtir des normes pour statuer sur le niveau d'asymétrie considéré comme étant anormal. À ce jour, il n'existe pas de consensus quant au critère pour définir un patron de marche asymétrique. Certains auteurs ont utilisé des valeurs arbitraires représentant des différences supérieures à 10 % (Patterson et al.,

2008), alors que d'autres considèrent que la marche est asymétrique lorsque des différences significatives sont relevées entre les deux côtés (Griffin, Olney, & McBride, 1995; Hesse et al., 1997; Sadeghi et al., 2000). Récemment, Patterson et al. (2010b) ont établi des normes quant aux paramètres spatio-temporels en utilisant la définition suivante : un patron de marche est asymétrique lorsque la valeur d'asymétrie mesurée tombe à l'extérieur de l'intervalle de confiance de 95% des personnes saines (Patterson et al., 2010b). En évaluant l'asymétrie spatio-temporelle de 81 personnes saines lors de la marche confortable au sol sur un GAITRite<sup>®</sup>, ces auteurs ont quantifié les valeurs de seuil pour qualifier la marche d'asymétrique. Lorsqu'elles sont exprimées en ratio (valeur la plus élevée/valeur la moins élevée), ces valeurs sont de 1,08, 1,06, 1,05 et 1,04, respectivement pour la longueur de pas, la durée d'oscillation, la durée d'appui et la durée de double appui. À notre connaissance, de telles normes avec un échantillon aussi grand ne sont pas disponibles pour les paramètres cinétiques. Toutefois, plusieurs auteurs ont également conclu que la marche était relativement symétrique chez les personnes saines quant aux forces de réaction du sol (Burnett, Campbell-Kyureghyan, Cerrito, & Quesada, 2011; Claeys, 1983), aux efforts musculaires (TUM) (Requião et al., 2005) et aux puissances (Teixeira-Salmela et al., 2008). À titre d'exemple, une analyse chez 35 personnes saines a quantifié des ratios moyens (valeur côté non dominant/ valeur côté dominant) de 0,998 et 1,003 (intervalle de confiance à 95%  $\geq 0,985 \leq 1,018$ ) pour les sommets des forces de réaction du sol verticales à l'attaque du talon et à la poussée plantaire, respectivement (Burnett et al., 2011).

### **2.2.5. La marche sur tapis roulant**

Les résultats de diverses études ont relevé quelques différences entre la marche au sol et la marche sur tapis roulant, chez les personnes saines, qui méritent d'être résumées puisque l'analyse biomécanique de la marche dans cette thèse a été effectuée sur un tapis roulant. Premièrement, certains auteurs ont relevé que la marche confortable sur tapis roulant est habituellement plus lente que celle mesurée au sol. Par exemple, une étude chez 17 personnes saines ( $65,1 \pm 10,4$  ans, dont 15 femmes) a mesuré des vitesses de marche confortable de 1,06 m/s sur tapis roulant comparativement à 1,24 m/s au sol (Kautz, Bowden, Clark, & Neptune, 2011). Par le fait même, la longueur de cycle était diminuée, le pourcentage du cycle passé en appui et en double appui était augmenté alors que la phase d'oscillation était diminuée sur tapis

roulant (Kautz et al., 2011). Des auteurs fixent la vitesse de marche confortable sur tapis roulant en fonction de la vitesse de marche confortable mesurée au sol afin de pouvoir comparer les paramètres (spatio-temporel, cinétique et cinématique) sans ce facteur confondant (Lee & Hidler, 2008; Riley, Paolini, Della Croce, Paylo, & Kerrigan, 2007; Watt et al., 2010).

Des études ont rapporté que la marche sur tapis roulant, lorsque comparée à une même vitesse de marche qu'au sol, provoquait une cadence de marche plus élevée (diminution de la durée du cycle) et une diminution de la longueur de pas (Matsas, Taylor, & McBurney, 2000; Watt et al., 2010). Quant à la cinématique de la hanche, des diminutions de l'amplitude maximale en flexion ( $0,64^\circ$  chez les jeunes, non significatives chez les personnes âgées) et en extension ( $1,50^\circ$  chez les jeunes et  $2,84^\circ$  chez les personnes âgées) ont été démontrées (Riley et al., 2007; Watt et al., 2010). Aucune différence de la cinématique de la cheville n'a été retrouvée chez les jeunes (Riley et al., 2007), alors que, chez les personnes âgées, des diminutions de  $2,56^\circ$  en flexion plantaire et de  $1,51^\circ$  en flexion dorsale ont été relevées sur le tapis roulant (Watt et al., 2010). Cependant, une autre étude n'a relevé aucune différence significative quant à la cinématique de la hanche et de la cheville chez un groupe d'âge mixte (jeune et âgé) (Lee & Hidler, 2008). Globalement, malgré ces différences significatives dans l'amplitude maximale en extension et flexion de hanche, les différences sont inférieures à  $3^\circ$  pour les personnes jeunes et âgées (Lee & Hidler, 2008; Parvataneni, Ploeg, Olney, & Brouwer, 2009; Riley et al., 2007; Watt et al., 2010) et sont également à l'intérieur de l'intervalle de confiance du coefficient de répétabilité des paramètres mesurés au sol (Riley et al., 2007).

En ce qui concerne la cinétique de la hanche, des diminutions des moments EH et FH (variant entre 0,05 et 0,15 Nm/kg) ainsi qu'une diminution de la puissance générée par les FH (H3; variant entre 0,54 et 0,58 W/kg) ont été mesurées lors de la marche sur tapis roulant chez les personnes saines jeunes et âgées (Riley et al., 2007; Watt et al., 2010). Toutefois, d'autres auteurs ont relevé un moment EH plus élevé ( $+0,17$  Nm/kg) accompagné d'une augmentation de la puissance générée (H1;  $+0,25$  W/kg) lors de la marche sur tapis roulant comparativement au sol (Lee & Hidler, 2008). À la cheville, une diminution de la puissance générée par les FP (A2;  $-0,44$  W/kg) a été relevée chez les personnes âgées alors qu'aucune différence n'a été

relevée chez les jeunes (Riley et al., 2007) et chez un groupe de sujets d'âge mixte (jeunes et âgés) (Lee & Hidler, 2008).

En résumé, il existe une variabilité quant aux différences des paramètres biomécaniques entre la marche au sol et la marche sur tapis roulant. Cette variabilité entre les études pourrait provenir d'une période de familiarisation insuffisante sur le tapis roulant avant la période d'enregistrement (Watt et al., 2010). Par exemple, Matsas et al. (2000) ont démontré qu'après six minutes de marche sur le tapis roulant, il n'y avait plus de différence entre la cadence, la longueur de pas et la durée du cycle comparativement à la marche au sol (Matsas et al., 2000). De plus, une variabilité inhérente à la différence de surface entre le tapis roulant et le sol est possible puisque certaines études ont évalué ces deux types de marche sur des surfaces différentes. D'autres études biomécaniques sont donc nécessaires afin de comparer la marche au sol avec la marche sur tapis roulant avec des surfaces de contact similaires afin d'éviter les changements causés par ce facteur. Toutefois, les auteurs dans le domaine de la biomécanique s'entendent pour dire que malgré quelques différences d'amplitude des différents paramètres biomécaniques, les profils des courbes cinétiques et cinématiques sont très similaires entre les deux types de locomotion et donc que la marche sur tapis roulant correspond bien à la marche au sol (Riley et al., 2007; Watt et al., 2010; White, Yack, Tucker, & Lin, 1998).

### **2.3. La marche chez les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC**

Dans la première semaine post-AVC, seulement le tiers des personnes est capable de marcher de façon indépendante (Jorgensen et al., 1995). La récupération de cette fonction est donc l'un des objectifs les plus fréquemment rapportés chez ces personnes en phase de réadaptation (Bohannon et al., 1988). Malgré les interventions qui rendent 63 % des personnes hémiparétiques indépendantes à la marche (Jorgensen et al., 1995), 85 % présentent encore des vitesses de marche réduites comparativement aux personnes saines trois mois après l'AVC (Mayo et al., 1999). De plus, ces personnes présentent également une diminution de l'endurance à la marche telle que mesurée par le 6MWT (Pohl et al., 2002). À titre d'exemple, les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC parcourent en moyenne 216 mètres en six

minutes comparativement à 590 mètres chez les personnes saines (Tveter, Dagfinrud, Moseng, & Holm, 2014). De plus, la demande énergétique de la marche des personnes hémiparétiques est de 55 % à 100 % plus élevée que celle des personnes saines (Ivey, Macko, Ryan, & Hafer-Macko, 2005). En plus d'une vitesse de marche réduite et d'une diminution de l'endurance à la marche, ces personnes présentent fréquemment des asymétries spatio-temporelles. En ce sens, près de 60 % présentent des asymétries des paramètres temporelles alors que plus du tiers présentent des asymétries spatiales (Patterson et al., 2010b). L'ensemble de ces problèmes locomoteurs conduit à une déambulation limitée dans la communauté chez plus de 40 % des personnes à la suite de l'AVC (Lord, McPherson, McNaughton, Rochester, & Weatherall, 2004). De ce fait, il est essentiel de trouver des façons d'améliorer la fonction locomotrice des personnes hémiparétiques.

Bien que la vitesse de marche soit un excellent indicateur de la qualité de vie des personnes, de récentes études suggèrent que l'asymétrie locomotrice pourrait être plus indicative du niveau de fonction du membre parétique et des stratégies compensatoires utilisées par ces personnes lors de la marche (Allen et al., 2011; Bowden, Balasubramanian, Neptune, & Kautz, 2006). Toutefois, les causes et les conséquences fonctionnelles de l'asymétrie spatio-temporelle sont encore mal connues chez cette population. Malgré un essor des publications en lien avec l'asymétrie spatio-temporelle des personnes hémiparétiques, le manque de standardisation des équations utilisées pour quantifier l'asymétrie, la grande variabilité des atteintes sensorimotrices à la suite d'un AVC ainsi que la variabilité du patron de marche de ces personnes font en sorte qu'il est très difficile d'avoir une compréhension globale de leur asymétrie. Pour ces raisons, une revue de la littérature portant sur l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques s'avérerait pertinente et sera l'objet de la section 2.3.3. Avant cela, il est préalablement nécessaire de présenter brièvement les principales modifications des paramètres cinétiques (moments, puissances, niveaux d'effort) qui caractérisent les phases de génération d'énergie à la cheville et à la hanche lors de la marche des personnes hémiparétiques.

### **2.3.1. Les moments et les puissances**

Bien qu'il existe une grande variabilité de ces paramètres lors de la marche chez les personnes hémiparétiques selon la sévérité de l'atteinte, la vitesse de marche et la direction de leur asymétrie spatiale (Allen et al., 2011), un portrait global peut être dressé (Balaban & Tok, 2014; Olney & Richards, 1996). De façon générale, les courbes des moments et des puissances à la cheville et à la hanche démontrent un profil similaire aux personnes saines. Toutefois, l'amplitude du profil de ces courbes est souvent réduite (Balaban & Tok, 2014; Olney & Richards, 1996).

Concernant la cheville, la grande majorité des études a noté une diminution de l'amplitude maximale du moment FP P comparativement au côté NP, avec des différences moyennes variant de 22 % jusqu'à 42 % selon les études (Kim & Eng, 2004; Teixeira-Salmela, Nadeau, McBride, & Olney, 2001). Cette diminution est également associée à une importante réduction de la génération de puissance par les FP du côté P à la poussée plantaire ( $0,97 \pm 0,63$  W/kg versus  $2,28 \pm 2,06$  W/kg) (Kim & Eng, 2004; Teixeira-Salmela et al., 2001). Concernant le moment produit par les EH au début du cycle, certaines études n'ont relevé aucune différence bilatérale (Teixeira-Salmela et al., 2001) alors que d'autres ont démontré une amplitude réduite du côté P dans une ampleur d'environ 50 % ( $0,33$  Nm/kg versus  $0,60$  Nm/kg) (Kim & Eng, 2004). La puissance générée par les EH P (H1) se trouve également habituellement réduite, voire absente, lorsque les vitesses sont lentes (Olney, Griffin, Monga, & McBride, 1991; Olney & Richards, 1996; Teixeira-Salmela et al., 2001). Le comportement des FH du côté P est plus variable. Bien que les auteurs rapportent globalement un moment et une puissance diminués au « pull-off » comparativement au côté NP (Olney & Richards, 1996; Teixeira-Salmela et al., 2001), les muscles FH sont parfois utilisés pour compenser la diminution de la puissance des FP (Nadeau et al., 1999). Ainsi, les moments et puissances générés par les FH P (H3) peuvent parfois être plus grands du côté P par comparaison au côté NP (Olney & Richards, 1996).

### **2.3.2. Les niveaux d'effort musculaire**

Lors de la marche à vitesse confortable, Milot et al. (2006) ont déterminé que les niveaux d'effort musculaire des membres inférieurs P et NP étaient de  $63,6 \pm 18,7$  % vs  $58,8 \pm$



15,1 %,  $46,1 \pm 27,6$  % vs  $44,8 \pm 20,1$  %, et  $33,1 \pm 25,6$  % vs  $39,4 \pm 22,2$  % respectivement pour les FP, les FH et les EH (Milot et al., 2006). Ces niveaux d'effort n'étaient pas significativement différents entre les deux membres inférieurs et ils étaient également semblables à ceux retrouvés chez les personnes saines lorsqu'elles marchent à leur vitesse confortable. À la lumière de ces résultats, ce groupe d'auteurs a émis l'hypothèse que les personnes hémiparétiques pourraient baser leur stratégie locomotrice sur un désir de symétriser les efforts produits aux membres inférieurs. Cette hypothèse sera discutée davantage dans la section 2.4.

De façon comparable aux personnes saines, les niveaux d'effort sont plus élevés au niveau des FP comparativement aux autres groupes de muscles chez les personnes post-AVC, démontrant que ce groupe musculaire est sollicité de façon plus importante lors de la marche. Nadeau et al. (1999) ont démontré que certaines personnes hémiparétiques présentaient des niveaux d'effort des FP P très élevés lors de la marche à vitesse confortable. À vitesse maximale, 10 de leurs 17 participants utilisaient 100 % de la force musculaire prédite (Nadeau et al., 1999). Cette observation a permis de suggérer que la faiblesse des FP pouvait être un facteur limitant la capacité des personnes hémiparétiques de marcher plus rapidement. Toutefois, ces auteurs ont posé l'hypothèse qu'une compensation par les FH pourrait permettre à certaines personnes d'atteindre des vitesses de marche rapides comparables aux individus présentant des niveaux d'effort des FP inférieurs à 100 %. Cette hypothèse a été supportée par Milot et al. (Milot, Nadeau, & Gravel, 2007). En effet, ces auteurs ont démontré qu'à vitesse maximale, malgré des niveaux d'effort plus élevés pour tous les groupes de muscles du côté P (FP : 77 %, EH: 58 %, FH: 72 %), l'augmentation était beaucoup plus marquée dans les FH (46 % à vitesse confortable versus 72 % à vitesse rapide) que dans les autres groupes de muscles. De plus, ils ont observé que les différences entre les FH et les FP étaient moins marquées chez les personnes hémiparétiques marchant à vitesse rapide que chez les personnes saines marchant à des vitesses comparables (Milot et al., 2007). Ces deux observations témoignent du rôle important des FH pour augmenter la vitesse de marche chez les personnes hémiparétiques. Jusqu'à présent, les niveaux d'effort musculaires ont été évalués dans des conditions de marche confortable ou maximale. Toutefois, aucune étude n'a documenté les exigences d'un patron de marche plus symétrique chez cette population.

Les relations entre les changements biomécaniques préalablement exposés et l'asymétrie spatio-temporelle observée chez les personnes hémiparétiques sont complexes. Afin de mieux les comprendre, une revue de la littérature portant sur l'asymétrie spatio-temporelle du patron de marche des personnes hémiparétiques sera présentée dans la prochaine section.

### **2.3.3. Article #1: Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke**

Séléna Lauzière, MSc<sup>1,2</sup>, Martina Betschart, MSc.<sup>1,2</sup>, Rachid Aissaoui, PhD<sup>1,2,3</sup>, Sylvie Nadeau, PhD<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Pathokinesiology Laboratory, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) - Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM),

<sup>2</sup> cole de réadaptation, Université de Montréal,

<sup>3</sup>Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CRCHUM), Québec, Canada

*Article publié dans la revue International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 2014, 2 :201. 11 pages. <http://dx.doi.org/10.4172/2329-9096.1000201>*

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, soit : la revue de la littérature pertinente à la rédaction de l'article ainsi que la rédaction du présent article. Martina Betschart a grandement participé à la rédaction de la première version et à la révision finale de l'article. Dr Rachid Aissaoui a participé à la révision de l'article. Finalement, Dre Sylvie Nadeau a encadré et a supervisé chacune des étapes de l'étude et a contribué à l'élaboration ainsi qu'à la révision de cet article.

### **2.3.3.1. Abstract**

Gait asymmetry in spatial and temporal parameters and its impacts on functional activities have always raised many interesting questions in research and rehabilitation. The aim of this topical review is threefold: 1) to examine different equations of asymmetry of gait parameters and make recommendations for standardization, 2) to deepen the understanding of the relationships between sensorimotor deficits, spatiotemporal (step length, swing time and double support time) and biomechanical (kinematic, kinetic, muscular activity) parameter asymmetries during gait and, 3) to summarize the impacts of gait asymmetry on walking speed, falls, and energy cost in individuals post stroke. In light of current literature, we recommend quantifying spatiotemporal asymmetries by calculating symmetry ratios. However, for other gait parameters (such as kinetic or kinematic data), the choice will depend on the variability of the data and the objective of the study. Regardless of the selected asymmetry equation, we recommend presenting the asymmetry values in combination with the mean value of each side to facilitate comparisons between studies. This review also revealed that sensorimotor deficits clinically measured are not sufficient to explain the large variability of spatiotemporal asymmetries (particularly for step length and double support time) in individuals post stroke. Biomechanical analysis has been identified as a relevant approach to understanding gait deviations. Studies that linked biomechanical impairments to spatiotemporal asymmetries suggest that a balance issue and an impaired paretic forward propulsion could be among the important factors underlying spatiotemporal asymmetries. In our opinion, this paper provides meaningful information to aid in better understanding gait deviations in persons after stroke and establishes the need for future studies regrouping individuals post stroke according to their spatiotemporal asymmetries. Furthermore, further studies targeting efficacy of locomotor rehabilitation and the impacts of gait asymmetry on risk of falls and energy expenditure are needed.

**Keywords:** Stroke, asymmetry, gait, rehabilitation, sensorimotor impairments

### **2.3.3.2. Introduction**

Stroke is one of the main causes of adult disability in most countries [1-3]. People living with stroke present several sensorimotor deficits such as contralateral and ipsilateral muscular weakness [4, 5], contralateral spasticity [6, 7], lack of coordination [8], contralateral impaired sensitivity [9-11], and impaired balance [12]. These sensorimotor deficits are heterogeneous among individuals post stroke and vary according to the size and location of the lesion. After a rehabilitation program, about 11% of individuals post stroke walked with assistance whereas 50% walked independently [13]. In addition to the reduced walking speed, these ambulatory individuals present a gait pattern often characterized by asymmetries in spatial and temporal parameters [14, 15]. Walking speed has been shown as an excellent indicator of functional status and quality of life [16]. However, recent studies suggested that the level of asymmetry in different gait parameters could be more relevant than walking speed to understand the degree of paretic leg impairment and the compensatory mechanisms used by individuals post stroke during locomotion [17, 18]. Furthermore, these persons are preoccupied by these asymmetries and want to walk ‘normally’. One of their main objectives is to present the appearance of a normal gait pattern [19, 20]. Therefore, rehabilitation professionals devote a significant portion of their interventions to restoring a more symmetrical gait pattern. Until now, the causes of spatiotemporal asymmetry and its impacts on functional status in individuals post stroke have not been clearly established. This could explain the mitigated efficacy of intervention in reducing gait asymmetry in this population.

In recent years, many studies aiming to better understand gait asymmetry following a stroke have been published. Their results are interesting and need to be summarized and analyzed along with important factors such as functional status and sensorimotor deficits of the individuals, and the index used to quantify the level of asymmetry. The lack of standardization in the quantification of the spatiotemporal asymmetry of gait makes it difficult to compare studies and gain a global comprehension of gait asymmetry in individuals post stroke.

The purpose of this topical review is therefore threefold: 1) to summarize different methods used to report gait asymmetries, to discuss their limits and make recommendations for standardization, 2) to deepen the understanding of the relationships between

spatiotemporal asymmetries, sensorimotor deficits, and biomechanical parameter asymmetries (kinematic, kinetic, muscular activity) during gait, and 3) to summarize the impact of gait asymmetry on walking speed, falls, and energy cost in individuals post stroke.

### **2.3.3.3. Quantification of gait symmetry**

Various equations including variables measured on each side of body (paretic (P) and non-paretic (NP)) are proposed in research literature. The following equations, most commonly reported, used discrete values to quantify asymmetry between sides of different gait parameters. However, it is also possible to quantify regions of deviation in gait symmetry profiles (regarding timing and magnitude) through the use of cross-correlation analysis [21, 22].

#### *2.3.3.3.1. Difference between sides: (P-NP) or (NP-P) (raw and absolute value)*

The difference between sides is a simple way to quantify symmetry. Difference of 0 represents perfect symmetry. With raw difference, the sign of the value indicates the direction of the asymmetry whereas when the absolute value is used, the amplitude of asymmetry is provided. The asymmetry is not expressed relative to a given value (e.g. the value on one side) which could significantly influence the clinical meaning of the difference. For example, a 5 Newton meter (Nm) difference between sides relative to 60 Nm does not have the same meaning as the same difference relative to 15 Nm. Therefore for parameters with high inter-individual variability, the difference between sides must be used with caution when comparing asymmetry among different individuals. Furthermore, the same precaution holds when asymmetry of different parameters or at different joints are of interest.

#### *2.3.3.3.2. Symmetry ratio: (NP/P or P/NP)*

Ratios use values obtained from one side over the other. Ratio of 1 represents perfect symmetry. Patterson et al. have compared different equations of spatiotemporal asymmetry (symmetry ratio, symmetry index, log transformation of the symmetry ratio and symmetry angle) to recommend a standardized approach [14]. They found high correlations between these equations ( $r \geq 0.97$ ) and concluded that no expression has a unique advantage over another. Therefore, they proposed to use symmetry ratio because it can be easily interpreted.

However, the following limits must be taken in account. First, the distribution of the symmetry ratios might not be normal because the ratio might be artificially inflated when the value of the denominator is low [23, 24]. Second, the value of the ratio is affected by direction of the asymmetry and will give a different weighting if an average is calculated. For example, 0.5/1 and 1/0.5 refer to the same level of asymmetry (inverse direction) but the average of both ratios is 1.25 (a bias toward an asymmetry ratio greater than 1) and not a value of 1 which should be the correct interpretation of the average asymmetry of these two subjects (see the mean value obtained from Equation 2 in Table 2-2 for an example of this phenomena). To avoid this influence, Patterson et al. recommended computing the ratio of asymmetry by using the greatest value as numerator and indicating the direction of the asymmetry with a sign convention (+ or -) [14]. It is also possible to avoid this bias by quantifying asymmetry with some symmetry indices that use the mean or the sum of each side value as denominator.

#### 2.3.3.3.3. Symmetry indices (SI)

Symmetry indices normalize the value of one side or the difference of values between sides according to a reference value in the denominator. This quantification allows inter-individual, inter-segmental, and inter-parameter comparisons. Among various possibilities of SI [14, 17, 25-29], current examples are:

$$SI_{NP \text{ or } P} = [((NP-P)/NP) \times 100] \text{ or } [((NP-P)/P) \times 100]$$

$$SI_{highest} = [((NP-P)/highest \text{ value}) \times 100]$$

$$SI_{average} = [((NP-P)/0.5 (NP+P)) \times 100]$$

$$SI_{sum} = [((NP-P)/(NP+P)) \times 100] \text{ or } [(NP/(NP+P)) \times 100]$$

A value of 0% represents perfect symmetry for these indices except for the second  $SI_{sum}$  equation for which a value of 50% represents perfect symmetry. Limitations of some symmetry indices were analyzed in a study by Zifchock et al. [24]. First of all, if the NP side or P side is used as the denominator, the same limits previously described for symmetry ratio occur when asymmetry varies in directions. To avoid a bias toward a direction of asymmetry as shown in Table 1 (mean value obtained from the Equation 3), it is recommended to use the mean or the sum of each side value as denominator ( $SI_{average}$  or  $SI_{sum}$ ) [24]. Using the  $SI_{highest}$

index will also avoid this bias (see Table 2-2, Equation 4). To our knowledge, no study has compared  $SI_{average}$  and  $SI_{sum}$ . Further studies comparing these indices are needed. However, when value of one side is positive and value of the other side is negative, which can be observed for angles and angular velocities in gait, the mean or the sum of these two values could be very small and the SI will be inflated. To avoid this situation, Zifchock et al. proposed the use of an angle function symmetry calculation as described in the next paragraph [24].

#### 2.3.3.3.4. Symmetry angle (SA): $[(45^\circ - \arctan(P/NP))/90 * 100]$

This method does not require the choice of a reference value as shown in the previous equation [24]. The result is highly correlated with  $SI_{average}$  for strength, kinetic and structural variables whereas for angular velocities, the association is lower ( $r \leq 0.63$ ). This latter association is lower because some of the  $SI_{average}$  values are artificially inflated since some values were positive on one side and negative on the other side. The authors showed that this lower correlation was corrected when these artificially inflated  $SI_{average}$  values were removed from the analysis [24]. In light of this result, the SA seems to be appropriate to express asymmetry of kinematic data during gait because it removes the artificial inflation and the choice of a reference variable. For all details on the rationale behind this calculation, see Zifchock et al. (2008) [24].

In summary, the choice of the asymmetry equation is not simple and should be based on the type of variables compared between sides according to how they vary. Hence, for spatiotemporal parameters, despite some limitations, it is suggested to quantify asymmetry by calculating symmetry ratios [14]. For other gait parameters (such as kinetic or kinematic data), the choice depends on the variability of the data and the objective. Although SI indices have some limitations, they could be clinically interesting since they are easier to interpret than SA. Regardless of the selected asymmetry calculation, we recommend presenting the asymmetry values in combination with the mean value of each side to facilitate comparisons between studies.



#### **2.3.3.4. Gait symmetry in healthy individuals**

Overall, gait of healthy individuals is considered as being symmetrical [30]. However, some authors have shown that healthy individuals present minor asymmetries between the two limbs during walking [31, 32]. The differences between sides are variable among the gait parameters and thus a unique value of asymmetry (ex. 10% difference) could not be established. Recent work by Patterson et al. quantified spatiotemporal differences between sides in a large group (more than 80) of healthy individuals in order to determine the threshold value of asymmetry for spatiotemporal parameters during overground gait [14]. They proposed the following definition: individuals are asymmetric when their values fall outside the 95% confidence interval of healthy subjects. Their results establish threshold ratios of asymmetry (highest value/lowest value) of 1.08, 1.05 and 1.04 for step length, stance time and double support time ratio, respectively.

#### **2.3.3.5. Gait asymmetry in individuals post stroke**

To assess gait asymmetry in individuals post stroke, both level ground and treadmill walking studies (without body weight support) have been analyzed since their results are globally comparable as mentioned by Kautz et al. [33]. Knowing that sensorimotor impairments vary substantially among individuals post stroke, it is expected that large variability will also exist in their level of gait asymmetry. For detailed descriptive reports of asymmetries of spatiotemporal, kinematic, and kinetic gait parameters in individuals with stroke, the readers are invited to consult previous papers [34-36].

##### *2.3.3.5.1. Spatiotemporal asymmetries and their relationships*

###### *Temporal asymmetry*

Studies reported that around 60% of individuals post stroke presented temporal asymmetry [14, 15] with stance time [37-39], single stance time [40, 41], double support time [14, 29] and swing time [25, 38-40] being the parameters most often reported. A recent study quantified the correlations between asymmetry of different temporal gait parameters in 161 individuals post stroke [14]. Except for the double support time, the asymmetries of these temporal parameters were highly correlated to each other ( $r \geq 0.81$ ). They concluded that stance time, swing time and double support time might represent different aspects of the gait

control and it may be relevant to report each distinctively [14]. However, stance time is composed of two periods of double support time and one period of single stance: the latter corresponding to the contralateral swing phase (see Figure 2-3) and therefore reflects what is happening in all the aforementioned temporal events. For this reason, it is relevant to stipulate that stance time and swing time (contralateral single stance phase) might give redundant information about gait impairments. Indeed, the higher asymmetry ratio observed in swing compared to stance is probably the result of swing phase duration (or percentage) that is lower than stance phase in gait [40, 42]. Therefore, the differences in the asymmetry ratio of swing and stance are artificially amplified by the mathematical expression of the asymmetry and thus do not highlight different aspects of gait motor control. One should take into account that an individual presenting a problem of leg oscillation and another individual presenting a problem of stability during paretic stance will both have asymmetry in both swing and stance phase because these gait parameters are related. We therefore recommend reporting double support time asymmetry and swing time (or single stance time) asymmetry distinctively in future studies in individuals post stroke.

With regards to swing phase asymmetry, it is usually observed that values on the paretic side are higher than the non-paretic side [14, 29, 42-47]. When compared to healthy control individuals, the swing time asymmetry in individuals with stroke is the result of different combinations of asymmetry: augmentation of the paretic swing time, reduction of the non-paretic swing time or both an increased paretic swing time and a decreased non-paretic swing time [25, 29, 48]. For individuals post stroke with double support time asymmetry, 56% present a longer paretic double support phase [14] which is when the paretic leg is posterior to the non-paretic leg (paretic pre-swing). Very few studies reported the asymmetry of the double support phases even if these phases are important in gait since they allow the transfer of weight from one leg to the other (stance-to-swing transition) and are seen as stable phases of gait considering that the two feet are on the ground.

### *Spatial asymmetry*

Spatial asymmetry in individuals post stroke is mainly concerned with step length asymmetry and is less frequent than in temporal asymmetry (33 % to 49 % vs. 60%) [14, 15, 27] and more variable. Indeed, among individuals with step length asymmetry, 47% to 76%

present a longer step on the paretic side [14, 27]. In order to better understand the variability of step length asymmetry, a group of researchers [26] suggested dividing step length into two spatial components, which are the trunk progression (TP) during step and the forward foot placement (FFP) relative to the trunk at heel-strike (see [26] for details). This analysis of the step length relative to these two components is very interesting because each component could be explained by specific biomechanical impairments (see section 6). In Roerdink and Beek's study, individuals with stroke present greater TP during the paretic step than during the non-paretic step. However, the direction of asymmetry in FFP varied in direction among the individuals. Furthermore, step length asymmetry was determined by the sum of the asymmetries in these two components [26]. Reporting these spatial parameters in future studies will certainly help to better explain the biomechanical compensatory strategies that lead to step length asymmetry in individuals post stroke.

#### *Relationship between spatial and temporal asymmetries*

A theoretical framework on temporal and spatial asymmetries stipulated that these parameters are not directly related [49]. This statement is supported by empirical data that showed significant but modest correlations between step length ratio and swing time ratio ( $r = 0.47$ ) and between step length ratio and stance time ratio ( $r = 0.58$ ) [14]. Recent studies on locomotor adaptation during split-belt treadmill also showed that temporal parameters (phase shift) could be adapted independently of the spatial parameters (center of oscillation shift) [50-52]. These studies support the hypothesis that separated mechanisms are responsible for temporal and spatial gait parameters.

#### **2.3.3.6. Relationship between spatiotemporal asymmetry and sensorimotor deficits**

In this section, spatiotemporal asymmetries will be analyzed along with the sensorimotor deficits regardless of the equation used to quantify asymmetry.

##### *2.3.3.6.1. Temporal asymmetry*

Previous studies found that temporal asymmetry correlated with spasticity of the paretic ankle plantarflexors ( $r = 0.73$ ) [37], isometric dorsiflexors strength ( $r = 0.60$ ) [46], plantarflexor strength ( $r = 0.33$ ) [46], motor function of the paretic lower extremity ( $r$  from  $-0.53$  to  $-0.88$ ; measured with Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA), Fugl-Meyer

Assessment (FMA), or Brunnstrom's Motor Recovery Stage (BMRS)) [15, 28, 37, 43, 53-55], postural sway ( $r=0.77$ ) [29], and with ankle joint position sense ( $r= 0.38$ ) [46]. A regression analysis revealed that spasticity of the paretic ankle plantarflexors and motor function of the paretic lower extremity (assessed by FMA) explained 71% of the variance of single stance time asymmetry (with the sensation of the paretic lower extremity, the model explained 76% of the variance) [37]. Another study revealed that paretic dorsiflexion muscle strength and ankle joint position sense explained 51% of the variance of swing time asymmetry [46]. However, other authors who stratified participants according to the level of motor recovery (BMRS) did not find any difference within the group for swing time asymmetry [56]. Lastly, although no correlation has been found between visuospatial neglect and temporal asymmetry, it may be worth considering this aspect because according to Alexander et al. 2009, individuals who present this deficit are more likely to present temporal asymmetry [53].

#### 2.3.3.6.2. *Spatial asymmetry*

Relationships between step length asymmetry and sensorimotor deficits are weaker than the relationships between temporal asymmetry and sensorimotor deficits. Step length asymmetry significantly correlated with ankle spasticity ( $r=0.75$ ) [37], isokinetic ankle plantarflexors peak torque ( $r=0.53$ ), plantarflexors total work ( $r=0.53$ ) [37] and isometric plantarflexors strength ( $r=0.28$ ) [46], as well as motor function of the paretic lower extremity ( $r =0.44$ ) [28, 37]. However, other authors who assessed ankle spasticity with the same outcome measure (Modified Ashworth Scale) did not find any significant association between spasticity and step length asymmetry ( $r=0.32$ ) [28]. Lastly, a regression analysis revealed that ankle spasticity and work of the knee extensors during an isokinetic maximal voluntary contraction explained 46% of the variance of the step length asymmetry [37].

Globally, these relationships between sensorimotor deficits and spatiotemporal asymmetries suggested that sensorimotor deficits clinically measured are not sufficient to explain the large variability of spatiotemporal asymmetries in population post stroke. The work of Patterson et al. [38] supports this interpretation. Their study performed on 171 individuals post stroke concluded that spatial and temporal asymmetries were worse in the later stages post stroke, whereas neurological deficit and lower-extremity motor impairment

(measured with the National Institutes of Health Stroke Scale and the Chedoke-McMaster Stroke Assessment) were not [38]. The same group of authors also showed that even patients with mild sensorimotor deficits could present considerable temporal asymmetries [15] and sensorimotor deficits could be observed with or without gait asymmetries. Different factors could explain this lack of association such as: 1) the variability of the clinical tools used to assess sensorimotor deficits and their validity to measured capacities required in gait [57] (e.g. isometric strength is not necessarily representative of the muscles' strength during gait), 2) the variability of the equations used to calculate gait asymmetry, and 3) the relative importance of each sensorimotor deficit in gait and its subtasks. For the latter, it has already been proposed that a minimum threshold of sensorimotor function is needed to be able to achieve the different gait subtasks. When one sensorimotor deficit (e.g. muscle strength) has a value under this threshold, it affects the realization of the functional task and could even be a limiting factor preventing an optimal gait pattern [58]. Lastly, 4) the same presentation of spatial or temporal asymmetry could be explained by different deficits. For example, impaired control of the oscillated leg or impaired weight control during stance will both create an asymmetrical swing time. Biomechanical analysis has been identified as a relevant approach to understanding gait deviations [59]. In the next section, this approach will be used to better understand the mechanism underlying spatiotemporal asymmetries in persons post stroke.

#### **2.3.3.7. Biomechanical impairments underlying spatiotemporal asymmetries during gait**

Following a stroke, it has been shown that many biomechanical parameters are asymmetrical [34-36, 60]. Figure 2-4 presents the antero-posterior and vertical components of the ground reaction forces (GRF) during self-selected gait in healthy individuals ( $n = 14$ ) and individuals post stroke ( $n = 35$ ) on both sides (paretic and non-paretic). Detailed descriptions of biomechanical modifications in individuals post stroke of joint angles, net joint moments and net joint powers have already been reported [34-36, 60].

However, to date, few studies have considered regrouping the participants according to the direction of the spatial and temporal asymmetries to explain the role of biomechanical parameters in gait asymmetry. This stratification could be particularly important for step length asymmetry, because as opposed to temporal parameters (e.g. swing time), it

substantially varied in direction (shorter paretic step or longer paretic step). Although only three studies present biomechanical data according to the direction of step length asymmetry [17, 45, 54], an examination of the biomechanical changes that could explain temporal and spatial asymmetries following a stroke are presented in this section. To do so, it is relevant to review the main subtasks (or requirements) of gait previously established by Winter [61]. They are: 1) to support the upper body during stance, 2) to control the foot trajectory during swing, 3) to generate the mechanical energy to maintain or to increase the forward velocity, 4) to absorb the mechanical energy to reduce shock or to decrease the forward velocity of the body, and 5) to ensure balance and safe walking. Optimally, these subtasks should be accomplished using energy conservation measures [34, 62].

#### *2.3.3.7.1. Biomechanical impairments underlying temporal asymmetry*

##### *Swing time or single stance time asymmetries*

As previously mentioned, the majority of individuals post stroke present an increased paretic swing time compared to the non-paretic side [14, 29, 42-47]. The resulting asymmetry could be caused by a reduction of the non-paretic swing time (e.g. due to an early foot contact by the non-paretic side), a prolongation of the paretic swing time, or by a combination of both factors. Using a correlative approach, two studies have assessed the association between asymmetry in swing time and asymmetry in kinetic parameters [45, 63]. Kim and Eng found a significant correlation between asymmetry in swing time and asymmetry in the average of the vertical ground reaction force (GRF;  $r = 0.678$ ;  $p < 0.01$ ) [45]. Thus, when the swing time on the paretic side is longer than on the non-paretic one, the vertical GRF is smaller on the paretic side. This could reveal a difficulty in controlling balance during paretic stance (Figure 2-5, link D-5) [45]. Therefore, the non-paretic limb might need to be quickly oscillated to bear weight on the good safe side [40]. This asymmetry in vertical GRF during double support phases is corroborated by other authors [54, 64]. A second study found a significant correlation between asymmetry in single stance time and the asymmetry of different parameters of the center of pressure (COP) during single stance [63]. The COP under the paretic side at single stance demonstrated reduced antero-posterior (AP) displacement, AP velocity, and medio-lateral (ML) displacement variability compared to the non-paretic side.

These asymmetries were correlated with single stance time asymmetry (AP displacement:  $r = 0.76$ , AP velocity:  $r = 0.55$ , and ML variability:  $r = 0.59$ ) [63]. As Kim and Eng, the authors suggested that altered AP COP parameters on the paretic side may represent difficulties in controlling balance and forward progression over the paretic limb during single stance (Figure 2-5, link D-5). They also suggest that the increased ML displacement variability on the non-paretic side could reflect the difficulty in controlling the oscillation of the paretic leg (Figure 2-5, link A-2). The results of a third study revealed a significant negative correlation between the magnitude of the pelvic lateral displacement during gait and the non-paretic swing time (or paretic single stance time) [65]; subjects having the greatest displacements had the shortest paretic single stance time (symmetry was not presented in this paper). Again, a lack of balance control, this time in the frontal plane when bearing on the paretic side was suggested to explain the results (Figure 2-5, link D-5).

Apart from this potential balance problem, other factors might impair the control of the paretic stance phase and could lead to swing time asymmetry. For example, a lack of hip flexion moment (eccentric action) from middle to late stance on the paretic side seen with reduced thigh movement in extension could prevent normal non-paretic swing and resulted in a shorter non-paretic swing time (Figure 2-5) [34, 66]. Indeed, many studies have observed a reduced hip flexor moment associated with a reduced hip negative power burst (H2) from mid-stance to late stance of the gait cycle in stroke [34, 36].

Asymmetry of swing time could also be due to impairment in paretic forward propulsion. The forward propulsion is quantified by the time integral of the positive antero-posterior GRF [67] and ensures the forward progression of the body during gait. This subtask of gait is frequently impaired in individuals post stroke [54, 67, 68]. As proposed by Olney et al. (1996), an impaired paretic forward propulsion during the non-paretic swing could create an early foot contact by the non-paretic side (Figure 2-5, link C-5) [34]. Also, at paretic double support phase (when the paretic foot is behind the non-paretic foot) a part of the paretic forward propulsion is used to accelerate the paretic leg to swing. Therefore, an impaired paretic propulsion (e.g. caused by a reduced plantarflexor work [69] or moment impulse [67]), could contribute to an increase of the paretic swing duration by reducing the kinetic energy of the leg at toe-off (Figure 2-5, links C-2 and C-B-A) [25, 69]. Therefore, any biomechanical

parameters that could lead to a reduced paretic forward propulsion could theoretically lead to swing time asymmetry (e.g. plantarflexor muscles and moment impulse, knee extension moment impulse, hip flexion moment impulse, weight bearing distribution, leg extension at push off, etc. see [67, 68, 70-72] for detailed description of parameters related to forward propulsion). As neurophysiological studies showed that a reduced weight bearing in double support phase could reduce plantarflexor muscle activity [72], this might also explain the association observed by Kim et al. (2003) between swing time asymmetry and weight-bearing asymmetry (Figure 2-5, link D-C-B) [45].

Lastly, an impaired control of the swing initiation and foot trajectory during paretic swing could also lead to an increased swing time (Figure 2-5, links A-2 and B-2). For example, in swing initiation, the power delivered to the swing leg is not only created by the ankle push-off but also by the hip flexors muscle that contracts to move the leg upright and forward (pull-off) [73]. Therefore, a reduced hip flexor power could also influence paretic swing time. It is also important to remember that individuals post stroke could present various kinematic strategies during swing phase such as a reduced knee flexion (e.g. caused by hypertonic knee extensors or reduced leg velocity), higher hip abduction, lower dorsiflexion, and hip hiking or circumduction that could lead to an increase paretic swing time (Figure 2-5, link A-2) [34, 74].

#### *Double support time asymmetry*

Although some discrepancies exist in the direction of symmetry of double support time in individuals post stroke [14], studies that reported double support time in biomechanical analysis found that the majority of individuals with stroke presented a longer paretic double support time (paretic foot behind) [54, 74]. At this critical event, the pushing limb generates energy while the weight-accepting limb absorbs energy. The factors explaining double support asymmetry could be common to those explaining swing time asymmetry. For example, if the paretic leg generates less energy during late stance and toe-off than the non-paretic leg [25,69], the transition of the weight from the paretic leg to the non-paretic leg is less efficient and slower (Figure 2-5, links B-4 and C-4). This might result in a longer paretic double support time which could be explained by a delay in the initiation and a decrease in the speed



of flexion of the hip during the swing phase [74]. Second, the lack of confidence for paretic weight bearing that leads to a quick advancement of the non-paretic leg immediately after the initial paretic heel strike [40] is also a factor that could contribute to a shorter non-paretic double support time (non-paretic foot behind) (Figure 2-5, link D-6). Further studies are needed to better understand asymmetries in double support time in individuals post stroke along with the biomechanical parameters and the between and inter-limb compensations.

#### *2.3.3.7.2. Biomechanical impairments underlying spatial asymmetry*

To our knowledge, three studies have analyzed the biomechanical parameters considering the direction of asymmetry (shorter paretic, longer paretic, or equal step length) in an aim to better understand compensatory mechanisms that lead to spatial asymmetry [17, 45, 54]. The first study did not find significant association between step length asymmetry and average vertical GRF asymmetry for two different groups (longer paretic step and shorter paretic step) [45]. The authors concluded that step length asymmetry is probably the result of different compensatory strategies. However, examining the association between the AP propulsive GRF impulse (which is representative of the forward propulsion) and step length asymmetry, a second study found a significant negative correlation between the two parameters ( $r = -0.785$ ) with the AP propulsive GRF impulse explaining 62% of the variance in step length asymmetry [54]. Individuals showing greater decreased paretic forward propulsion compared to the non-paretic side were those having the longer paretic step compared to the non-paretic step (Figure 2-5, link C-3). Consistent with these results, a third study that compared AP propulsive GRF impulse of individuals post stroke with healthy controls showed that the paretic AP propulsive GRF impulse during paretic late single stance was reduced in individuals with a longer paretic step and in individuals with symmetrical step whereas it was increased in individuals with a longer non-paretic step [17]. During non-paretic late single stance, individuals post stroke with a longer paretic step had more non-paretic leg AP impulse than controls whereas it was reduced in individuals with a longer non-paretic step. The authors explained this relation by the fact that a greater non-paretic propulsion will cause the trunk to move forward during the paretic swing, thereby increasing the paretic step. As several biomechanical factors could affect the forward propulsion, the authors quantified the joint moment impulses of the hip, knee, and ankle during late single stance phase and double

support phase. Briefly, their results showed that all groups (longer paretic, shorter paretic and equal step length) presented a reduced plantarflexion moment impulse in late single stance and double support phases, which is coherent with the reduced trunk progression during the non-paretic step (when the paretic foot propulses) previously found by Roerdink et al. 2010 [26]. However, in individuals with longer paretic step, this observed reduction in plantarflexion moment impulse was more important [17]. In addition, these individuals showed an increase of the non-paretic plantarflexor moment impulse at the late single stance. Individuals post stroke with symmetrical step length compensated for the reduction of the plantarflexor moment impulse by bilaterally increasing the hip flexors moment impulse at the late single-leg stance and at double support. Lastly, stroke individuals with a shorter paretic step length did not present compensation in the non-paretic leg or in other joints and therefore the authors suggest that the reduction in paretic AP impulse at pre-swing decreases the energy delivered to the leg and leads to a reduced paretic step length (Figure 2-5, link B-1) [17]. These aforementioned results demonstrated that step length asymmetry is representative of different compensatory strategies. It also revealed that walking with symmetrical step length does not imply that the individuals had no impaired paretic forward propulsion. Therefore, this supports the pertinence of partitioning step length into trunk progression and forward foot placement as proposed by Roerdink et al. (2010) to better understand underlying impairments and gait compensations of individuals with stroke [26]. Figure 2-5 summarizes sections 6.1 and 6.2 by presenting the potential relationships between biomechanical impairments and spatiotemporal asymmetries.

### **2.3.3.8. Relation between spatiotemporal asymmetry and walking speed, falls, and energy expenditure**

#### *2.3.3.8.1. Walking speed*

There is no consensus on the impact of spatiotemporal asymmetry on gait speed. Many studies have found a significant correlation between temporal asymmetry and walking speed ( $r \geq -0.54$ ) [14, 15, 29, 45, 53, 55, 75] whereas others have found no significant relationship [39]. A point that emerges is that relation between walking speed and temporal asymmetry is not linear since individuals walking at slow speed show a more important association with

temporal asymmetry (<0.6m/s) [14, 15]. Relation between walking speed and step length asymmetry is generally low (r values ranging from -0.35 to -0.46) [14, 54, 75] or has not been found significant [15, 45]. More studies are required to explain how spatiotemporal asymmetry influences gait speed or vice versa. The initial cause (e.g. impaired paretic propulsion) of the spatiotemporal asymmetry will be important to consider in order to improve symmetry and gait speed. One should keep in mind that spatiotemporal asymmetry (e.g. shorter non-paretic step length) can be improved by reducing paretic step length (instead of increasing non-paretic step length) which will potentially decrease gait speed and have no effect on paretic forward propulsion.

#### 2.3.3.8.2. *Falls*

To our knowledge, until now, no study has established a direct relation between spatiotemporal asymmetry and falls in stroke individuals although some studies have shown a significant relation between balance impairment and temporal asymmetry [29]. Furthermore, one study showed that individuals post stroke with step length asymmetry showed the highest variability in stride time compared to individuals post stroke with symmetrical step length [27]. A higher stride time variability is known to be related to fall risk [76]. However, we do not know whether asymmetrical gait is more unstable than symmetric gait or if individuals adopt an asymmetrical strategy to reduce their instability during gait. The assessment of dynamic stability during gait with new models such as the one proposed by Duclos et al. (2009) will help understanding of the relation between gait asymmetry and instability [77].

#### 2.3.3.8.3. *Energy cost*

Some authors have measured the energy cost and the spatiotemporal parameters in individuals post stroke following different interventions (treadmill, botox injection, orthosis) [78-80]. They found that treadmill walking requires a higher oxygen consumption when compared with overground (at the same speed) even if the treadmill induced a more symmetrical lower limb angular excursion (with no significant changes in spatiotemporal symmetry) [78]. In a second study, a reduction in energy expenditure was found in individuals post stroke after an Onabotulinum toxin A injection in the spastic hip flexor muscle [79] without changes in spatiotemporal parameters during walking. Lastly, Thijssen et al., found

that walking with a lower limb orthosis (orthosis) (supporting affected hip, knee and ankle) led to a decrease in oxygen consumption and changed spatiotemporal parameters bilaterally without improving symmetry [80]. However, none of the aforementioned studies directly assessed the relationship between changes found in spatiotemporal and energy parameters. Therefore, no assertions can be made about the causal relationship between energy expenditure and spatiotemporal symmetry in stroke individuals.

#### **2.3.3.9. Future perspectives**

This review clearly demonstrated that future studies are warranted to improve our understanding of gait asymmetry in individuals post stroke. Regarding the quantification of gait asymmetry, there is a necessity for further assessment, and examination of the parameters most affected to attempt to identify the impacts on functional level and recovery. In addition, variability between subjects must be addressed along with several biomechanical parameters. This will allow identification of the parameters that matter most for individuals post stroke, help classify these individuals into different subgroups and find the best locomotor intervention for each subgroup. Research on gait asymmetry clearly requires a larger number of subjects be enrolled in the study in order to classify participants into subgroups. This will warrant collaboration between researchers. Lastly, since the same gait deviation and asymmetry can be caused by different factors, biomechanical analysis, which can reveal crucial information to pinpoint the cause of gait deviations, should be promoted to help clinicians choose the best intervention and thus improve the gait pattern of their patients. A recent study has suggested that an individualized approach based on the most important limiting factors has the best chance to improve task-oriented gait training interventions [59]. However, as mentioned by the authors, the feasibility of this approach must be demonstrated in future studies. Emerging technologies (split-belt treadmill, virtual reality, robotic assistance or resistance, etc...) in rehabilitation research will certainly contribute to better understanding the impact of gait asymmetry on gait performance in the stroke population.

#### **2.3.3.10. Conclusion**

The relationships between post stroke sensorimotor deficits, biomechanical parameters and spatiotemporal asymmetries during gait are complex. A better standardization of the

equations used to quantify gait parameters' asymmetries could help to create a better global comprehension of gait asymmetry in individuals post stroke. There is also a need to consider multiples factors that interact. Neurophysiological studies certainly could give further insight into the mechanism underlying these asymmetries [72, 81]. Clinically, the biomechanical analysis is advantageous in identifying the causes underlying the gait asymmetry and providing useful information to the patient's clinician. Future studies could benefit from regrouping individuals according to their specific spatiotemporal gait asymmetries in order to identify the impairments underlying gait asymmetry and to improve the efficacy of rehabilitation intervention. Furthermore, the impacts of gait asymmetry on risk of falls and energy expenditure require further study.

#### **2.3.3.11. Acknowledgement**

Selena Lauziere is supported by a Vanier Canada Graduate PhD scholarship from the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Martina Betschart receives funding through a PhD scholarship from the Sensori Motor Rehabilitation Research Team (SMRRT) founded by the CIHR.

### 2.3.3.12. Table

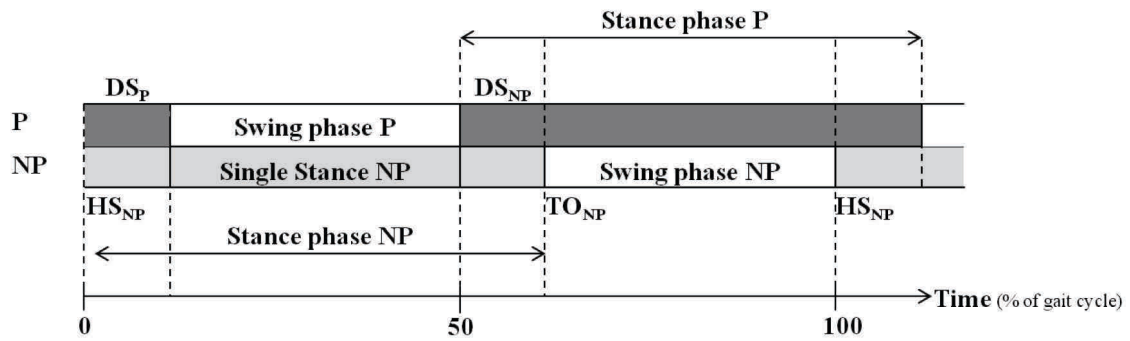
**Table 2-2. Step length asymmetry values according to different equations.**

	<b>S1</b>	<b>S2</b>	<b>S3</b>	<b>S4</b>	<b>S5</b>	<b>S6</b>	<b>Mean</b>
<b>Each side value</b>							
Nonparetic (meter)	0.39	0.59	0.47	0.25	0.40	0.37	<b>0.41</b>
Paretic (meter)	0.25	0.40	0.37	0.39	0.59	0.47	<b>0.41</b>
<b>Equations</b>							
1. NP-P	0.14	0.19	0.10	-0.14	-0.19	-0.10	<b>0.00</b>
2. NP/P	1.56	1.48	1.27	0.64	0.68	0.79	<b>1.07</b>
3. (NP-P)/NP *100	35.90	32.20	21.28	-56.00	-47.50	-27.03	<b>-6.86</b>
4. (NP-P)/highest value*100	35.90	32.20	21.28	-35.90	-32.20	-21.28	<b>0.00</b>
5. (NP-P)/(0.5(NP+P))*100	43.75	38.38	23.81	-43.75	-38.38	-23.81	<b>0.00</b>
6. (NP-P)/(NP+P)*100	21.88	19.19	11.90	-21.88	-19.19	-11.90	<b>0.00</b>
7. NP/(NP+P)*100	60.94	59.60	55.95	39.06	40.40	44.05	<b>50.00</b>
8. $(45^\circ - \arctan(NP/P))/90 * 100$	-13.71	-12.07	-7.54	13.71	12.07	7.54	<b>0.00</b>

This table presents step length of 6 subjects (fictive data) presenting asymmetries in different directions (S1, S2 and S3 present a higher non-paretic step length and S4, S5, and S6 present a higher paretic step length). Abbreviations: Non-paretic (NP); Paretic (P).

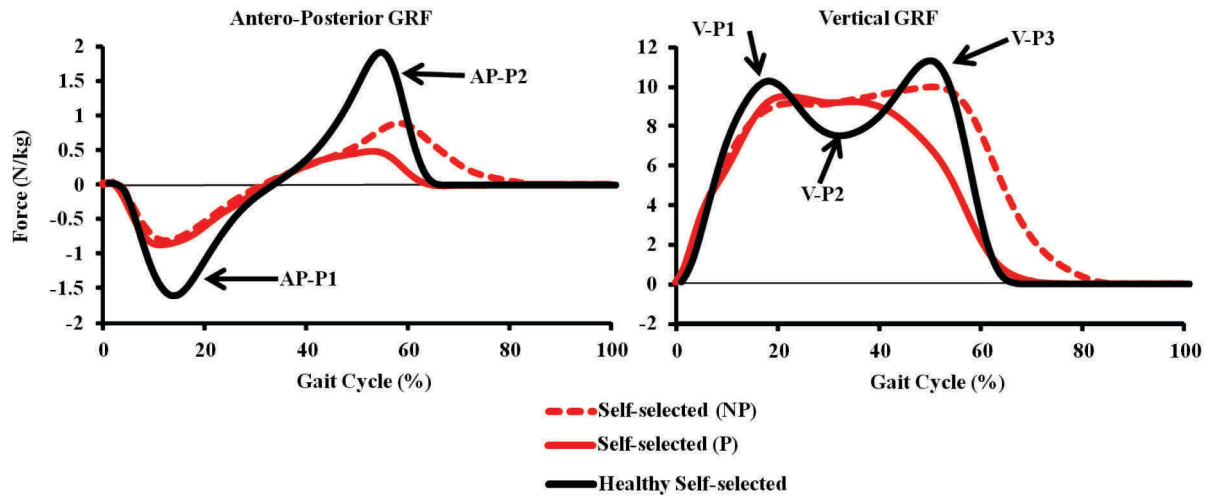
2.3.3.13. Figures

FIGURE 2-3



**Figure 2-3.** Temporal events of gait. Abbreviations: Paretic double support phase (DS<sub>P</sub>); Non-paretic double support phase (DS<sub>NP</sub>); Paretic Heel Strike (HS<sub>P</sub>); Non-paretic Heel Strike (HS<sub>NP</sub>); Non-paretic Toe Off (TO<sub>NP</sub>).

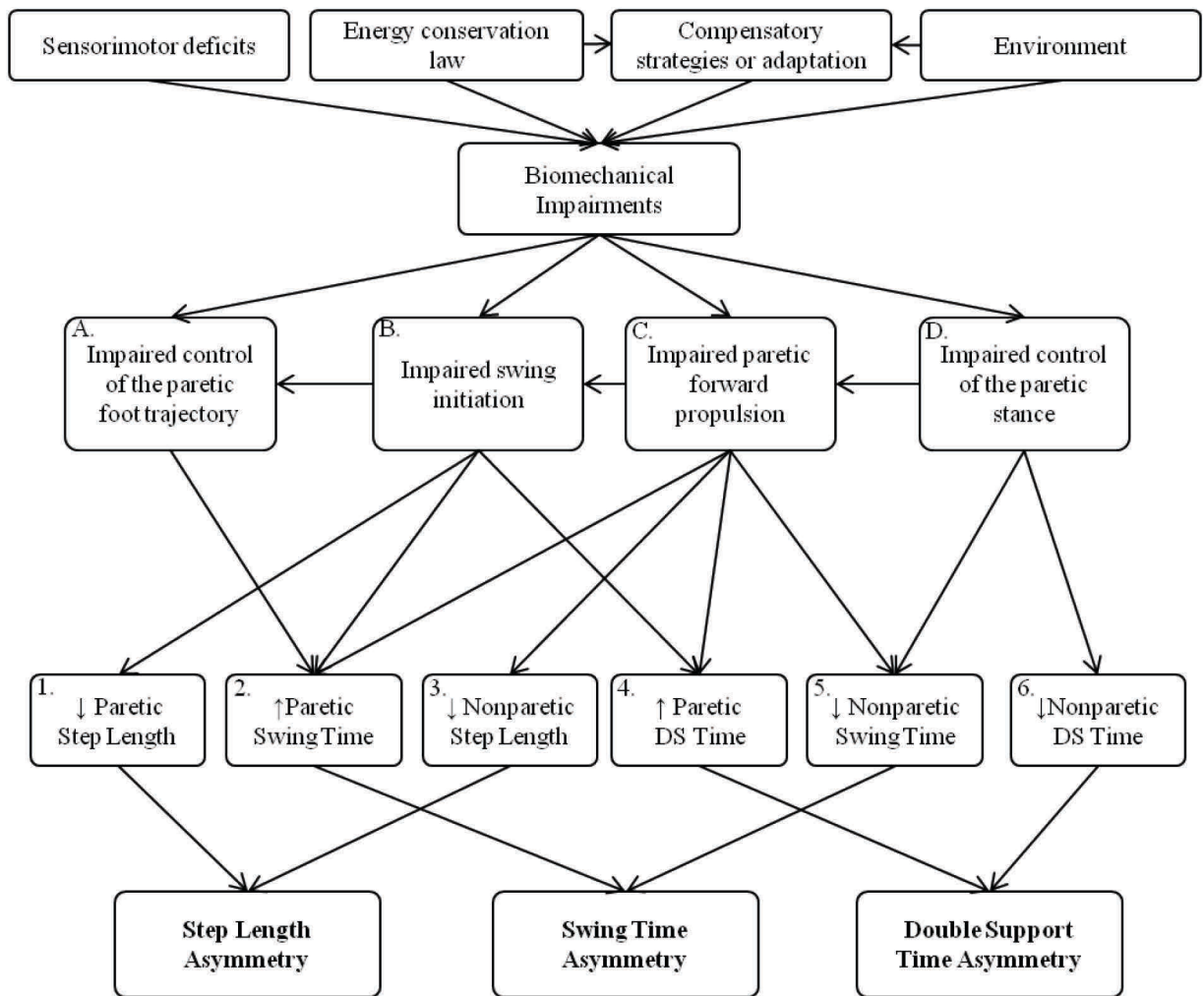
FIGURE 2-4



**Figure 2-4.** Antero-Posterior and Vertical Ground Reaction Forces. This figure illustrates the mean antero-posterior and vertical components of the ground reaction force (GRF) over a normalised gait cycle in healthy individuals (black line) and individuals post stroke for the paretic side (P; full red line) and non-paretic side (NP; dotted red line) during gait at self-selected speed. The mean (standard deviation) gait speeds for healthy individuals (n=14) and individuals post stroke (n=35) were respectively 1.26 (0.19) m/s and 0.72 (0.26) m/s. Abbreviations: Antero-Posterior (AP); Braking force (negative peak; AP-P1); Propulsive force (positive peak; AP-P2); Vertical (V); First maximal peak (V-P1); Minimum peak between first and second maximum peaks (V-P2); Second maximum peak (V-P3).



**FIGURE 2-5**



**Figure 2-5.** Relationships between sensorimotor deficits, biomechanical modifications and spatiotemporal asymmetries. The letters from A to D identify the biomechanical modifications and the numbers from 1 to 6 the spatiotemporal deviations. The single-stance time modification (not shown) corresponds to the contralateral swing time (see explanations in Figure 1 and Section 4.1.1).

### 2.3.3.14. References

1. Hodgson C (1998) Prevalence and disabilities of community-living seniors who report the effect of stroke. *Canadian Medical Association Journal*, 159: S9-S14. PMID: PMC1255892
2. Roger VL, et al. (2011) Heart disease and stroke statistics--2011 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*, 123: e18-e209. doi: [10.1161/CIR.0b013e3182009701](https://doi.org/10.1161/CIR.0b013e3182009701).
3. Wasay M, Khatri IA and Kaul S (2014) Stroke in South Asian countries. *Nat Rev Neuro*, 10:135-143. doi: [10.1038/nrneuro.2014.13](https://doi.org/10.1038/nrneuro.2014.13).
4. Patten C, Lexell J and Brown HE (2004) Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy. *J Rehab Res Dev*, 41: 293-312. PMID: [15543447](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15543447/)
5. Arene N and Hidler J (2009) Understanding motor impairment in the paretic lower limb after a stroke: a review of the literature. *Top Stroke Rehabil*, 16: 346-356. doi: [10.1310/tsr1605-346](https://doi.org/10.1310/tsr1605-346).
6. Ward AB (2012) A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. *Eur J Neurol*, 19: 21-7. doi: [10.1111/j.1468-1331.2011.03448.x](https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2011.03448.x).
7. Lamontagne A, Malouin F and Richards CL (2001) Locomotor-specific measure of spasticity of plantarflexor muscles after stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82: 1696-704. PMID: [11733885](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11733885/)
8. Bourbonnais D, Vanden Noven S and Pelletier R (1992) Incoordination in patients with hemiparesis. *Can J Public Health*, 83 Suppl 2: S58-63. PMID: [1468052](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1468052/)
9. Lin S-I (2005) Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86: 197-203. PMID: [15706543](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15706543/)
10. Wutzke CJ, Mercer VS and Lewek MD (2013) Influence of lower extremity sensory function on locomotor adaptation following stroke: a review. *Top Stroke Rehabil*, 20: 233-40. doi: [10.1310/tsr2003-233](https://doi.org/10.1310/tsr2003-233).
11. Tyson SF, et al. (2013) Sensory impairments of the lower limb after stroke: a pooled analysis of individual patient data. *Top Stroke Rehabil*, 20: 441-9. doi: [10.1310/tsr2005-441](https://doi.org/10.1310/tsr2005-441).
12. Mackintosh SF, et al. (2006) Balance score and a history of falls in hospital predict recurrent falls in the 6 months following stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 87: 1583-9. PMID: [17141637](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17141637/)
13. Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO and Olsen TS (1995) Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 76: 27-32. PMID: [7811170](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7811170/)
14. Patterson KK, et al. (2010) Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*, 31: 241-6. doi: [10.1016/j.gaitpost.2009.10.014](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.014).
15. Patterson KK, et al. (2008) Gait asymmetry in community ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 89: 304-310. doi: [10.1016/j.apmr.2007.08.142](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.142).

16. Perry J, Garrett M, Gronley JK and Mulroy SJ (1995) Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*, 26: 982-989. PMID:[7762050](#)
17. Allen JL, Kautz SA and Neptune RR (2011) Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 33: 538-543. doi: [10.1016/j.gaitpost.2011.01.004](#).
18. Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR and Kautz SA (2006) Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke*, 37: 872-6. PMID: [16456121](#)
19. Bohannon RW, Horton MG and Wikholm JB (1991) Importance of 4 variables of gait to patients with stroke. *Int J Rehabil Res*, 14: 246-150. PMID: [1938039](#)
20. Bohannon RW, Andrews AW and Smith MB (1988) Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. *Int J Rehabil Res*, 11: 181-182. [http://journals.lww.com/intjrehabilres/Citation/1988/06000/Rehabilitation\\_goals\\_of\\_patients\\_with\\_hemiplegia.12.aspx](http://journals.lww.com/intjrehabilres/Citation/1988/06000/Rehabilitation_goals_of_patients_with_hemiplegia.12.aspx)
21. Nelson-Wong E, Howarth S, Winter DA and Callaghan JP (2009) Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39: 287-95. doi: [10.2519/jospt.2009.2969](#).
22. Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS and Hsiao-Wecksler ET (2008) A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23: 459-67. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009](#).
23. Herzog W, Nigg BM, Read LJ and Olsson E (1989) Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc*, 21: 110-4. PMID: [2927295](#)
24. Zifchock RA, Davis I, Higginson J and Royer T (2008) The symmetry angle: a novel, robust method of quantifying asymmetry. *Gait Posture*, 27: 622-7. PMID: [17913499](#)
25. Chen G, Patten C, Kothari DH and Zajac FE (2005) Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture*, 22: 51-6. PMID: [15996592](#)
26. Roerdink M and Beek PJ (2010) Understanding Inconsistent Step-Length Asymmetries Across Hemiplegic Stroke Patients: Impairments and Compensatory Gait. *Neurorehabil Neural Repair*. 25: 253-258. doi: [10.1177/1545968310380687](#).
27. Balasubramanian CK, Neptune RR and Kautz SA (2009) Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait & Posture*, 29: 408-14. doi: [10.1016/j.gaitpost.2008.10.061](#).
28. Bovonsunthonchai S, Hiengkaew V, Vachalathiti R and Vongsirinavarat M (2011) Gait symmetrical indexes and their relationships to muscle tone, lower extremity function, and postural balance in mild to moderate stroke. *Journal of the Medical Association of Thailand*, 94: 476-84. PMID:[21591534](#)
29. Titianova EB and Tarkka IM (1995) Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 32: 236-44. PMID: [8592295](#)
30. Burnett DR, Campbell-Kyureghyan NH, Cerrito PB and Quesada PM (2011) Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 21: 610-615. doi: [10.1016/j.jelekin.2011.03.006](#).
31. Sadeghi H (2003) Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait & Posture*, 17: 197-204. PMID:[10996295](#)

32. Sadeghi H, Allard P, Prince F and Labelle H (2000) Symmetry and limb dominance in able-bodied gait : a review. . *Gait & Posture*, 12: 34-45.
33. Kautz SA, Bowden MG, Clark DJ and Neptune RR (2011) Comparison of motor control deficits during treadmill and overground walking poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 25: 756-65. doi: [10.1177/1545968311407515](https://doi.org/10.1177/1545968311407515).
34. Olney SJ and Richards C (1996) Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*, 4 (2): 136-148.  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296010636>
35. Olney SJ, Griffin MP and McBride ID (1998) Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. *Physical Therapy*, 78 (8): 814-828. PMID: [9711207](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9711207/)
36. Balaban B and Tok F (2014) Gait Disturbances in Patients With Stroke. *Pm r. S1934-1482* doi: [10.1016/j.pmrj.2013.12.017](https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.017).
37. Hsu AL, Tang PF and Jan MH (2003) Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84: 1185-1193. PMID:[12917858](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12917858/)
38. Patterson KK, et al. (2010) 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](https://doi.org/10.1177/1545968310372091).
39. Roth EJ, Merbitz C and Mroczek K (1997) Hemiplegic gait: relationships between walking speed and other temporal parameters. *Am J Phys Med Rehabil*, 76: 128-133. PMID: [9129519](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9129519/)
40. von Schroeder HP, et al. (1995) Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev*, 32: 25-31. PMID: [7760264](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7760264/)
41. Trueblood PR, Walker JM, Perry J and Gronley JK (1989) Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Physical Therapy*, 69: 18-26. PMID: [2911613](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2911613/)
42. Wall JC and Turnbull GI (1986) Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 67: 550-553. PMID:[3741082](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3741082/)
43. Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C and Clark BM (1983) Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 64: 583-587. PMID:[6661021](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6661021/)
44. Titianova EB, et al. (2003) Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. *Am J Phys Med Rehabil*, 82: 778-86; quiz 787-9, 823. PMID:[14508410](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14508410/)
45. Kim CM and Eng JJ (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: 23-28. PMID: [12855297](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12855297/)
46. Lin P, Yang Y, Cheng S and Wang R (2006) The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87: 562-568. PMID:[16571398](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16571398/)
47. Gavia M, et al. (1996) Plantar dynamics of hemiplegic gait: A methodological approach. *Gait & Posture*, 4: 297-305.  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636295010556>
48. Goldie PA, Matyas TA and Evans OM (2001) Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82: 1057-65. PMID: [11494185](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11494185/)

49. Krasovsky T and Levin MF (2010) Review: Toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24 (3): 213-224. doi: [10.1177/1545968309348509](https://doi.org/10.1177/1545968309348509).
50. Malone LA, Bastian AJ and Torres-Oviedo G (2012) How does the motor system correct for errors in time and space during locomotor adaptation? *J Neurophysiol*, 108: 672-83. doi: [10.1152/jn.00391.2011](https://doi.org/10.1152/jn.00391.2011).
51. Malone LA and Bastian AJ (2010) Thinking about walking: effects of conscious correction versus distraction on locomotor adaptation. *J Neurophysiol*, 103: 1954-62. doi: [10.1152/jn.00832.2009](https://doi.org/10.1152/jn.00832.2009).
52. Malone LA and Bastian AJ (2014) Spatial and temporal asymmetries in gait predict split-belt adaptation behavior in stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 28: 230-40. doi: [10.1177/1545968313505912](https://doi.org/10.1177/1545968313505912).
53. Alexander LD, et al. (2009) Association between gait asymmetry and brain lesion location in stroke patients. *Stroke*, 40: 537-44. doi: [10.1161/STROKEAHA.108.527374](https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.108.527374).
54. Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR and Kautz SA (2007) Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 88: 43-49. PMID: [17207674](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17207674/)
55. De Bujanda E, Nadeau S, Bourbonnais D and Dickstein R (2003) Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35: 259-64. PMID: [14664315](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14664315/)
56. Oken O and Yavuzer G (2008) Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. *European Journal of Physical Rehabilitation and Medicine*, 44: 127-132. PMID: [18418332](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18418332/)
57. Milovanovic I and Popovic DB (2012) Principal component analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2012 <http://www.hindawi.com/journals/cmmm/2012/649743/>
58. Nadeau S, Gravel D and Olney SJ (2001) Determinants, Limiting Factors, and Compensatory Strategies in Gait. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 13: 1-25. <http://www.dl.begellhouse.com/journals/757fcb0219d89390,0136ba263091f65a,17877ef86b5aa486.html>
59. Nadeau S, Duclos C, Bouyer L and Richards CL (2011) Guiding task-oriented gait training after stroke or spinal cord injury by means of a biomechanical gait analysis. *Prog Brain Res*, 192: 161-180. doi: [10.1016/B978-0-444-53355-5.00011-7](https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53355-5.00011-7).
60. Woolley SM (2001) Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 7 (4): 1-18. PMID: [14523755](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14523755/)
61. Winter DA (1991) *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Second ed, University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario, Canada.
62. Waters RL and Mulroy S (1999) The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*, 9: 207-31. PMID: [10575082](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10575082/)
63. Chisholm AE, Perry SD and McIlroy WE (2011) Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait Posture*, 33: 238-43. doi: [10.1016/j.gaitpost.2010.11.012](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.012).



64. Balasubramanian CK, Neptune RR and Kautz SA (2010) Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking performance. *Clinical Biomechanics*, 25: 483-490. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2010.02.003](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.02.003).
65. 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. PMID:[17903951](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17903951/)
66. Olney SJ, Griffin MP and McBride I (1994) Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy*, 74: 872-885. PMID:[8066114](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8066114/)
67. Peterson CL, Cheng JT, Kautz SA and Neptune RR (2010) Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 32: 451-456. doi: [10.1016/j.gaitpost.2010.06.014](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.06.014).
68. Peterson CL, Hall AL, Kautz SA and Neptune RR (2010) Pre-swing deficits in forward propulsion, swing initiation and power generation by individual muscles during hemiparetic walking. *Journal of Biomechanics*, 43: 2348-2355. doi: [10.1016/j.jbiomech.2010.04.027](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.027).
69. Chen G and Patten C (2008) Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *Journal of Biomechanics*, 41: 877-83. PMID:[18067898](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18067898/)
70. Turns LJ, Neptune RR and Kautz SA (2007) Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88: 1127-35. PMCID: [PMC2367107](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/PMC2367107/)
71. Kepple TM, Siegel KL and Stanhope SJ (1997) Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture*, 6: 1-8.  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636296010946>
72. Knikou M (2010) Neural control of locomotion and training-induced plasticity after spinal and cerebral lesions. *Clinical Neurophysiology*, 121: 1655-1668. doi: [10.1016/j.clinph.2010.01.039](https://doi.org/10.1016/j.clinph.2010.01.039).
73. Neptune RR, Zajac FE and Kautz SA (2004) Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture*, 19: 194-205. PMID:[15013508](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15013508/)
74. De Quervain IA, et al. (1996) Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 78: 1506-14. PMID:[8876578](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8876578/)
75. Patterson KK, et al. (2010) Changes in gait symmetry and velocity after stroke: a cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 24: 783-90. doi: [10.1177/1545968310372091](https://doi.org/10.1177/1545968310372091).
76. Hausdorff JM, Rios DA and Edelberg HK (2001) Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-years prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, 82: 1050-1056. PMID:[11494184](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11494184/)
77. Duclos C, et al. (2009) Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *J Biomech*, 42: 379-82. doi: [10.1016/j.jbiomech.2008.11.007](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.11.007).
78. Brouwer B, Parvataneni K and Olney SJ (2009) A comparison of gait biomechanics and metabolic requirements of overground and treadmill walking in people with stroke. *Clinical Biomechanics*, 24: 729-34. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2009.07.004](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.07.004).

79. Tok F, et al. (2012) The effects of onabotulinum toxin A injection into rectus femoris muscle in hemiplegic stroke patients with stiff-knee gait: a placebo-controlled, nonrandomized trial. *Am J Phys Med Rehabil*, 91: 321-6. doi: [10.1097/PHM.0b013e3182465feb](https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3182465feb).
80. Thijssen DH, et al. (2007) Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 88: 181-6. PMID:[17270515](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17270515/)
81. Clark DJ, et al. (2010) Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-Stroke. *Journal of Neurophysiology*, 103: 844-857. doi: [10.1152/jn.00825.2009](https://doi.org/10.1152/jn.00825.2009).

### **2.3.4. Autres facteurs pouvant expliquer l'asymétrie locomotrice**

Comme exposé dans la section précédente, plusieurs déficits sensorimoteurs et changements biomécaniques sont associés à l'asymétrie spatio-temporelle et cinétique des personnes hémiparétiques. De plus, suite à une période de réadaptation, la majorité des personnes hémiparétiques ne présentent aucune amélioration cliniquement significative de l'asymétrie spatio-temporelle (Patterson et al., 2014). Il est toutefois démontré que ces personnes ont la capacité de réduire leur asymétrie spatio-temporelle momentanément lors de quelques interventions, comme lors de la marche sur tapis roulant avec une rétroaction auditive (Roerdink et al., 2007), lors de la marche sur tapis roulant à DC (voir section 2.6) (Reisman et al., 2007, 2009) ou encore lors de la marche rapide (Lamontagne & Fung, 2004). Il est donc justifié de se demander pourquoi les personnes hémiparétiques présentent un patron asymétrique lorsqu'elles marchent de façon habituelle alors qu'elles ont la capacité de marcher plus symétriquement. Dans cette thèse, trois hypothèses seront explorées à savoir : le besoin de symétriser les efforts musculaires entre les côtés (basé sur la théorie du sens de l'effort), l'exigence musculaire d'une marche plus symétrique et la capacité de perception de l'asymétrie locomotrice. Les prochaines sections porteront sur ces thèmes.

## **2.4. Le sens de l'effort**

L'impact de la faiblesse musculaire des muscles parétiques sur la coordination bilatérale a été mis en évidence dans les études de Gauthier et al. (Gauthier, Bourbonnais, Filiatrault, Gravel, & Arsenault, 1992) et Bertrand et al. (Bertrand & Bourbonnais, 2001). Ces derniers auteurs ont observé que, lors de contractions isométriques du côté P (aux membres supérieurs et inférieurs), les personnes hémiparétiques produisaient des forces stabilisatrices plus élevées du côté NP comparativement aux personnes saines. Ils ont alors émis l'hypothèse que cette augmentation de la force stabilisatrice du côté NP pouvait être causée par une surestimation de la force produite du côté P. En effet, de nombreuses études portant sur la perception de la force avaient antérieurement démontré que lors d'une diminution de la capacité de production de force (induite par la fatigue, un curarisant, ou une pathologie telle que l'AVC), les personnes avaient tendance à surestimer la force produite, suggérant ainsi une appréciation subjective de l'effort nécessaire pour produire la force plutôt qu'une appréciation



de l'intensité absolue de la force produite (Carson, Riek, & Shahbazzpour, 2002; Gandevia & McCloskey, 1977, 1978; Jones, 1983; Jones & Hunter, 1983a, 1983b, 1983c; McCloskey, Ebeling, & Goodwin, 1974). Ces études suggèrent que la perception de la force dépend majoritairement des informations d'origine centrale (intensité de la commande motrice descendante) plutôt que périphérique (tension mesurée par les récepteurs périphériques des muscles, tendons, articulations ou de la peau lors d'une force absolue produite).

À la lumière de ces résultats, en 2004, Bertrand a proposé un modèle de coordination bilatérale afin d'expliquer la relation entre la faiblesse musculaire P et l'asymétrie des forces produites lors de contractions bilatérales sous-maximales chez les personnes à la suite d'un AVC (Bertrand, 2004). Ce modèle suggère que l'intensité des forces produites de chaque côté par les groupes de muscles impliqués dans une tâche d'appariement bilatéral est déterminée en fonction de leur force maximale volontaire. En d'autres termes, l'asymétrie de force observée lors de ces tâches serait reliée à l'asymétrie de force maximale volontaire. Les prochaines sections s'attarderont à décrire les études ayant supporté le modèle de coordination bilatérale et donc le rôle du sens de l'effort dans l'asymétrie motrice des personnes hémiparétiques.

#### **2.4.1. Évidences supportant la théorie du sens de l'effort**

Le modèle de coordination bilatérale a tout d'abord été supporté lors de contractions bilatérales isolées d'une articulation. Bertrand et al. (2004) ont démontré que lorsque l'on demandait aux personnes hémiparétiques de produire des forces sous-maximales symétriques, elles produisaient plutôt des forces absolues asymétriques même si elles avaient la capacité musculaire de produire des forces équivalentes (Bertrand, 2004; Bertrand et al., 2004). Lorsque les forces produites étaient normalisées par rapport à la force maximale qu'elles pouvaient produire, la différence entre les membres (P et NP) n'était plus significative. Cela supporte l'hypothèse selon laquelle les personnes hémiparétiques appariant leur effort musculaire (% FMV) plutôt que les forces absolues qu'elles produisent. De plus, l'asymétrie des forces produites était corrélée avec l'asymétrie des forces maximales. Par exemple, lors de tâches de préhension à des niveaux d'effort représentant 50 % et 65 % FMV, l'asymétrie de la FMV expliquait respectivement 55 % et 66 % de la variance de l'asymétrie de production des forces sous-maximales. La pente de l'équation de régression unissant ces paramètres était près

de 1 et l'ordonnée à l'origine près de 0, suggérant une relation linéaire directe entre ces deux paramètres (Bertrand et al., 2004).

Deuxièmement, les études utilisant des tâches d'appariement bilatéral lors de production de forces linéaires résultant de contractions simultanées de plusieurs articulations supportent également la théorie du sens de l'effort (Mercier, Bertrand, & Bourbonnais, 2004; Simon & Ferris, 2008; Simon et al., 2009). Par exemple, aux membres supérieurs, les personnes hémiparétiques devaient produire des forces linéaires selon des directions précises qui sollicitaient les muscles du coude et de l'épaule simultanément (Mercier et al., 2004). Les forces linéaires produites étaient enregistrées au niveau des poignets. Aux membres inférieurs, des forces linéaires de poussée en position couchée ont été exercées, sollicitant une contraction simultanée des muscles de la hanche, du genou et de la cheville (Simon et al., 2009). Dans ce cas-ci, des plateformes de force situées sous les pieds enregistreraient les forces linéaires produites. Lors de ce type de tâches, un consensus semble établi : l'intensité des forces linéaires produites est asymétrique entre les deux membres, mais est symétrique lorsqu'un ratio en terme de pourcentage de force linéaire maximale que les personnes peuvent produire de chaque côté du corps est calculé. De plus, au membre supérieur, l'asymétrie de force linéaire résultant de la contraction de plusieurs articulations était prédictive de la force maximale linéaire produite ( $r^2=0.72$ ) (Mercier et al., 2004). Ces résultats sont donc cohérents avec la théorie du sens de l'effort.

Cependant, ces résultats n'impliquent toutefois pas que chaque groupe de muscles impliqué dans la tâche est activé de façon proportionnelle à sa force maximale. En effet, aux membres supérieurs, Mercier et al. (2004) ont développé un modèle afin de prédire les asymétries de forces linéaires résultant d'une contraction des muscles de l'épaule et du coude (Mercier et al., 2004). Leur modèle était basé sur l'hypothèse que chaque groupe de muscles serait activé proportionnellement à sa force maximale et qu'ainsi leur modèle permettrait d'estimer l'asymétrie de force linéaire résultante enregistrée au poignet. Les résultats ont démontré que leur modèle prédisait de façon faible à modérée l'asymétrie de force linéaire observée ( $r^2$  de 0,17 à 0,54, selon les directions). Ils ont ainsi conclu que d'autres études étaient nécessaires pour déterminer le rôle du sens de l'effort dans l'asymétrie de chacun des muscles impliqués dans une production de force linéaire. De plus, ils ont suggéré que lors de

contractions impliquant plusieurs articulations, il fût possible qu'un effort plus global fût apparié plutôt que l'effort de chacun des groupes musculaires.

Toutefois, en utilisant le modèle des taux d'utilisation musculaire, Milot et al. (2006) ont démontré que les personnes hémiparétiques, tout comme les personnes saines, présentaient des niveaux d'effort musculaire équivalents entre les deux membres inférieurs lors de la marche, et ce, pour tous les groupes de muscles évalués (Milot et al., 2006). De plus, les personnes hémiparétiques utilisaient des niveaux d'effort similaires aux personnes saines, démontrant ainsi que les personnes hémiparétiques n'utilisent pas leur potentiel maximal de production de force (% FMV inférieur à 100 %) lorsqu'elles marchent à vitesse confortable. À la lumière de ces résultats, ils ont émis l'hypothèse qu'une stratégie basée sur la symétrie des efforts pourrait expliquer l'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques. Toutefois, d'autres études s'avèrent nécessaires pour supporter le rôle du sens de l'effort dans l'asymétrie du patron de marche de ces personnes. En effet, dans l'étude de Milot et al. (2006), la force musculaire des membres inférieurs était significativement différente seulement pour les FP et les moments musculaires produits à la marche était similaires pour les muscles de la hanche chez les personnes hémiparétiques (Milot, 2007). De plus, il y avait une variation importante des niveaux d'effort musculaire lors de la marche confortable entre les personnes hémiparétiques. Par exemple, les TUM des FP P variaient de 35 % et 100 %. Une stratification des personnes hémiparétiques selon leur niveau d'effort musculaire pourrait aider à réduire cette variation et ainsi mieux expliquer l'impact de l'organisation des efforts dans l'asymétrie des moments musculaires à la marche.

À la lumière de ces différentes études suggérant un rôle du sens de l'effort, Brière et al. en 2011, ont été les premiers à tenter d'établir le rôle du sens de l'effort dans une tâche fonctionnelle (Brière, 2011). Ces auteurs ont publié une série d'études visant à déterminer si l'asymétrie de mise en charge (MEC) lors du PAD pouvait être expliquée par le sens de l'effort. Pour ce faire, ils ont mis en relation les forces de réactions du sol mesurées sous les pieds lors du PAD et les niveaux d'effort musculaire des extenseurs du genou (mesurés par l'activité électromyographique (EMG)) (Briere, Nadeau, Lauziere, & Gravel, 2013; Briere, Nadeau, Lauziere, Gravel, et al., 2013). Tout d'abord, ils ont démontré que l'asymétrie de FMV isométrique en extension du genou était significativement reliée à l'asymétrie de MEC

lors du PAD chez les personnes hémiparétiques ( $r = 0.75$ ,  $p < 0.01$ ) (Brière et al., 2010). Cette asymétrie de MEC n'était pas causée par une impossibilité de faire la tâche puisque la majorité (14/19) des participants était capable de se lever avec une MEC symétrique en ayant une rétroaction visuelle de leur MEC. Les auteurs ont par la suite vérifié si les niveaux d'effort musculaire des extenseurs du genou étaient reliés à la MEC ou s'ils étaient symétriques entre les deux membres inférieurs, comme attendu pour confirmer l'hypothèse du sens de l'effort (Brière, Nadeau, Lauzière, Gravel, et al., 2013). Contrairement à leur hypothèse, ils ont démontré que lorsque les résultats de tous les participants hémiparétiques étaient moyennés, les efforts aux genoux n'étaient pas symétriques entre les deux membres inférieurs. Cependant, la variabilité interindividuelle suggérait que les stratégies utilisées différaient selon la sévérité de l'atteinte musculaire: les personnes hémiparétiques présentant la plus grande asymétrie de FMV et la plus grande asymétrie de MEC montraient les niveaux d'effort musculaire les plus similaires entre les deux côtés. Ces résultats chez les personnes les plus sévèrement atteintes supportaient la théorie du sens de l'effort. Les auteurs ont donc posé l'hypothèse qu'il y aurait possiblement un seuil « critique » d'effort à partir duquel les personnes doivent changer leur stratégie afin de limiter la production d'efforts trop élevés dans le membre inférieur P. La généralisation de ces résultats est toutefois limitée par le petit nombre de participants dans chacun des sous-groupes (atteinte modérée :  $n=6$  et atteinte sévère :  $n=7$ ). Ainsi, d'autres études sont nécessaires pour déterminer les stratégies quant à la distribution des efforts dans la réalisation des tâches fonctionnelles.

Cette revue des différentes études portant sur le rôle du sens de l'effort pour expliquer l'asymétrie motrice des personnes hémiparétiques soulève l'importance d'approfondir cette hypothèse lors de la marche. Si les personnes hémiparétiques utilisent une stratégie basée sur une symétrisation des efforts, cela impliquerait, en présence d'une faiblesse musculaire, une démarche asymétrique au niveau des moments musculaires qui pourrait entraîner une asymétrie des paramètres spatio-temporels.

#### **2.4.2. La capacité de percevoir les efforts musculaires**

Dans cette thèse, l'effort musculaire est défini comme étant le pourcentage de force maximale volontaire utilisé lors d'une tâche (% FMV). Ce terme ne réfère donc pas à la

définition de l'effort général (« perceived exertion ») telle que proposée par Robertson et Noble (1997) qui est « *l'intensité subjective de l'effort, d'une contrainte, d'un inconfort ou de la fatigue qui est ressentie pendant l'exercice physique* » (Robertson & Noble, 1997).

Quelques auteurs ont évalué la capacité de percevoir l'effort musculaire chez les personnes saines en utilisant diverses échelles de cotation telles que la « *Category-ratio (CR-10) scale* » développée par Gunnar Borg (Li & Yu, 2011; Noble, Borg, Jacobs, Ceci, & Kaiser, 1983; Pincivero, Coelho, & Erikson, 2000) ou des échelles visuelles analogues (Lauziere, Dubois, Briere, & Nadeau, 2012). Bien que la relation entre l'effort produit et l'effort perçu ne soit pas parfaitement linéaire, les études ont démontré que globalement les personnes saines (jeunes et âgées) étaient en mesure d'apprécier les efforts musculaires produits aux membres inférieurs ou aux membres supérieurs lors de différentes tâches statiques et dynamiques (Lauziere et al., 2012; Li & Yu, 2011; Pincivero et al., 2000).

Toutefois, même si les différentes études portant sur les tâches d'appariement bilatéral présentées dans la section précédente témoignent de la capacité des personnes hémiparétiques d'apparier leur force relativement à leur FMV (% FMV), très peu d'études ont mesuré la capacité des personnes hémiparétiques à percevoir leur effort musculaire à l'aide de ces différentes échelles de cotation. À notre connaissance, Brière et al. (2013) sont les seuls à l'avoir évaluée et ils ont démontré que les personnes hémiparétiques ne percevaient pas les différences d'effort entre les deux membres inférieurs lors du PAD (Briere, Nadeau, Lauziere, & Gravel, 2013). Dans leur étude, Brière et al. (2013) ont utilisé une échelle visuelle analogue permettant de coter directement l'asymétrie des efforts entre les deux membres inférieurs. L'échelle utilisée demandait aux participants de coter « la distribution d'effort aux genoux ». À gauche de l'échelle se retrouvait l'inscription « 100 % gauche » et à droite « 100 % droit » alors qu'au centre était indiqué « 50 %/50 % ». Il est possible que le concept de « distribution d'effort » ne soit pas bien compris par les personnes, rendant ainsi leur cotation moins précise. Évaluer la capacité de percevoir les efforts musculaires dans chacun des membres inférieurs de façon indépendante pourrait permettre de mieux apprécier la capacité de ces personnes à percevoir l'asymétrie des efforts musculaires lors de tâches fonctionnelles.

## 2.5. La perception de l'asymétrie spatio-temporelle

Des études antérieures ont démontré que les personnes hémiparétiques avaient de la difficulté à percevoir les asymétries de mise en charge lors de la station debout (Bohannon & Schaefer, 1990; Bohannon & Tinti Wald, 1991; Bohannon & Waldron, 1991; Bohannon & Waters, 1989) et lors du PAD (Brière et al., 2010). Par exemple, lors du PAD, les personnes hémiparétiques avaient des erreurs deux fois plus élevées que les personnes en santé (10,7 % vs 5,5 %) (Brière et al., 2010). À notre connaissance, aucune étude n'a évalué la capacité de perception de l'asymétrie à la marche chez les personnes saines et hémiparétiques.

Grâce à l'utilisation du tapis roulant à DC, il devient possible de modifier le patron de marche des personnes saines afin d'évaluer la capacité à percevoir les asymétries entre les deux côtés du corps. Par exemple, une étude de Marques et al. (2007) a évalué l'influence de stimulations visuelles et vestibulaires sur la capacité des personnes à apparier les vitesses de courroie. Le but de cette étude était d'approfondir la compréhension des mécanismes expliquant que les personnes présentant une névrite vestibulaire ont tendance à dévier du côté du déficit lorsqu'elles marchent ou encore à tourner en rond lorsqu'elles marchent sur place les yeux fermés (Marques et al., 2007). Dans cette étude, l'une des courroies du tapis roulant était fixée à une vitesse préétablie et les sujets sains devaient ajuster la vitesse de l'autre courroie jusqu'à ce qu'ils les perçoivent équivalentes. Cette étude aurait pu donner des informations sur la capacité des personnes saines à percevoir l'asymétrie locomotrice, mais ce n'était pas l'objectif de leur étude et donc les auteurs n'ont pas approfondi la question des erreurs d'ajustement des vitesses lors des conditions sans stimulations visuelles ou auditives.

À ce jour, les évidences ne permettent pas de statuer sur les paramètres que les personnes peuvent percevoir comme différents lorsqu'elles présentent des asymétries locomotrices. Sont-elles en mesure de percevoir l'asymétrie de la longueur de pas ou encore l'asymétrie du temps d'appui? Une incapacité de percevoir l'asymétrie dans ces paramètres pourrait être en partie responsable de la difficulté qu'ont les personnes hémiparétiques à la corriger. En ce sens, des études suggèrent que donner une rétroaction visuelle ou proprioceptive de l'asymétrie du patron de marche pourrait conduire à une meilleure efficacité des interventions visant à réduire l'asymétrie locomotrice. Par exemple, une étude de cas (deux

participants) sur un tapis roulant à DC dans laquelle les participants étaient immergés dans un environnement virtuel, permettant de donner une rétroaction visuelle (rotation de l'environnement virtuel) et proprioceptive (modification des vitesses de courroie) selon l'asymétrie de la longueur de pas ou de l'asymétrie du temps d'appui, a donné des résultats encourageants (Lewek, Feasel, Wentz, Brooks, & Whitton, 2012). En effet, en modifiant l'environnement visuel et proprioceptif selon l'asymétrie de la longueur de pas, l'asymétrie est passée d'un ratio de 1,52 à 1,18 après six semaines (trois entraînements par semaine) et cette correction était maintenue 10 semaines après l'entraînement. Des études ont également démontré que, lors d'une période de marche sur tapis roulant à DC où l'asymétrie initiale des participants était augmentée pendant quelques minutes, les personnes hémiparétiques arrivaient à corriger progressivement cette asymétrie (Reisman, Mclean, & Bastian, 2010b; Reisman et al., 2007, 2009). Le processus pouvant expliquer ce phénomène serait que l'exagération de l'asymétrie lors de la période de perturbation donnerait un meilleur indice au système nerveux pour établir les stratégies pour la réduire (Reisman, Mclean, et al., 2010b; Reisman et al., 2007, 2009). Cette adaptation locomotrice induit des changements dans les paramètres spatio-temporels qui perdurent lorsque la perturbation cesse, résultant à une amélioration de l'asymétrie initialement observée avant la perturbation. Puisque le protocole d'adaptation sur tapis roulant à DC a été utilisé dans cette thèse, la prochaine section portera sur l'adaptation locomotrice induite par ce dernier.

## **2.6. L'adaptation locomotrice induite par le tapis roulant à DC**

Avant de détailler les modifications du patron de marche engendrées par le tapis roulant à DC, il est nécessaire de comprendre le concept de l'adaptation locomotrice. Bien que la locomotion soit une activité complexe qui demande une séquence d'activation musculaire extrêmement précise, elle doit tout de même être assez flexible pour pouvoir s'adapter rapidement aux demandes de l'environnement tout en maintenant une stabilité et en évitant de chuter (Cham & Redfern, 2002; Marigold & Patla, 2002; Reynolds & Bronstein, 2006). L'adaptation locomotrice peut être considérée comme une forme d'apprentissage moteur constant qui a comme objectif de garder le mouvement réglé (« *tuned* ») de façon optimale (Bouyer, 2011). La limite théorique de cette capacité de changement de la circuiterie

neuronale générant le comportement rythmique de la locomotion est la capacité d'adaptation. Cette capacité permet de répondre aux contraintes extérieures (environnement) et aux contraintes internes (par exemple, à la suite d'une lésion). Puisque le rythme générateur de locomotion est sous l'influence des centres descendants supra-spinaux et des afférences sensorielles périphériques, de façon générale, la locomotion implique deux mécanismes d'adaptation neuronale, à savoir le contrôle en mode réactif et celui en mode prédictif (ou anticipatoire) (Bouyer, 2011). La distinction de ces modes de contrôle est nécessaire à la compréhension de l'adaptation locomotrice induite lors de la marche sur tapis roulant à DC. Le contrôle réactif permet de réagir rapidement aux perturbations, par exemple lorsque le pied frappe un objet, alors que le mode de contrôle prédictif permet d'anticiper les perturbations et nécessite un apprentissage, s'améliorant avec la pratique. Un exemple du contrôle prédictif est l'étrange perception de manque d'équilibre ou de trébuchement ressentie lorsque l'on arrive sur un escalier roulant qui ne fonctionne pas, comme si l'on s'attendait à ce qu'il monte (Reynolds & Bronstein, 2007; Reynolds & Bronstein, 2003; Reynolds & Bronstein, 2006). Ces modes de contrôle diffèrent également du fait que les adaptations réactives ne sont pas emmagasinées dans le système nerveux et donc, ne produisent pas de post-effets, contrairement aux adaptations prédictives. Dans cette thèse, les post-effets seront définis comme étant les modifications du patron de marche qui persistent lorsque la perturbation cesse.

Le mode de contrôle réactif serait grandement dépendant des activités réflexes au niveau spinal qui utilisent les afférences sensorielles alors que le mode de contrôle prédictif (ou anticipatoire), quant à lui, serait grandement dépendant de l'intégrité du cervelet en nécessitant un apprentissage basé sur l'essai et erreur (Bastian, 2006; Bouyer, 2011). En effet, la littérature démontre que les personnes avec une atteinte cérébelleuse préservent la capacité de faire des adaptations réactives lors de la perturbation, mais qu'elles ont des capacités d'adaptation prédictive grandement diminuées (Morton & Bastian, 2006). Le niveau d'ataxie qu'elles présentent corrèle également de façon négative avec l'amplitude des post-effets ( $r = -0,58$ ;  $p < 0,05$ ) signifiant que les personnes les plus atteintes sont celles qui présentent les post-effets les moins importants (Morton & Bastian, 2006). De plus, la réduction de l'influence inhibitrice du



cervelet sur le cortex moteur est corrélée avec l'amplitude de l'adaptation ( $r=0,84$ ) (Jarayam, Galea, Bastian, & Celnik, 2011).

Le protocole utilisé dans cette thèse consiste en trois périodes : 1) une période de marche contrôle sans perturbation, 2) une période d'adaptation durant laquelle une perturbation est appliquée et 3) une période de post-adaptation durant laquelle la perturbation est retirée. La comparaison des périodes 1 et 3 permet de mesurer les adaptations qui ont été emmagasinées par le système nerveux (post-effets). Dans le cas qui nous intéresse, la période d'adaptation consiste en une marche sur un tapis roulant à DC présentant des vitesses différentes sous chacun des pieds. Les changements réactifs et prédictifs de ce type de protocole sur les paramètres spatio-temporels seront détaillés dans la section suivante. Une description plus détaillée du protocole utilisé dans le cadre de ce projet de doctorat sera présentée dans le chapitre Méthodologie (Chapitre 4).

## **2.6.1. Chez les personnes saines**

### **2.6.1.1. Les changements réactifs**

De façon ponctuelle, dès que les personnes saines sont sur le tapis roulant à DC avec une courroie rapide et une courroie lente, le membre inférieur sur la courroie rapide présente un pourcentage de temps d'appui diminué et une durée d'oscillation augmentée et inversement pour la jambe sur la courroie lente (Dietz, Zijlstra, & Duysens, 1994; Reisman, Block, & Bastian, 2005; Reisman et al., 2007). Cette adaptation rapide est nécessaire afin de maintenir un patron de marche alterné et ainsi éviter que le membre inférieur rapide ait à faire plusieurs sauts consécutifs. En effet, lorsque la même manipulation est effectuée chez les animaux et les enfants, il est possible de voir apparaître du « *stepping* », c'est-à-dire des sauts consécutifs sur le même membre inférieur situé sur la courroie rapide (Yang et al., 2004; Yang, Lamont, & Pang, 2005). Les modifications des paramètres intra-jambe, citées précédemment, sont immédiates et perdurent tout au long de la période d'adaptation (Reisman et al., 2005). Lors de la période de post-adaptation, lorsque les courroies du tapis roulant reviennent à vitesse égale, ces paramètres reviennent aux valeurs observées lors de la condition contrôle et ne présentent donc pas de post-effets.

### **2.6.1.2. Les changements prédictifs (anticipés)**

Cependant, les paramètres inter-jambes, c'est-à-dire la longueur de pas et la durée du double appui, se comportent différemment. Au début de la période d'adaptation, des asymétries de la longueur de pas et du temps de double appui sont observées entre les deux membres inférieurs (Dietz et al., 1994; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). La longueur du pas et le temps de double appui du membre inférieur rapide sont plus courts comparativement à ceux de la jambe lente. De façon intéressante, ces asymétries diminuent progressivement jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de différence significative entre la période de perturbation et celle durant laquelle les courroies étaient à des vitesses équivalentes (période de contrôle) (Reisman et al., 2005). Ce résultat démontre que les personnes saines sont capables d'intégrer le conflit créé par la perturbation et de modifier la coordination des membres inférieurs afin de rétablir la symétrie dans les paramètres inter-jambes. Cette adaptation conduit à des post-effets dans la période de post-adaptation. En effet, lorsque les courroies reviennent à des vitesses égales, une asymétrie de la longueur du pas opposée à celle observée lors du début de la période d'adaptation est constatée : maintenant, la longueur du pas du membre inférieur qui était sur la courroie lente est plus courte que celle qui était sur la courroie rapide. Cette asymétrie est statistiquement différente de l'asymétrie observée lors de la condition de marche contrôle ( $p < 0,001$ ) et retourne à la valeur de base graduellement (Reisman et al., 2005). De la même façon, le pourcentage de temps de double appui qui était plus court au début de la période d'adaptation pour le membre inférieur sur la courroie rapide devient maintenant plus court du côté du membre inférieur qui était sur la courroie lente.

### **2.6.2. Chez les personnes hémiparétiques**

Le comportement des personnes hémiparétiques sur le tapis roulant à DC a également été étudié (Reisman, Bastian, & Morton, 2010; Reisman et al., 2007, 2009). Nous nous attarderons ici à décrire seulement les changements prédictifs puisque ce sont ces effets qui induisent le comportement plus symétrique qui nous intéresse dans cette thèse.

Bien que cela soit contre-intuitif, l'asymétrie de la longueur de pas doit être augmentée lors de la période d'adaptation (Reisman, Bastian, et al., 2010; Reisman et al., 2007, 2009). Ainsi, lors de cette période, le membre inférieur faisant le pas le plus court doit être placé sur

la courroie rapide. Cela conduit à une augmentation de l'asymétrie de la longueur de pas initiale par une augmentation de la longueur de pas du côté de la courroie lente. Les personnes hémiparétiques arrivent à corriger cette asymétrie en augmentant progressivement la longueur de pas du côté de la courroie rapide et réduisant celle de la courroie lente. Le processus pouvant expliquer ce phénomène serait le suivant : considérant que l'asymétrie de la longueur de pas est interprétée comme une « erreur » par le système nerveux, l'exagération de l'asymétrie lors de la période de perturbation conduit à une augmentation de cette erreur et donnerait ainsi un meilleur indice au système nerveux pour établir les stratégies pouvant la réduire (Reisman, Mclean, et al., 2010b; Reisman et al., 2007, 2009). De ce fait, lors de la période de post-adaptation, une réduction de l'asymétrie de la longueur de pas comparativement à la valeur observée lors de la condition de référence est notée ( $p < 0,01$ ). Le même effet est observé au niveau du pourcentage de temps en double appui, dont l'asymétrie était augmentée lors du début de la période d'adaptation et qui est maintenant réduite.

Il faut préciser que l'amélioration de la symétrie lors de la période de post-adaptation est temporaire et que les personnes hémiparétiques retournent à leur patron de marche habituel (asymétrique) seulement quelques secondes ou minutes après l'arrêt de la perturbation (Reisman, Mclean, et al., 2010b; Reisman et al., 2007, 2009). Cela démontre tout de même que les personnes hémiparétiques ont la capacité de produire un patron de marche plus symétrique bien qu'elles ne le fassent pas de façon spontanée. L'analyse des moments et des efforts musculaires produits aux membres inférieurs chez les personnes hémiparétiques dans cette période de post-adaptation conduisant à une marche plus symétrique au niveau de la longueur de pas et du temps de double appui n'a jamais été documentée et est l'un des objectifs principaux de cette thèse. Il est important de préciser que l'objectif de cette thèse n'est pas d'inférer sur les mécanismes neurophysiologiques responsables des modifications cinétiques observées, mais bien de décrire les changements cinétiques lors de la période de post-adaptation qui pourraient expliquer les modifications spatio-temporelles observées (longueur de pas et durée de double appui).

En résumé, cette revue de la littérature a permis de constater la grande variabilité du patron de marche des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC. Bien que plusieurs déficits sensorimoteurs et changements biomécaniques soient reliés à l'asymétrie locomotrice,

les évidences suggèrent que ces personnes ont la capacité de réduire leur asymétrie sur demande ou à la suite de diverses perturbations. À la lumière des études de Milot et al. (2006) ayant démontré que les personnes hémiparétiques présentaient des niveaux d'effort similaires entre les deux membres inférieurs, il est pertinent d'évaluer si un désir de symétriser ou de limiter les efforts musculaires aux membres inférieurs pourrait figurer parmi les facteurs explicatifs de l'asymétrie du patron de marche de ces personnes. De plus, le manque d'étude sur la capacité de perception de l'asymétrie locomotrice chez les personnes saines et hémiparétiques a également été démontré. Ce projet de thèse visera donc à approfondir la compréhension de l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC. Le prochain chapitre présente les objectifs et hypothèses principaux de cette thèse.

## Chapitre 3. Objectifs et hypothèses

### 3.1. Hypothèses et objectifs généraux de la thèse

L'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques est bien documentée dans la littérature. Toutefois, il est démontré que ces personnes ont la capacité de marcher plus symétriquement. Ainsi, la problématique principale de la thèse était la suivante : pourquoi les personnes hémiparétiques présentent-elles un patron asymétrique lorsqu'elles marchent de façon habituelle alors qu'elles ont la capacité de marcher plus symétriquement ? L'objectif général de cette thèse était d'étudier l'asymétrie du patron de marche en analysant les moments musculaires et les efforts musculaires lors de différentes conditions de marche sur tapis roulant à DC et en évaluant la capacité de perception de l'asymétrie locomotrice des personnes saines et hémiparétiques. Trois hypothèses principales ont été vérifiées:

- 1) En se basant sur les résultats des travaux sur les taux d'utilisation musculaire (TUM) à la marche (Milot et al. 2006), il est attendu que les personnes saines et hémiparétiques présenteront des niveaux d'effort symétriques dans les muscles des membres inférieurs lors de la marche à vitesse confortable sur tapis roulant. Toutefois, contrairement aux personnes saines, les personnes hémiparétiques présenteront des moments musculaires asymétriques. Il est aussi attendu que cette asymétrie des moments musculaires à la marche sera corrélée avec l'asymétrie des forces résiduelles à la marche (moments maximaux potentiels prédits (MMP)).
- 2) En se basant sur les études utilisant le tapis roulant à DC permettant de symétriser la longueur de pas et la durée de double appui chez les personnes hémiparétiques (Reisman, McLean, Keller, Danks, & Bastian, 2013; Reisman et al., 2007), il est attendu qu'une marche symétrique au niveau des paramètres spatio-temporels augmentera les efforts au membre P de sorte que ceux-ci seront plus élevés que du côté NP.

- 3) En se basant sur les études qui ont évalué la perception des efforts et de la MEC debout et lors du PAD (Brière et al., 2010; Briere, Nadeau, Lauziere, & Gravel, 2013; Lauzière, Brière, & Nadeau, 2010), il est postulé que les personnes saines pourront détecter aisément une asymétrie locomotrice induite par un protocole sur tapis roulant à DC. Pour les personnes hémiparétiques, il est attendu qu'elles auront de la difficulté à percevoir les asymétries spatiales et temporelles lors de la marche confortable sur tapis roulant.

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

Les objectifs spécifiques, découlant des articles présentés, étaient de :

#### **Article #2 :**

- 1) Quantifier les exigences cinétiques de la marche sur tapis roulant à DC lors des périodes de marche contrôle et post-adaptation en comparant les moments musculaires nets des muscles FP, FH et EH entre les deux périodes chez les personnes saines et hémiparétiques.
- 2) Quantifier la relation entre les changements cinétiques et les changements de la longueur de pas suite à la période d'adaptation sur le tapis roulant à DC afin de cibler les groupes musculaires pouvant expliquer les changements de longueur de pas.

#### **Article #3 :**

- 3) Quantifier bilatéralement les niveaux d'effort (TUM) des muscles FP, FH et EH chez les personnes saines et hémiparétiques lors de la marche à vitesse confortable sur le tapis roulant.
- 4) Comparer l'asymétrie des moments musculaires nets, l'asymétrie des niveaux d'effort et l'asymétrie des forces maximales résiduelles (MMP) chez les deux groupes de sujets (hémiparétiques et sains).
- 5) Chez les personnes hémiparétiques, en considérant les niveaux d'effort musculaire des FP P (sous-groupes avec des bas et hauts niveaux d'effort), comparer l'asymétrie des

moments musculaires nets, l'asymétrie des niveaux d'effort et l'asymétrie des forces maximales résiduelles (MMP) entre les deux sous-groupes. De plus, quantifier les relations entre l'asymétrie des moments musculaires nets et l'asymétrie des forces maximales résiduelles (MMP) dans ces deux sous-groupes.

**Article #4 :**

- 6) Comparer les niveaux d'effort (TUM) des muscles FP et FH entre les conditions de marche habituelle (asymétrique) et symétrique (période de post-adaptation) chez les personnes hémiparétiques afin de déterminer si les efforts sont un facteur pouvant expliquer le patron de marche asymétrique des personnes hémiparétiques.
- 7) Examiner la relation entre les niveaux d'effort (TUM) dans les muscles FP P et l'amplitude des post-effets dans les paramètres cinétiques (moments musculaires nets) et spatio-temporels (longueur de pas et durée de double appui) afin de déterminer si les efforts sont un facteur pouvant expliquer la capacité à modifier l'asymétrie du patron de marche les personnes hémiparétiques.

**Article #5 :**

- 8) Quantifier le seuil de perception de l'asymétrie motrice des personnes saines en utilisant un protocole sur tapis roulant à DC visant à induire une asymétrie progressive.

**Résultats supplémentaires :**

- 9) Déterminer la capacité de perception des asymétries de la longueur de pas, du temps d'appui et des efforts musculaires lors de la marche confortable sur tapis roulant chez les personnes hémiparétiques.

Une description détaillée des objectifs et hypothèses est présentée dans chacun des articles de la thèse.

## **Chapitre 4. Méthodologie**

Pour une meilleure vue d'ensemble de la méthodologie utilisée dans les différents articles inclus dans cette thèse, les principaux aspects seront rassemblés dans ce chapitre. Toutefois, la description détaillée des analyses des données et des analyses statistiques présentées dans chacun des articles ne sera pas répétée.

### **4.1. Les participants à l'étude**

Deux groupes de participants ont été recrutés dans le cadre de ce projet de doctorat. Le premier groupe était composé de personnes saines. Le deuxième groupe était composé de personnes ayant subi un AVC depuis plus de six mois et ayant nécessité une période de réadaptation fonctionnelle intensive dans un centre de réadaptation montréalais.

#### **4.1.1. Les critères de sélection des participants**

Pour les personnes saines, les critères de sélection étaient 1) de pouvoir tolérer au moins trois heures d'activité avec des intervalles de repos, 2) de n'avoir aucune douleur incapacitante dans les membres inférieurs ou le tronc pouvant interférer avec la marche et 3) de n'avoir aucune maladie dégénérative, orthopédique, cardiaque ou neurologique pouvant modifier leur patron de marche. Pour les personnes hémiparétiques, les critères d'inclusion étaient 1) d'avoir eu un premier AVC unilatéral depuis plus de six mois, 2) d'être autonome à la marche sur de courtes distances sans l'utilisation d'une aide technique, 3) de tolérer une activité de locomotion durant trois heures avec des périodes de repos, 4) de marcher à une vitesse confortable supérieure à 0,4 m/s puisqu'en général, les personnes marchant plus lentement utilisent des aides à la marche ou ont besoin d'un support de poids pour marcher sur un tapis roulant (Visintin, Barbeau, Korner-Bitensky, & Mayo, 1998). Les critères d'exclusion pour les sujets hémiparétiques étaient les suivants : 1) une atteinte cérébelleuse, 2) une douleur entravant la marche, 3) une aphasie de compréhension, 4) une instabilité cardio-respiratoire non contrôlée et 5) un déficit cognitif inférieur à 25/30 au score de Folstein « *Folstein Mini-Mental Exam* » (Folstein, Folstein, & McHugh, 1975).



#### **4.1.2. Le recrutement**

Avant de commencer l'étude, l'approbation éthique par le comité d'éthique de la recherche des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR) a été obtenue, autorisant ainsi le recrutement des participants sains et des participants ayant subi un AVC (voir Annexe I). Cette approbation nous permettait de recruter des patients provenant de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), de l'Hôpital de réadaptation Villa Médica et du Centre de réadaptation Lucie-Bruneau. Parmi les participants sains, 17 ont été recrutés à partir d'une liste de participants ayant accepté d'être appelés pour d'autres projets et quatre autres ont été recrutés parmi les collègues ou les connaissances des chercheurs et étudiants du laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM. Les participants hémiparétiques ont été recrutés de quatre façons différentes. Premièrement, 41 appels téléphoniques ont été effectués à partir d'une liste de personnes ayant déjà participé à d'autres projets de recherche dans le laboratoire de pathokinésiologie et ayant donné leur consentement pour être recontactées pour des recherches futures. De cette façon, 14 personnes ont été recrutées. Deuxièmement, nous avons informé les cliniciens de l'IRGLM et de Villa Médica travaillant avec la clientèle AVC des critères d'inclusion et d'exclusion du projet. De cette façon, deux participants ont été recrutés à Villa Médica et quatre ont été recrutés à l'IRGLM. Troisièmement, des affiches approuvées par le comité d'éthique ont été posées dans les trois centres (IRGLM, Centre de réadaptation Lucie-Bruneau et Villa Médica) permettant aux personnes intéressées de nous appeler pour des informations sur le projet. De cette façon, un participant a été recruté. Finalement, un dernier participant a été recruté parmi les réseaux d'amis des membres du laboratoire de pathokinésiologie. Un total de 22 personnes ayant subi un AVC ont participé à l'étude. Tous les participants (sains et hémiparétiques) ont été informés des objectifs de l'étude et ont donné leur consentement éclairé en signant le formulaire de consentement à cet effet. Puisque deux séances d'évaluation étaient nécessaires, les participants étaient avisés qu'ils pouvaient quitter l'étude à tout moment.

Les 22 participants hémiparétiques ont effectué toutes les évaluations nécessaires aux différentes études présentées dans cette thèse. Toutefois, les données de deux participants hémiparétiques ont été retirées de l'analyse à cause de problèmes d'acquisition des données sur le tapis roulant à DC. Par conséquent, les données de 20 participants hémiparétiques sont

présentées dans les articles #2, #3 et #4. Les données de tous les sujets portant sur la capacité de perception de l'asymétrie spatio-temporelle ont pu être conservées et seront présentées dans la section des résultats supplémentaires.

En ce qui concerne les personnes saines, des 21 participants recrutés, 10 ont été inclus dans les articles #2 et #3 ainsi que dans les résultats supplémentaires à cette thèse alors que 16 ont été retenues dans le cadre de l'article #5.

## **4.2. L'évaluation clinique**

Une évaluation clinique a été effectuée chez les personnes saines et hémiparétiques afin de caractériser les participants à l'étude et de vérifier leur admissibilité. Cette évaluation sera détaillée dans les prochaines sections.

### **4.2.1. Participants sains**

L'évaluation clinique des personnes saines a tout d'abord comporté une anamnèse portant sur les antécédents ou les problèmes médicaux actuels pouvant influencer l'étude. L'évaluation de l'intensité de la douleur au repos et à l'activité a été mesurée sur une échelle visuelle analogue de 10 cm (Hawker, Mian, Kendzerska, & French, 2011). Par la suite, les amplitudes articulaires des membres inférieurs ont été évaluées bilatéralement. La sensibilité au toucher a été évaluée sous les malléoles par les monofilaments de Semmes-Weinstein (Collins, Visscher, De Vet, Zuurmond, & Perez, 2010), le sens de position et du mouvement ont été évalués pour les hanches, les genoux, les chevilles ainsi que les hallux et le sens vibratoire a été évalué avec un diapason de 128 Hz au niveau des malléoles externes (Kokmen, Bossemeyer, Barney, & Williams, 1977; Meijer et al., 2005). Le test « *Timed-Up-and-Go* » a été utilisé pour évaluer la mobilité fonctionnelle (Shumway-Cook, Baldwin, Polissar, & Gruber, 1997), l'échelle d'évaluation de l'équilibre Berg a été utilisée pour évaluer l'équilibre (Berg, Wood-Dauphinee, & Williams, 1995; Downs, Marquez, & Chiarelli, 2013) et le test de marche sur dix mètres a permis de quantifier les vitesses de marche naturelle et maximale au sol (Perera, Mody, Woodman, & Studenski, 2006).

### **4.2.2. Participants hémiparétiques**

En plus des évaluations précédemment énumérées pour les personnes saines, l'atteinte motrice des membres inférieurs des personnes hémiparétiques a été détaillée. Le niveau de déficience motrice des membres inférieurs et le tonus musculaire de la cheville ont été respectivement évalués par le test « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » (Gowland et al., 1993) et le test « *Composite Spasticity Index* » (Levin & Hui-Chan, 1992; Nadeau, Arsenault, Gravel, Lepage, & Bourbonnais, 1998). Ce dernier permet d'obtenir un score global à la cheville à partir de trois composantes permettant de caractériser son tonus musculaire soit la résistance passive à l'étirement (vers la flexion dorsale), son réflexe tendineux ainsi que son clonus.

### **4.3. L'évaluation de la force maximale volontaire concentrique**

Une évaluation dynamométrique rigoureuse a été effectuée chez les deux groupes de participants puisque la force maximale qu'une personne peut produire dépend de différents facteurs, tels que le type de contraction (isométrique, concentrique, excentrique) (Babault et al., 2001; Svantesson, Grimby, & Thomee, 1994), l'angle articulaire (Cahalan, Johnson, Liu, & Chao, 1989; Gravel, Ricahrds, & Filion, 1988; Simoneau, Martin, & Van Hoecke, 2007), la vitesse d'excursion angulaire (Babault et al., 2001) et le pré-chargement (Gravel et al., 1988). Puisque l'objectif de l'étude était de calculer les TUM des principaux muscles générateurs d'énergie lors de la marche, il était nécessaire que l'évaluation dynamométrique de la force maximale corresponde le plus possible aux paramètres musculaires retrouvés lors de la génération d'énergie durant le cycle de marche pour chaque groupe musculaire évalué.

Ainsi, lors de la première séance d'évaluation, la force musculaire maximale concentrique des FP, des FH et des EH a été évaluée de chaque côté avec un dynamomètre de type Biodex (Biodex Medical System) (Taylor, Sanders, Howick, & Stanley, 1991). Le mode passif du dynamomètre a été utilisé. Ce mode permet de produire des forces concentriques dynamiques, tout comme le mode isocinétique, toutefois sans que le participant soit obligé de produire une force suffisante pour déplacer l'accessoire. Ce mode permet de contrôler la vitesse d'excursion très précisément en offrant une résistance qui s'adapte à la force produite par le muscle tout au long du mouvement, tout comme le mode isocinétique. Ce mode a été

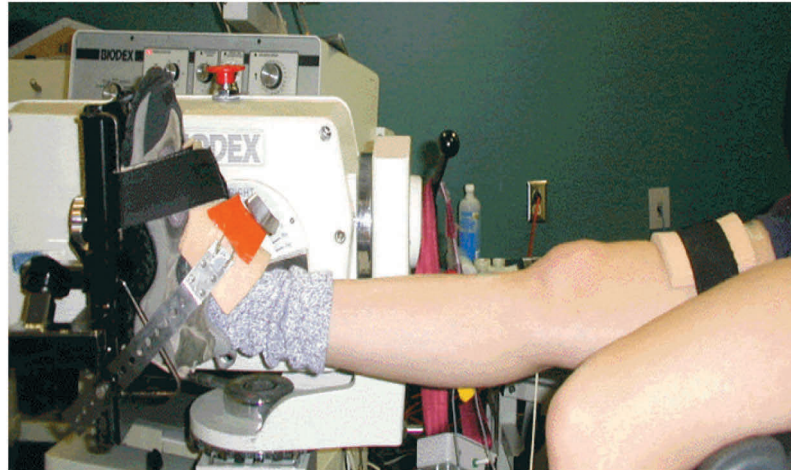
choisi puisqu'il correspondait au mode de contraction des groupes musculaires lors de leur phase de génération d'énergie durant la marche. De plus, lors de l'évaluation de la force des différents groupes de muscles à l'étude, la position de l'articulation du genou a été contrôlée afin d'être le plus près possible de celle observée au moment net maximal lors de la phase de génération d'énergie des muscles évalués. De ce fait, lors de l'évaluation de la force maximale de la cheville, le genou était positionné à un angle près de 0° d'extension alors que lors de l'évaluation musculaire des muscles de la hanche, celui-ci correspondait à environ 25° de flexion. Des sangles ont également été utilisées afin de stabiliser le tronc, le bassin et les cuisses. Lors de l'évaluation des muscles de la hanche, un évaluateur stabilisait également la jambe controlatérale. La Figure 4-1 présente les positions d'évaluation pour la cheville (Figure 4-1A) et la hanche (Figure 4-1B). Il faut préciser que pour l'évaluation des muscles de la cheville, les participants étaient assis alors que pour l'évaluation des muscles de la hanche, les participants étaient en décubitus dorsal.

Pour les FP, la force a été évaluée dans une amplitude articulaire de mouvement située entre le maximum de flexion dorsale et 35° de flexion plantaire avec des vitesses de 30°/s et 180°/s (Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1996; Requião et al., 2005). Pour les FH et EH, l'amplitude de mouvement était située entre 50° de flexion jusqu'au maximum d'extension (Milot et al., 2006) à des vitesses de 30°/s, 90°/s et 120°/s (Requião et al., 2005). Afin de contrôler l'effet du pré-chargement, particulièrement important à l'articulation de la cheville, un pré-chargement statique de deux secondes a été employé afin que les participants arrivent à atteindre leur niveau de force maximale avant l'initiation de la contraction concentrique (Nadeau, Gravel, Arsenault, & Goyette, 1996). Le terme pré-chargement réfère à une contraction isométrique maximale d'environ deux secondes qui permet d'atteindre la valeur du moment maximal des muscles avant le début du mouvement dynamique du dynamomètre. Cela permet ainsi d'éliminer l'influence du temps de croissance de force sur la courbe de moment maximal en fonction de l'angle articulaire.

De plus, un enregistrement passif à une vitesse lente de 30°/s a été effectué afin de pouvoir corriger les valeurs de force enregistrées en tenant compte de l'effet de la gravité. Un minimum de deux contractions pour chacun des mouvements était effectué. Lorsqu'une différence de plus de 10 % était notée entre les essais, un troisième essai était enregistré. À des

fins d'analyse, une moyenne des deux valeurs de force les plus élevées de chaque côté aux différents tests a été retenue pour caractériser la force maximale des participants, si ces essais avaient moins de 10 % de variation. Sinon, l'essai présentant les plus grandes valeurs de force a été retenu.

A)



B)



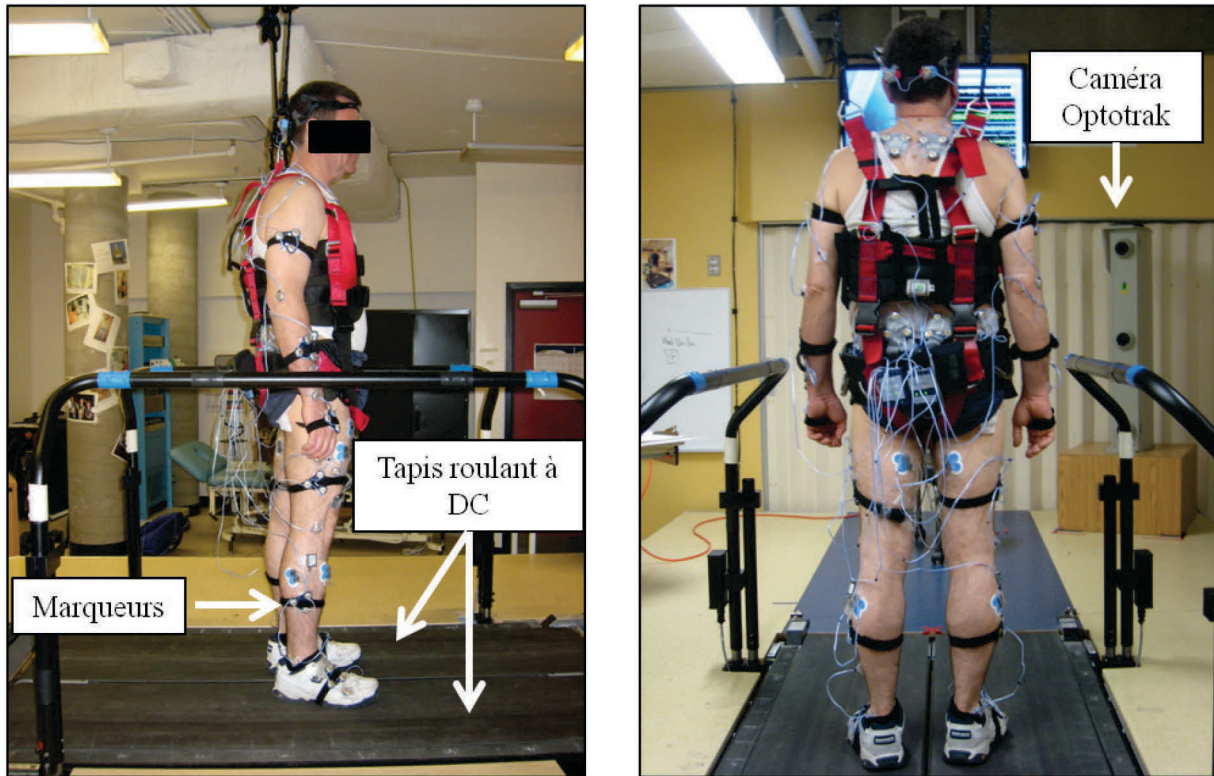
**Figure 4-1.** Positions d'évaluation de la force maximale volontaire (FMV) concentrique des muscles FP (A) et fléchisseurs et EH (B) sur le dynamomètre de type Biodex. La position du membre inférieur non évalué sur la photo B a été modifiée afin de pouvoir mieux visualiser la position du membre inférieur évalué. En réalité, lors de l'évaluation, le membre inférieur non évalué était dans une position de flexion de hanche (le pied en appui sur la surface où repose la cuisse gauche du sujet sur la photo).

## **4.4. L'évaluation de la marche sur tapis roulant à DC**

Lors de la deuxième séance, une analyse biomécanique bilatérale de la marche dans le plan sagittal a été effectuée lors des différentes conditions de marche présentées dans la section 4.4.3. Dans les prochaines sections, l'instrumentation utilisée pour l'analyse biomécanique ainsi que le protocole de marche sur le tapis roulant à DC seront détaillés. Comme les différents articles de thèse présentent de façon détaillée l'analyse de la marche, seulement les principaux points seront repris dans cette thèse.

### **4.4.1. L'instrumentation et l'analyse biomécanique**

Les données biomécaniques ont été collectées au moyen d'un système d'analyse cinématique tridimensionnelle du mouvement Optotrak Certus (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) avec trois à six marqueurs infrarouges placés sur chaque segment corporel (pied, jambe, cuisse, bassin, tronc, tête, bras, avant-bras et main) pour un total de 75 marqueurs (Figure 4-2). Ces marqueurs étaient captés par quatre barres d'acquisition Optotrak pour la majorité des sujets (trois barres ont parfois été utilisées pour quelques personnes saines) à une fréquence de 30 Hz. Des logiciels d'analyse développés par les ingénieurs du laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM ont permis la reconstruction de la position des segments à partir des coordonnées des marqueurs pour ainsi obtenir les données cinématiques de la marche (la vitesse et le déplacement angulaires des articulations). Les forces de réaction du sol ont été enregistrées à 600 Hz par les plateformes de force insérées sous les courroies du tapis roulant à DC (Bertec's Fully Instrumented Treadmill; Bertec Corp. USA). Ce tapis roulant possède deux courroies indépendantes (mesurant approximativement 1,75 m de long et 0,5 m de large). Les plateformes de force insérées sous le tapis mesurent indépendamment les forces et les moments orthogonaux selon trois composantes ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ , et  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ). La Figure 4-2 présente un participant instrumenté sur le tapis roulant à DC utilisé dans cette étude.



**Figure 4-2.** Instrumentation pour l'évaluation biomécanique de la marche.

Les données cinématiques recueillies ont été combinées aux forces de réaction du sol pour estimer les moments musculaires nets des articulations des membres inférieurs par une analyse utilisant la méthode de la dynamique inverse (Winter, 1991). Les puissances musculaires nettes des articulations de la cheville et de la hanche ont été calculées en multipliant le moment musculaire net par la vitesse angulaire. Lorsque ces deux variables présentent une même polarité, une puissance nette positive est obtenue. C'est ainsi que l'activité concentrique des muscles a été déterminée. Les TUM ont été calculés dans ces phases d'activité concentrique (génération d'énergie), tel qu'il sera présenté à la section 4.5. Le cycle de marche a été défini à partir des forces de réaction du sol verticales captées par les plateformes du tapis roulant. Le découpage de cycle s'est effectué par la méthode « *Teager-Kaiser Energy Operator (TKEO)* » grâce à un logiciel développé sur Labview par un ingénieur du laboratoire de pathokinésologie de l'IRGLM (Li, Zhou, & Aruin, 2007; Solnik, Rider, Steinweg, DeVita, & Hortobagyi, 2010). Cette méthode utilise un principe basé sur la variabilité du signal. Lorsqu'il n'y a aucune variabilité, la valeur du TKEO est égale à zéro. Plus la variabilité est importante, plus la valeur du TKEO augmente. Cela permet de détecter

le début et la fin du cycle avec précision en repérant le plus faible rayon de courbure sur la courbe modélisée de l'histogramme de la valeur absolue du TKEO. Le cycle de marche a par la suite été normalisé de 0 % à 100 %. Les variables spatio-temporelles ont pu être calculées à partir des données cinématiques et des forces de réaction du sol. Les paramètres spatio-temporels suivants ont été calculés : longueur de pas, durée d'appui, durée du cycle et durée de double appui. Après une visualisation rigoureuse des paramètres biomécaniques de chacun des cycles de marche considérés pour l'analyse, cinq cycles consécutifs ont été moyennés pour tous les paramètres biomécaniques calculés dans le cadre de cette thèse.

Il faut mentionner également que l'activité EMG de six groupes de muscles des membres inférieurs (tibial antérieur, gastrocnémien latéral, vaste externe, droit fémoral, moyen fessier et semi-tendineux) a été enregistrée chez les participants hémiparétiques. Toutefois, puisque les données ne sont pas présentées dans cette thèse, ces données ne seront pas discutées davantage.

#### **4.4.2. La période de familiarisation et la détermination de la vitesse confortable**

Avant la période d'enregistrement à vitesse confortable, les participants ont procédé à une période de familiarisation de 10 minutes sur le tapis roulant qui a permis de déterminer les vitesses de marche confortable et maximale, et ce, avant l'instrumentation des sujets (Chang, Shaikh, & Chau, 2009; Van de Putte, Hagemester, St-Onge, Parent, & de Guise, 2006). Chez les personnes saines, la vitesse de marche initiale était fixée à 1 m/s et était augmentée progressivement de 0,1 m/s jusqu'à ce que la personne confirme qu'elle marchait à une vitesse de marche habituelle de confort. À ce seuil, une augmentation de la vitesse (de 0,05 m/s) était effectuée jusqu'à ce que la personne confirme que la vitesse était plus élevée que celle confortable. Par la suite, une réduction de la vitesse de 0,05 m/s était effectuée jusqu'à ce que la personne confirme qu'elle marchait à vitesse confortable. Finalement, la vitesse de marche maximale a été déterminée en augmentant de 0,1 m/s ou 0,05 m/s jusqu'à ce que la personne confirme qu'il s'agissait de sa vitesse maximale. Chez les personnes hémiparétiques, la même procédure a été effectuée. Toutefois, la vitesse de marche initiale était fixée à environ 0,4 m/s.



#### 4.4.3. Le protocole sur tapis roulant à DC

À la suite de l'instrumentation des participants, ceux-ci ont marché sur le tapis roulant à DC pendant 60 secondes à vitesse confortable et 30 secondes à vitesse rapide. Les données cinématiques et cinétiques ont été collectées tout au long de ces périodes de marche. Toutefois, dans cette thèse, les données recueillies lors de la marche rapide ne seront pas présentées. Par la suite, les participants ont effectué le protocole d'adaptation sur tapis roulant à DC (Séquence 1) décrit à la Figure 4-3. Ce protocole était basé sur des études précédentes ayant démontré des modifications de l'asymétrie de la longueur de pas et du temps de double appui chez les personnes saines et hémiparétiques lors de la période de post-adaptation (Reisman, McLean, & Bastian, 2010a; Reisman et al., 2013; Reisman et al., 2007). Toutes les périodes de marche se sont effectuées avec des vitesses de courroie identiques, excepté pour la période d'adaptation durant laquelle la vitesse d'une courroie est augmentée (voir la description des tâches ci-dessous). Une description détaillée des périodes de marche de la séquence 1 est présentée ci-dessous.

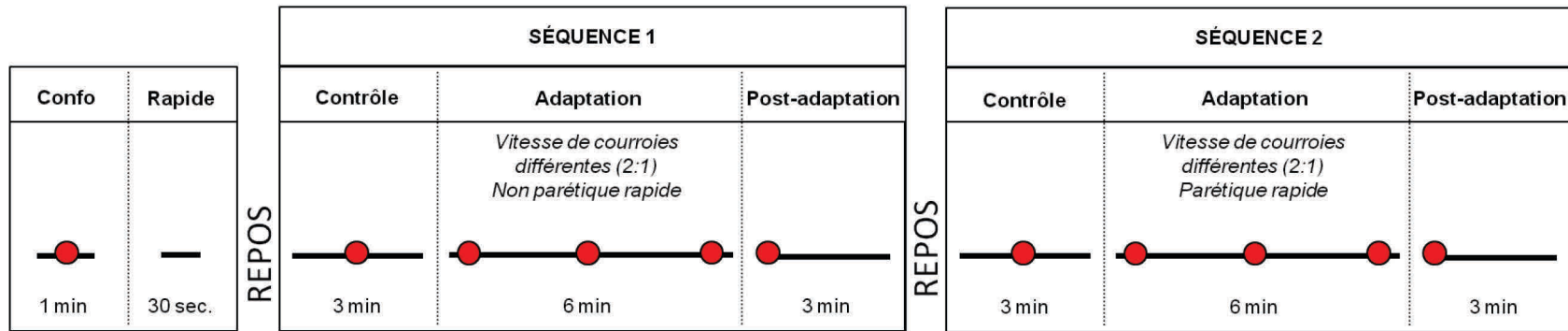
***Période contrôle*** : Pour les personnes saines, cette période consistait à marcher pendant trois minutes à une vitesse lente (30 % inférieure à leur vitesse confortable). Cette vitesse a été sélectionnée afin de correspondre à la vitesse de marche confortable des personnes hémiparétiques (Patterson, Nadkarni, Black, & Mellroy, 2012; von Schroeder et al., 1995). Chez les personnes hémiparétiques, la période de marche contrôle s'effectuait à vitesse confortable. Une période d'enregistrement de 30 secondes a été effectuée de 90 à 120 secondes.

***Période d'adaptation*** : La période d'adaptation consistait à marcher pendant six minutes sur des courroies allant à des vitesses différentes. Dans cette condition, la vitesse de la courroie du côté dominant pour les personnes saines et du côté NP chez les personnes hémiparétiques a été augmentée du double de la vitesse de la période de marche contrôle (ratio 2:1). Les participants pouvaient prendre des périodes de repos lors de cette période de marche, au besoin. Trois périodes d'enregistrement de 30 secondes ont été effectuées au début de l'adaptation (0 à 30s), au milieu de l'adaptation (180 à 210s) et à la fin de l'adaptation (330 à 360s). Il faut préciser que l'objectif principal de cette thèse était de comparer les périodes contrôle et de post-adaptation afin de cibler les paramètres cinétiques pouvant expliquer les

changements spatio-temporels observés lors de la période de post-adaptation et de décrire les exigences d'une marche plus symétrique. De ce fait, les données cinétiques enregistrées lors de la période d'adaptation sont présentées en résultats supplémentaires seulement, et ce, que pour les personnes saines puisque les personnes hémiparétiques tenaient les rampes lors de cette période.

***Période de post-adaptation*** : Cette période consistait à marcher pendant trois minutes à la vitesse contrôle. Les données ont été enregistrées tout au long de la période de post-adaptation. Toutefois, dans cette thèse, seulement les données enregistrées au début de la période seront présentées. En effet, selon la littérature, une modification de la symétrie du patron de marche devrait être observée au début de cette période comparativement à la période de marche contrôle (Reisman et al., 2005). Dans le cadre de cette thèse, les changements observés lors de cette période comparativement à la période de marche contrôle seront qualifiés de post-effets. Des consignes précises étaient données aux participants avant la période de post-adaptation. Il leur était mentionné qu'ils devaient retirer leur appui sur les rampes le plus rapidement possible. La période d'enregistrement des données biomécaniques débutait seulement lorsque les participants avaient relâché les barres. Tous les participants ont été en mesure de retirer leur appui sur les barres très rapidement, soit à l'intérieur d'un intervalle de deux cycles de marche.

Par la suite, un repos a été accordé aux participants hémiparétiques, jusqu'à ce qu'ils ne ressentent plus aucune fatigue dans leurs membres inférieurs. Les participants hémiparétiques ont répété ces trois périodes de marche (contrôle, adaptation, post-adaptation), mais cette fois-ci, le membre inférieur P était sur la courroie rapide lors de la période d'adaptation (**Séquence 2**; illustrée sur la Figure 4-3). Pour tous les sujets, l'ordre des périodes de marche a toujours été le même. Les données spatio-temporelles et cinétiques mesurées dans la période de post-adaptation ont été comparées à leur propre condition de marche contrôle afin de s'assurer qu'il s'agissait bien d'un effet de la période d'adaptation précédente. Pour toutes les périodes de marche précédemment décrites, les participants portaient un harnais pour assurer la sécurité en cas de perte d'équilibre (voir Figure 4-2). Toutefois, aucun support de poids n'était prodigué. De plus, une évaluatrice surveillait en permanence la position des pieds des participants sur les courroies afin de s'assurer que ces derniers posent chacun des pieds sur une courroie distincte.



**Figure 4-3.** Schéma du protocole de marche expérimental où les cercles rouges représentent les périodes d'enregistrement (de 30 secondes) des données cinématiques et cinétiques. Les personnes saines ont effectué seulement une séquence avec le membre inférieur dominant sur la courroie rapide alors que les personnes hémiparétiques ont effectué les deux séquences afin que les membres inférieurs NP et P subissent la période d'adaptation sur la courroie rapide.

## **4.5. La détermination des taux d'utilisation musculaire**

Les TUM ont été quantifiés lors de la marche confortable chez les personnes saines et lors de la condition contrôle (marche confortable) chez les personnes hémiparétiques (Articles #3 et #4). De plus, chez un groupe de participants hémiparétiques présentant une asymétrie spatio-temporelle du patron de marche (pas NP plus court ou durée de double appui NP plus courte), les TUM ont également été quantifiés lors de la période de post-adaptation (Article #4). Comme mentionné en introduction, le TUM est un ratio du moment net produit lors de la marche divisé par le moment maximal prédit que ce groupe de muscle peut produire compte tenu de l'angle articulaire et de la vitesse angulaire de l'articulation étudiée. Le TUM est calculé à chaque pourcentage de cycle de la phase de génération d'énergie de ce muscle.

La valeur maximale durant la phase de génération d'énergie à la marche des muscles a été retenue pour l'analyse dans les articles #3 et #4. Ce choix a été fait puisque des études précédentes ont démontré qu'il y avait des corrélations significatives entre la valeur maximale et l'aire sous la courbe du TUM chez les personnes hémiparétiques, et ce, pour les trois groupes de muscles, des deux côtés, à vitesses confortable et maximale ( $0,52 < r < 0,90$ ) (Milot et al., 2006). Pour un souci de concision, les calculs du TUM seront présentés pour les muscles EH seulement en prenant comme exemple les données d'un participant sain marchant à vitesse confortable. Le calcul du TUM s'est effectué en trois étapes qui seront décrites dans les sections suivantes, soit : la détermination du numérateur du TUM, la détermination du dénominateur du TUM et l'estimation du TUM.

### **4.5.1. La détermination du numérateur du TUM**

La détermination du numérateur du TUM correspond à l'estimation du moment musculaire net par la méthode de calcul de la dynamique inverse précédemment décrite dans la section 4.4.1. Le moment musculaire net estimé dans la phase de génération d'énergie de chacun des muscles a été retenu pour l'analyse.

## 4.5.2. La détermination du dénominateur du TUM

La détermination du dénominateur du TUM s'est faite en deux étapes : la détermination de l'équation de régression représentant la force maximale volontaire concentrique des muscles (précédemment évaluée lors de l'évaluation dynamométrique décrite à la section 4.3) et la détermination du moment maximal potentiel prédit (MMP).

### 4.5.2.1. La détermination de l'équation de régression

Pour chaque groupe de muscles évalué, une équation de régression a été déterminée pour prédire le MMP. Pour chaque participant à l'étude, six équations de régression ont donc été déterminées (trois groupes de muscles, deux côtés). En se référant aux études précédentes ayant évalué les TUM (Milot, 2007; Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1996), cinq équations de régression ont été comparées afin de déterminer celle permettant de mieux ajuster les données de force maximale produite par le sujet. Le Tableau 4-1 présente les différentes formes d'équation utilisée qui ont été comparées pour ajuster les données.

**Tableau 4-1.** Équations de régression comparées.

Équations de régression comparées
1) $y = b_0 + b_1 (x_1)$
2) $y = b_0 + b_1 (x_1) + b_2 (x_2)$
3) $y = b_0 + b_1 (x_1) + b_2 (x_2) + b_3 (x_1)(x_2)$
4) $y = b_0 + b_1 (x_1) + b_2 (x_1)^2$
5) $y = b_0 + b_1 (x_1) + b_2 (x_1)^2 + b_3 (x_2)$

où

$y$  = MMP

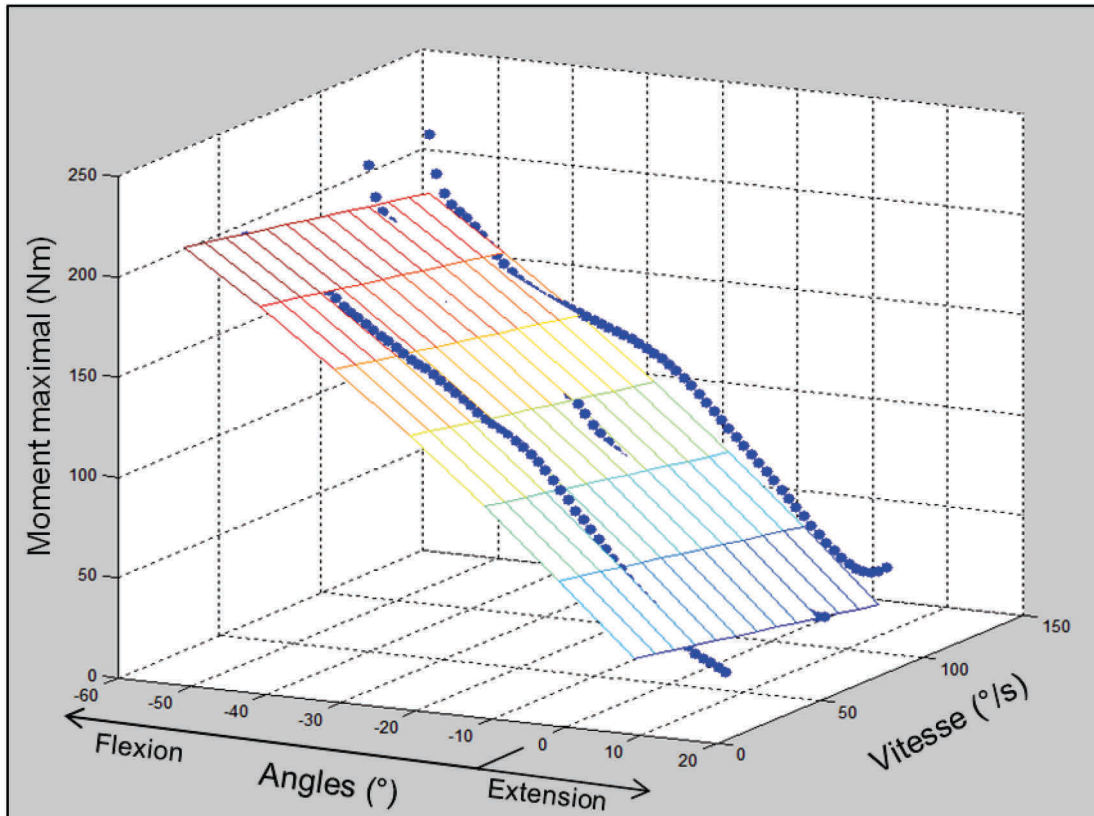
$b_0$  = constante de l'ordonnée à l'origine

$x_1$  = angle articulaire

$x_2$  = vitesse angulaire

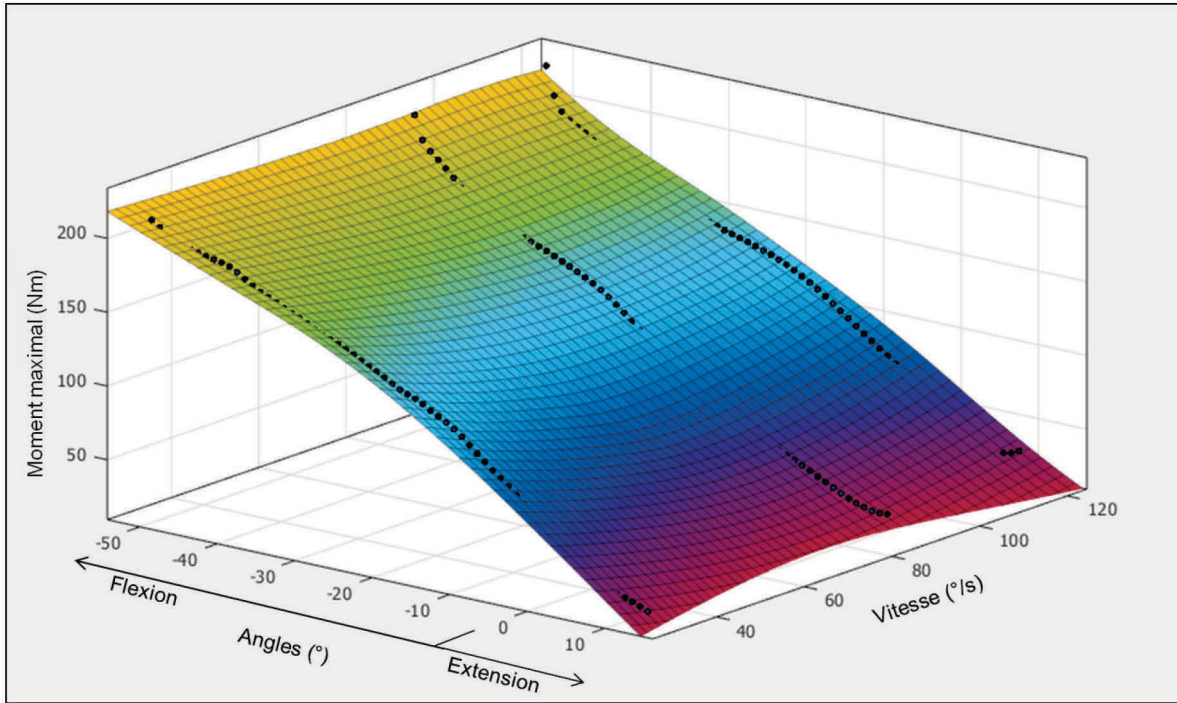
Un programme élaboré sur MATLAB en collaboration avec des ingénieurs de l'École de technologie supérieure et du laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM a permis d'obtenir les coefficients de détermination pour chacune de ces équations et de produire les graphiques nécessaires à la visualisation des données afin d'apprécier l'ajustement des données de force maximale par les différentes équations. L'équation de régression retenue était celle

présentant le coefficient de détermination ( $r^2$ ) le plus élevé. Lorsque le coefficient de détermination était inférieur à 0,90 ou que l'ajustement des données était jugé insatisfaisant lors de l'inspection visuelle, une surface en trois dimensions (3D) a été construite pour améliorer l'ajustement grâce à la boîte d'outils « *curve fitting toolbox* » de MATLAB. Grâce à cet outil, la construction de la surface est automatisée et en sélectionnant le type de fonction désiré (linéaire ou quadratique), le logiciel trouve le meilleur ajustement (le plus grand  $r^2$ ). La Figure 4-4 présente un graphique permettant d'apprécier visuellement l'ajustement des données par l'équation de régression alors que la Figure 4-5 présente un exemple de surface 3D construite par MATLAB pour ajuster les données de force musculaire maximale produite par le sujet. La Figure 4-4, ci-dessous, est un exemple dans lequel un bon coefficient de détermination était obtenu par l'équation de régression ( $r^2 = 0,96$ ), mais dont l'inspection visuelle était jugée insatisfaisante puisque cette équation ne permettait pas d'ajuster les données de force maximale au début de la contraction (45° de flexion) pour les vitesses de 90°/s et 120°/s. Ainsi, une surface 3D a été sélectionnée pour un meilleur ajustement des données de force produites par le sujet avec un coefficient de détermination de 0,99 (Figure 4-5). Il faut noter qu'il était possible de faire tourner les graphiques représentés dans les Figures 4-4 et 4-5 lors de l'inspection visuelle pour visualiser l'ajustement des données de force sous tous les angles (au-dessus et au-dessous de la surface), ce qui n'est pas possible d'illustrer dans cette thèse. La précision de l'ajustement des données de force maximale de tous les groupes de muscles et de tous les participants dans cette thèse est supérieure à 90 % ( $r^2 \geq 0,90$ ), témoignant d'une excellente précision.



- Facteurs retenus dans la prédiction de la courbe de force : angle + angle<sup>2</sup> + vitesse
- Équation de régression :  $MMP = 69.1 - 3.4 \times x_1 - 0.009 \times x_1^2 - 0.2 \times x_2$
- Coefficient de détermination ( $r^2$ ) : 0,96

**Figure 4-4.** Exemple de graphique permettant la visualisation des données afin d'apprécier l'ajustement des courbes de force maximale volontaire concentrique des EH (points bleus) lors de l'évaluation dynamométrique à trois vitesses (30°/s, 90°/s et 120°/s). La surface quadrillée représente l'équation de régression. Sous le graphique figurent également les facteurs retenus qui permettaient le meilleur ajustement des courbes de force (parmi les équations de régression testée), l'équation de régression ainsi que le coefficient de détermination correspondant.



**Figure 4-5.** Exemple de surface permettant l'ajustement des courbes de force maximale mesurées pour les EH (points noirs) lors de l'évaluation dynamométrique à trois vitesses (30°/s, 90°/s et 120°/s). Il faut noter que ces données sont les mêmes que celles présentées dans la Figure 4-4. Le coefficient de détermination ( $r^2$ ) obtenu par cette surface en 3D est de 0,99 et permet un excellent ajustement de la force produite par le sujet.

#### 4.5.2.2. La détermination du moment maximal potentiel prédit (MMP)

Après avoir calculé les équations de régression et les surfaces 3D représentant les courbes de force produite par le sujet, il était possible d'obtenir les MMP. Pour ce faire, une automatisation sur MATLAB a permis d'insérer dans l'équation les paramètres cinématiques d'angle et de vitesse angulaire de la hanche mesurés lors de l'évaluation biomécanique de la marche, et ce, à chaque pourcentage du cycle de marche lors de la phase de génération d'énergie. De cette façon, le MMP a pu être calculé pour les différentes conditions de marche à l'étude. Le MMP obtenu au TUM max a été retenu pour l'analyse.



### **4.5.3. L'estimation du TUM**

Les deux étapes précédentes qui ont permis de quantifier le numérateur (moment musculaire net) et le dénominateur (moment maximal potentiel prédit) du TUM pour chaque pourcentage de cycle correspondant à la phase de génération d'énergie des différents groupes de muscles. Le TUM peut être ensuite calculé en plaçant ces valeurs respectives dans l'équation du TUM (Équation 2-1, page 19). De cette façon, un profil du TUM lors de la phase de génération d'énergie du muscle est obtenu. Dans le cadre de ce projet de doctorat, la valeur la plus élevée du profil du TUM (le TUM max) a été présentée dans les articles #3 et #4.

## **4.6. L'évaluation de la perception de l'asymétrie locomotrice**

Un deuxième volet de cette thèse consistait à explorer la capacité de perception de l'asymétrie locomotrice des personnes saines et hémiparétiques. Pour les personnes saines, un protocole sur le tapis roulant à DC a été utilisé alors que pour les personnes hémiparétiques, leur perception a été évaluée lors de la marche confortable sur tapis roulant. Les prochaines sections s'attarderont à décrire la méthodologie utilisée chez ces deux groupes de participants.

### **4.6.1. Chez les personnes saines**

À la suite de l'évaluation dynamométrique (séance #1), les personnes saines ont procédé à une évaluation sur le tapis roulant à DC qui a permis de quantifier leur capacité à détecter l'asymétrie du patron de marche. Pour ce faire, la vitesse de courroie sous le membre inférieur dominant était modifiée selon un protocole de détection du seuil utilisant des séries ascendantes (augmentation progressive de l'asymétrie jusqu'à détection d'un patron de marche asymétrique) et descendantes (diminution progressive de l'asymétrie jusqu'à détection d'un patron de marche symétrique). Ce protocole est décrit de façon détaillée dans l'article #5. Pour un souci de concision, il ne sera pas répété dans cette présente section.

### **4.6.2. Chez les personnes hémiparétiques**

Chez les personnes hémiparétiques, la perception de l'asymétrie spatio-temporelle et de l'effort musculaire a été évaluée lors de la marche confortable sur tapis roulant, comme décrit dans les prochaines sections.

#### 4.6.2.1. La perception de l'asymétrie spatio-temporelle

À la suite de l'évaluation de la marche confortable sur tapis roulant, les participants ont répondu à différentes questions liées à leur perception de l'asymétrie locomotrice. Ces questions sont présentées à la Figure 4-6. Les réponses aux questions ont été recueillies lors de la marche sur tapis roulant puisqu'il était nécessaire pour ces questions de mesurer l'asymétrie réelle des paramètres spatio-temporels pour déterminer si la perception des participants correspondait à l'asymétrie réelle mesurée.

---

<b>Perception de l'asymétrie locomotrice</b>			
1. a) Restez-vous en appui plus longtemps d'un côté que de l'autre ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	OUI	NON	Je ne sais pas
b) Si oui, de quel côté?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Parétique	Non parétique	
2. a) Faites-vous un pas plus long d'un côté que de l'autre?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	OUI	NON	Je ne sais pas
b) Si oui, de quel côté?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
	Parétique	Non parétique	

---

**Figure 4-6.** Questionnaire d'évaluation de la perception de l'asymétrie locomotrice.

#### 4.6.2.2. La perception de l'effort musculaire

La perception de l'effort musculaire dans les membres inférieurs a été évaluée par l'échelle CR-10 de Borg lors de la marche confortable sur tapis roulant chez les personnes hémiparétiques (Li & Yu, 2011; Neely, Ljunggren, Sylven, & Borg, 1992; Noble et al., 1983; Pincivero et al., 2000). Des consignes verbales très précises ont été données aux participants. La question suivante leur était posée : « Quel est l'effort musculaire ressenti dans votre membre inférieur droit lorsque vous marchez? » La même question était répétée pour l'autre membre inférieur. De plus, il leur était mentionné que la cotation 0 correspondait à l'effort ressenti dans leur muscle lorsqu'ils étaient au repos alors que la cotation maximale

correspondait à l'effort ressenti dans leur muscle lors de la contraction maximale volontaire préalablement effectuée lors de l'évaluation dynamométrique de la force musculaire.

## **4.7. L'analyse des données et l'analyse statistique**

Les analyses des données ainsi que les statistiques relatives aux résultats présentés dans les différents articles de cette thèse ne seront pas détaillées dans cette présente section puisqu'elles sont décrites en détail dans les quatre articles présentés dans le chapitre 5. Seulement les analyses qui concernent les résultats supplémentaires présentés à la section 5.5. seront donc détaillées.

### **4.7.1. La perception de l'asymétrie spatio-temporelle**

Afin de déterminer si les personnes hémiparétiques ( $n=22$ ) percevaient correctement la direction de l'asymétrie de la longueur de pas et de la durée d'appui, une comparaison entre l'asymétrie mesurée par le tapis roulant et celle perçue par les participants a été effectuée.

Pour ce faire, l'asymétrie des paramètres spatio-temporels a été exprimée avec un simple ratio de la valeur la plus élevée sur la valeur la plus petite, comme il est recommandé dans la littérature (Patterson et al., 2010b). Ainsi, la direction de l'asymétrie a été exprimée en ajoutant un signe négatif lorsque la valeur du côté NP était la plus petite et un signe positif lorsque la valeur du côté NP était la plus grande. En se basant sur la variabilité de l'asymétrie du patron de marche des personnes saines préalablement établie dans la littérature (Patterson et al., 2010b), les personnes étaient considérées comme asymétriques si l'asymétrie de la longueur de pas était supérieure à 1,08 et si l'asymétrie du temps d'appui était supérieure à 1,05. En utilisant ces seuils d'asymétrie, des paires concordantes et non concordantes ont été déterminées entre l'asymétrie réelle et l'asymétrie perçue par les participants. Lorsque l'asymétrie réelle était dans la même direction que l'asymétrie perçue, cela constituait une paire concordante. Le nombre de paires concordantes et non concordantes pour chacun des paramètres a été compilé dans un tableau de contingence et comparé par le test exact de Fisher afin d'établir si les participants étaient en mesure de percevoir l'asymétrie de ces paramètres de la même façon.

#### **4.7.2. La perception de l'effort et de l'asymétrie des efforts musculaires**

Tout d'abord, chez les personnes hémiparétiques, les cotations d'effort perçu sur l'échelle de Borg (CR-10) dans chacun des membres inférieurs lors de la marche confortable sur tapis roulant ont été comparées entre les deux côtés par des tests de *t* de Student pour mesures appariées et entre les groupes de sujets (« haut effort musculaire » et « bas effort musculaire ») par des tests de *t* de Student pour des mesures indépendantes (Résultats supplémentaires à l'article #2).

De plus, afin de déterminer si les personnes hémiparétiques (n=20) pouvaient percevoir l'asymétrie des efforts musculaires aux membres inférieurs, les valeurs d'effort perçues sur l'échelle de Borg dans chacun des membres inférieurs ont été exprimées selon l'indice d'asymétrie suivant :  $[(\text{valeur perçue du côté NP} / (\text{valeur perçue du côté NP} + \text{valeur perçue du côté P})) * 100]$ . Une valeur de 50 % représente la symétrie. Les efforts musculaires dans chacun des trois groupes musculaires (FP, EH et FH) ont été moyennés afin d'obtenir une valeur moyenne représentant l'effort déployé dans chacun des membres inférieurs. L'asymétrie des efforts réels a été exprimée selon le même indice d'asymétrie précédemment décrit. Le niveau d'association entre l'asymétrie des efforts réels et perçus a été quantifié avec un coefficient de corrélation de Pearson.

## Chapitre 5. Résultats

Les résultats de cette thèse sont présentés en quatre articles scientifiques (Articles #2 à #5) dont deux sont déjà publiés, l'un est soumis et le dernier est en voie d'être soumis. De plus, des résultats supplémentaires accompagnent les différents articles afin d'enrichir la discussion de la thèse. Finalement, les données portant sur la perception de l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques sont présentées en résultats supplémentaires seulement, à la fin de cette section. Les articles scientifiques présentés dans cette section seront les suivants :

- #2. **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. Article publié dans la revue *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2014; 46 : 849-857.
- #3. **LAUZIÈRE S**, Miéville C, Betschart M, Aissaoui R, Nadeau S. Individuals post stroke with high and low levels of plantarflexor utilisation could benefit from different locomotor trainings. Article soumis à la revue *Clinical Biomechanics* le 2 septembre 2014.
- #4. **LAUZIÈRE S**, Miéville C, Betschart M, Duclos C, Aissaoui R, Nadeau S (2014). A more symmetrical gait following walking on a split-belt treadmill induces higher level of effort in paretic plantarflexor muscles in individuals post stroke.  
Article en voie d'être soumis à la revue *Neurorehabilitation and Neural Repair*
- #5. **LAUZIÈRE S**, Miéville C, Duclos C, Aissaoui R, Nadeau S (2014). Perception threshold of locomotor symmetry while walking on a split-belt treadmill in healthy elderly individuals. Article publié dans la revue *Perceptual and Motor Skills*. 118(2):475-490.

Dans les prochaines sections, la première page de chacun des articles décrit la contribution des auteurs et présente une préface exposant la problématique qui sous-tend les objectifs et les hypothèses spécifiques à chaque article. **N.B.** L'article #1 a été présenté dans la revue de la littérature, ce qui explique la numérotation des articles ci-dessus.

## **5.1. Article #2 : Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals.**

Séléna Lauzière, MSc<sup>1,2</sup>, Carole Miéville, MSc<sup>1,2</sup>, Martina Betschart, MSc.<sup>1,2</sup>, Cyril Duclos, PhD<sup>1,2</sup>, Rachid Aissaoui, PhD<sup>1,2,3</sup>, Sylvie Nadeau, PhD<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM), Québec, Canada

<sup>2</sup>École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada

<sup>3</sup>Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CRCHUM), Quebec, Canada

*Article publié dans la revue Journal of Rehabilitation Medicine 2014; 46 : 849-857*

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, soit : le développement et l'élaboration du protocole de recherche, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques des personnes saines et hémiparétiques, l'interprétation de ces données ainsi que la rédaction du présent article. Carole Miéville a également contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données des personnes saines et hémiparétiques et au traitement des données biomécaniques de la marche de ces deux groupes de sujets. Elle a également participé à la révision finale de cet article. Martina Betschart a participé à la collecte des données des personnes hémiparétiques et au traitement des données spatio-temporelles de la marche de ces personnes. Elle a également participé à la révision finale de l'article. Dr Cyril Duclos a participé à l'élaboration du protocole de recherche, à l'interprétation des résultats et au processus de révision de l'article. Dr Rachid Aissaoui a participé à l'élaboration du protocole de recherche, à l'interprétation des données biomécaniques de la marche et à la révision de l'article. Finalement, Dre Sylvie Nadeau a encadré et a supervisé chacune des étapes de l'étude et a contribué à l'élaboration du protocole de recherche, à l'interprétation des données ainsi qu'à la révision de cet article.

### 5.1.1. Préface

Des études utilisant le tapis roulant à DC ont démontré qu'il était possible de modifier la symétrie du patron de marche des personnes saines et hémiparétiques à la suite d'une période d'adaptation avec les courroies asymétriques (vitesse différente des courroies) (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). Chez les personnes saines, lorsque les courroies retournent à une même vitesse (période de marche appelée « post-adaptation »), un pas plus long est observé du côté membre inférieur sur la courroie rapide comparativement à l'autre côté. Ainsi, chez les personnes hémiparétiques présentant une asymétrie de longueur de pas, une meilleure symétrie est obtenue en post-adaptation en plaçant le membre inférieur présentant le pas le plus court sur la courroie rapide lors de la période d'adaptation. Cette intervention semble prometteuse pour améliorer la symétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques (Reisman et al., 2013). Toutefois, une meilleure compréhension biomécanique des causes des changements observés au niveau spatio-temporel est essentielle. Dans cette étude, l'analyse des moments nets produits aux membres inférieurs chez les personnes saines et hémiparétiques lors de la phase post-adaptation est présentée. Si le protocole conduit également à une meilleure symétrie des moments nets (cinétique), cette observation sera précieuse parce que les moments nets sont asymétriques chez les personnes hémiparétiques avec une diminution du côté P.

En analysant les moments musculaires nets lors de la période de post-adaptation chez les personnes saines et hémiparétiques, cet article était une première étape permettant de répondre à l'un des objectifs principaux de cette thèse qui était de décrire les exigences, en ce qui concerne les efforts musculaires, d'une marche plus symétrique chez les personnes hémiparétiques. L'hypothèse principale de cet article était que des changements bilatéraux seraient observés dans les FP, EH et FH lors de la période de post-adaptation. Il était également attendu qu'une relation existerait entre les changements de moments des FP et les changements de longueur de pas.

### **5.1.2. Abstract**

**Objective:** To assess plantarflexion moment and hip joint moment after-effects following walking on a split-belt treadmill in healthy individuals and individuals post-stroke.

**Design:** Cross-sectional study. Subjects: Ten healthy individuals ( $57.6 \pm 17.2$  years) and twenty individuals post-stroke ( $49.3 \pm 13.2$  years)

**Methods:** Participants walked on an instrumented split-belt treadmill under three gait periods: 1) baseline (tied-belt); 2) adaptation (split-belt); and 3) post-adaptation (tied-belt). Participants post-stroke performed the protocol with the paretic and nonparetic leg on the faster belt when belts were split. Kinematic data were recorded with the Optotrak system and ground reaction forces were collected via the instrumented split-belt treadmill.

**Results:** In both groups, the fast plantarflexion moment was reduced and the slow plantarflexion moment was increased from mid-stance to toe-off in the post-adaptation period. Significant relationships were found between the plantarflexion moment and contralateral step length.

**Conclusion:** Split-belt treadmills could be useful for restoring step length symmetry in individuals post-stroke who present with a longer paretic step length because the use of this type of intervention increases paretic plantarflexion moments. This intervention might be less recommended for individuals post-stroke with a shorter paretic step length because it reduces the paretic plantarflexion moment.

**Keywords:** Stroke, locomotor activity, kinetics



### 5.1.3. Introduction

Step length asymmetry is common in individuals post-stroke. Studies have reported that 33% to 49% of individuals post-stroke present this problem during gait (1-3). People living with the consequences of stroke are preoccupied by this asymmetry and want to improve the appearance of their gait (4, 5). Evidence suggests that asymmetrical gait might be related to slow gait speed (6) and lead to the overuse of the nonparetic limb. Therefore, rehabilitation experts dedicate a significant portion of their time towards the development of interventions that will help restore a symmetrical gait pattern. Unfortunately, asymmetrical gait has been very resistant to standard interventions. Recently, the use of split-belt treadmill during walking have started to reveal a new avenue for restoring symmetry and showing reorganization of the locomotor pattern when using asymmetrical belt speed (7, 8). When both belts return to the same speed after a period of adaptation with different belt speeds, a longer step length is observed on the side that used a faster belt speed compared to the contralateral leg. This adaptation results in asymmetrical step length in healthy controls and reduced step length asymmetry in individuals post-stroke, with the shorter step being on the fast belt. One study suggested that this protocol could have the potential to reduce step length asymmetry in individuals post-stroke with training and repetition (9).

Recently, a study revealed an important role of plantarflexion and hip flexion moment impulses in explaining step length asymmetry (10). Indeed, in this study, the authors presented an analysis of ankle plantarflexion, hip flexion and knee extension moment impulses among subgroups of participants stratified according to step length asymmetry. All subgroups presented a decrease in the paretic ankle plantarflexion moment impulse at the late single-leg stance and pre-swing phases, regardless of their step length asymmetry pattern. Participants with the shorter nonparetic step length had a greater paretic plantarflexion moment impulse reduction combined with an increase in the nonparetic plantarflexion moment impulse. It seems that reduction of the paretic plantarflexion moment at the late single-leg stance of the gait cycle restricts the forward progression of the trunk while the contralateral leg was in swing, resulting in a shorter nonparetic step. Conversely, the greater nonparetic plantarflexion moment impulse at late single-leg stance increases the paretic step length. The subgroup with symmetrical step length compensated for the reduced paretic plantarflexion moment impulse

by increasing the hip flexion moment impulse bilaterally. Others with a shorter paretic step length did not compensate for the reduced paretic plantarflexor moment impulse at pre-swing (10). For this subgroup, it is possible that paretic hip flexors were not able to compensate for the weak push-off (11). Other authors showed that hip extensors were also important in the control of step length in healthy individuals (12-13). Consequently, analyzing joint moments following gait sessions on a split belt-treadmill might help to explain the reduction of step length asymmetry and confirm whether this approach could be used to train paretic lower limb muscles.

Therefore, the aim of the present study was to characterize the after-effects on ankle plantarflexion moments and hip extension and flexion moments following walking on a split-belt treadmill in healthy individuals and individuals post-stroke. A second objective was to examine the relationship between step length and plantarflexion moment after-effects. It was hypothesized that following walking on the split-belt treadmill, after-effects will be present in ankle plantarflexion moment and hip extension and flexion moments bilaterally. We also hypothesized that a strong relationship will be found between changes in ankle plantarflexion moment and changes in step length.

## **5.1.4. Methods**

### **5.1.4.1. Participants**

Ten healthy individuals ( $57.6 \pm 17.2$  years) and twenty individuals post-stroke ( $49.3 \pm 13.2$  years) participated in this study. The inclusion criteria for healthy individuals were: having no orthopaedic, cardiac or neurological conditions and having no pain that could interfere with gait. The inclusion criteria for individuals post-stroke were: a post-stroke time of more than six months, unilateral paresis, capable of walking independently 10 meters without technical aids and no severe cognitive or cardiovascular impairments that could affect walking. Participants were excluded if they had other neurological conditions or had suffered more than one stroke. All participants provided written informed consent for their participation and the ethics committee of the Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain approved the experiment.

#### **5.1.4.2. Clinical evaluation**

Participants answered a general health questionnaire. A clinical examination of sensation in the lower limbs was performed using Calibrated Semmes-Weinstein monofilaments for touch-pressure sensation (14), ‘up or down’ perception of passive segment displacement of the foot and the hallux to assess proprioception and a 128-Hz tuning fork for vibration sensation (15). Balance was evaluated with the Berg Balance Scale (16) and the comfortable and fast over ground walking speeds were assessed with the 10-Meter Walk Test (17). To determine lower limb dominance, participants were asked which foot they would use to kick a ball. All healthy participants presented right side leg dominance. For the participants post-stroke, in addition to these previous assessments, functional mobility was assessed using the Timed Up and Go (TUG) test (18). Motor recovery was evaluated using the Chedoke McMaster Stroke Assessment (19). The Ashworth Scale (20) was used to study spasticity.

#### **5.1.4.3. Instrumentation and data collection**

Kinematic data was assessed with an Optotrak Certus<sup>®</sup> Motion Capture System (NDI) that recorded (at 30 Hertz (Hz)) the three dimensional coordinates of 75 infrared markers placed on the head, trunk, pelvis, and upper and lower limbs. To determine the segments and anatomical axes, 40 anatomical landmarks were also manually digitized with a 4-marker probe. Kinetic data were recorded at a 600 Hz frequency with embedded force plates in a Bertec’s Fully Instrumented Treadmill (Bertec Corp. USA). This split-belt treadmill had two independent running belts (each measuring approximately 1.75 meters (m) long by 0.5 m wide). Each belt measured independently the three force and moment load components ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  and  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ).

#### **5.1.4.4. Experimental paradigm**

After instrumentation, participants were asked to walk on the treadmill to become familiar with the split-belt treadmill. This 10-minute familiarization period allowed participants to determine a self-selected treadmill gait speed. To determine the speed, we asked the participant to “walk at a comfortable pace”. The speed of the treadmill was incrementally increased by 0.1m/s or decreased by 0.05m/s until the participant felt comfortable (21).

Healthy participants walked under various conditions as shown in **Figure 5-1**. The protocol for the present study was similar to those used in previous studies with split-belt treadmill (22) and included three walking periods: baseline, adaptation and post-adaptation. During the baseline period, healthy participants walked with the speed of the belts set 30% slower than their comfortable speed for three minutes (tied-belt). This gait speed was chosen to match the comfortable walking speed of the individuals post-stroke (23-24). During the adaptation period the belt under the dominant side (right side) was set at twice the speed of the belt under the nondominant side (left side) for six minutes (split-belt). Lastly, during the post-adaptation period, both belts were set at the baseline speed (tied-belt). Participants post-stroke walked at their comfortable treadmill gait speed during the baseline period. Comfortable speed was chosen because greater after-effects have previously been observed at this speed (22). For the participants post-stroke, the protocol was performed twice to allow both the paretic and nonparetic side to be on the fast belt. In the present study, the nonparetic fast condition corresponded to the protocol with the nonparetic leg on the fast belt during the adaptation period; the paretic fast condition corresponded to the protocol with the paretic leg on the fast belt during the adaptation period. A 3-minute wash-out period and a rest period were allowed between conditions. Participants rested until they were no longer fatigued. A harness was used during all gait periods on the treadmill for safety reasons; however, it did not provide any weight support. Two handrails placed at arm height could be used to restore balance when required. During the experiment, participants were asked to look straight ahead and not to touch the handrails unless if they experienced loss of balance.

#### **5.1.4.5. Data analyses**

Kinematic data were filtered with a fourth order Butterworth zero-lag filter with a cut-off frequency of 6 Hz and resampled at 60 Hz. The force data were filtered with a fourth order Butterworth zero-lag filter with a cut-off frequency of 10 Hz and resampled at 60 Hz to match the kinematic data. An inverse dynamic approach was used to estimate the net joint moments. Kinematic and kinetic data were collected for 30 seconds at each recording period. At baseline, the recording period began at 90 seconds. Two periods of recording were done during the adaptation period. The early adaptation period began at the beginning of the task (0 second) and the late adaptation period began at 330 seconds. Gait cycles were determined by

using the vertical ground reaction forces. The Teager-Kaiser energy operator method was used to determine gait cycles, which were then normalized to 100% (25).

Step length was defined as the anterior-posterior distance between the trailing heel and the leading heel at the leading heel strike. Right step length corresponded to the step length measured at the right heel strike. Net moments were normalized to body mass and averaged for five consecutive gait cycles. Out of these profiles, ankle plantarflexion peak values and hip extension and flexion peak values were identified for statistical analysis. To quantify symmetry, step length and moment ratios were calculated (right/left or nonparetic/paretic for healthy and individuals post-stroke, respectively). A ratio of 1 corresponded to perfect symmetry. For step length and joint moments, percentage change in asymmetry between the baseline period and the post-adaptation period was quantified with the following equation:  $(\text{post adaptation value} - \text{baseline value})/\text{baseline value} * 100$ .

#### **5.1.4.6. Statistical analyses**

The normal distribution of the variables and equality of variance (step length symmetry ratio, net joint moment peak values, and symmetry ratio for net joint moment peak values) were assessed using the Kolmogorov-Smirnov test and the Levene's test, respectively. To assess the after-effect following walking on the split-belt treadmill in healthy individuals and individuals post-stroke on the step length and net joint moment symmetry ratios, a repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used with a between-subjects factor of group (healthy and participants post-stroke) and a within-subjects (repeated measures) factor of period (baseline and post-adaptation) for the condition with the right foot (healthy participants) or nonparetic foot (participants post-stroke) on the fast belt during the adaptation period. To compare the after-effect obtained after walking on the fast belt with the paretic or nonparetic limb in individuals post-stroke, a two-way repeated measures ANOVA was used, with conditions (nonparetic fast and paretic fast) and periods (baseline and post-adaptation) as repeated factors. When the interaction was significant, paired *t*-tests were used to assess the differences between gait periods in each group. Pearson correlation coefficients were used to assess the relationship between changes in step length and ankle plantarflexion moments,

expressed as a percentage. All statistics were performed using SPSS Version 20 software with the level of significance set at 0.05, except for those corrected for the number of comparisons.

## 5.1.5. Results

### 5.1.5.1. Participants' characteristics

The mean and standard deviation for age, height and body mass of healthy participants were  $57.6 \pm 17.2$  yrs,  $1.7 \pm 0.1$  m, and  $70.7 \pm 14.6$  kg, respectively. Healthy individuals scored in the normal range for all sensory assessments (13, 23, 26-28) and all scored 56/56 on the Berg Balance Scale. Their mean comfortable and baseline gait speed on the treadmill were  $1.26 \pm 0.15$  m/s and  $0.88 \pm 0.1$  m/s. Table 5-1 presents the characteristics of participants post-stroke. The mean and standard deviation for age, height and body mass were  $49.3 \pm 13.2$  yrs,  $1.71 \pm 0.07$  m, and  $79.5 \pm 15.2$  kg. No significant differences were found between groups concerning age, body mass and height ( $p \geq 0.16$ ).

### 5.1.5.2. Step length after-effects

For the comparison between healthy and stroke nonparetic fast conditions, the ANOVA showed a significant interaction between the groups and periods ( $p < 0.001$ ). For the comparison between the stroke nonparetic fast and the stroke paretic fast conditions, a significant interaction was also revealed between the two factors (periods versus conditions;  $p < 0.001$ ). Post-hoc testing in each group showed significant differences between the ratio at baseline and at post-adaptation with respect to step length symmetry values, i.e.,  $1.02 \pm 0.06$  and  $1.57 \pm 0.26$  for healthy individuals ( $p < 0.001$ ; **Figure 5-2A**);  $0.96 \pm 0.14$  and  $1.18 \pm 0.20$  for the stroke nonparetic fast condition ( $p = 0.003$ ; **Figure 5-2B**), and  $1.01 \pm 0.16$  and  $0.77 \pm 0.17$  ( $p < 0.001$ ) (**Figure 5-2C**) for the stroke paretic fast condition. Also, significant differences were found between early and late adaptation periods in healthy and in stroke nonparetic fast condition ( $p \leq 0.001$ ). There is also a trend for significance ( $p = 0.04$ ) for the stroke paretic fast condition.

### 5.1.5.3. Joint net moment after-effects

Healthy and individuals post-stroke demonstrated the same behavior for plantarflexion moments for the foot that was on the slow belt during the adaptation period (left or paretic) with a significant effect with respect to periods ( $p=0.005$ ). In the post-adaptation period, the mean profile of the slow ankle showed an increased plantarflexion moment from 20 to 55% of the gait cycle with the peak value showing an increase of 4.1% for healthy individuals (**Figure 5-3A**) and an increase of 16.5% for individuals post-stroke compared to baseline (**Figure 5-4A**). For the plantarflexion moment of the foot that was on the fast belt (right or nonparetic), a significant interaction was found between groups and periods. In healthy individuals, the right (fast) mean plantarflexion ankle moment profile decreased by 29.1% compared to baseline from 20 and 60% of the gait cycle ( $p<0.001$ ; **Figure 5-3B**). In individuals post-stroke, a reduction of 8.1% was also observed (20 to 60% of the gait cycle) during the post-adaptation period ( $p=0.01$ ; **Figure 5-4B**). At the hip, healthy and individuals post-stroke presented the same behavior for bilateral hip extension and hip flexion moments. A significant effect of periods was found for the fast hip extensor ( $p<0.001$ ). More precisely, in healthy individuals, an increase was found between 10 and 25% of the gait cycle with peak values being 32.4% higher in the post-adaptation period compared to baseline (**Figure 5-3D**). For individuals post-stroke, the peak nonparetic (fast) hip extension moment increased by 17.1% during the post-adaptation period (**Figure 5-4F**). No significant effect were found for bilateral hip flexion moments and slow hip extension moment.

For the comparison between stroke nonparetic fast and paretic fast conditions, the two-way ANOVA showed significant interactions (periods X conditions) for bilateral plantarflexion moments, bilateral hip extension moments, and paretic hip flexion moment ( $p\leq 0.01$ ). At the ankle, post-hoc testing revealed a decrease in the paretic (fast) plantarflexion moment (peak value: mean change of 19%;  $p<0.001$ ; **Figure 5-4C**) and an increase with the nonparetic (slow) belt (peak value: mean change of 9.4%;  $p=0.001$ ; **Figure 5-4D**). At the hip, the peak value for the paretic (fast) hip extension moment increased by 16.1% ( $p<0.001$ ), while the nonparetic (slow) peak hip extension moment decreased by 16.7% ( $p<0.001$ ; **Figure 5-4H**). The peak value for the paretic (fast) hip flexion moment decreased by 14.4 % ( $p<0.001$ ; **Figure 5-4G**).

#### 5.1.5.4. Net joint moment symmetry ratios

Healthy participants and individuals post-stroke showed the same behavior for the plantarflexor symmetry ratios with a significant effect of periods ( $p=0.001$ ). For healthy individuals, peak plantarflexion moment symmetry ratios (right/left or nonparetic/paretic) were  $0.98 \pm 0.07$  and  $0.66 \pm 0.15$  at baseline and post adaptation, respectively (**Figure 5-5A**). For stroke individuals, corresponding values were  $1.38 \pm 0.28$  at baseline and  $1.10 \pm 0.23$  at post-adaptation, respectively (**Figure 5-5B**).

At the hip, healthy and individuals post-stroke also showed the same behavior. For hip extensors, a significant effect of periods was found ( $p=0.005$ ). Symmetry ratios for peak hip extensor moments were  $0.92 \pm 0.13$  and  $1.28 \pm 0.27$ , respectively, for baseline and post-adaptation periods in healthy individuals (**Figure 5-5D**), whereas for individuals post-stroke, the symmetry ratio for peak hip extensor moments was  $1.65 \pm 0.60$  at baseline compared to  $2.24 \pm 1.11$  at post adaptation (**Figure 5-5E**). No significant effect of periods was found for the peak flexion moment ratio.

For the comparison between stroke nonparetic fast and paretic fast conditions, the two-way ANOVA depicted a significant interaction (periods X conditions) for plantarflexor ( $p<0.001$ ), hip extensor symmetry ratios ( $p<0.001$ ), and hip flexor symmetry ratios ( $p=0.008$ ). In the fast paretic condition, an increase in plantarflexion moment asymmetry in the post-adaptation period was found compared to baseline (from  $1.30 \pm 0.27$  to  $1.83 \pm 0.52$ ;  $p<0.001$ ; **Figure 5-5C**). Asymmetry of the peak hip extension moment decreased from  $1.69 \pm 0.58$  at baseline to  $1.20 \pm 0.40$  at post adaptation ( $p<0.001$ ; **Figure 5-5F**). Asymmetry of the peak hip flexion moment increased from  $1.07 \pm 0.46$  to  $1.37 \pm 0.57$  ( $p=0.001$ ; not illustrated).

#### 5.1.5.5. Relationship between changes in step length and plantarflexion moment

In healthy individuals, changes in step length and peak plantarflexion moment ratios (expressed as a percentage) between baseline and post adaptation were negatively correlated ( $r=-0.86$ ;  $p<0.001$ ; **Figure 5-6A**). Moreover, the change in the step length of the left (slow) leg was highly correlated with the change in the right (fast) plantarflexion moment ( $r=0.88$ ;  $p<0.001$ ; **Figure 5-6B**).



During the nonparetic fast condition, the change in the nonparetic (fast) step length for individuals post-stroke was correlated with the change in the paretic (slow) plantarflexion moment ( $r=0.559$ ;  $p<0.01$ ; **Figure 5-6C**). During the paretic fast condition, the change in the paretic (fast) step length was moderately correlated with the change in the nonparetic (slow) plantarflexion moment ( $r=0.535$ ;  $p=0.015$ ; **Figure 5-6B**).

### **5.1.6. Discussion**

The main objective of this study was to determine the kinetic after-effects that could explain step length after-effects following walking on a split-belt treadmill in healthy and individuals post-stroke. The most significant findings were the after-effects observed in the plantarflexion moment from mid-stance to initial swing (from 20 to 60% of the gait cycle) and the high correlation between changes in step length and peak plantarflexion moments in both groups.

#### **5.1.6.1. Step length after-effects**

The split-belt protocol resulted in similar step length adaptation and after-effects as those obtained in previous studies (7, 29). Thus, in the post-adaptation period, the step length of the leg that was on the fast belt during the adaptation period increased and the step length of the leg that was on the slow belt decreased compared to baseline, resulting in asymmetrical step lengths in healthy participants. The majority of individuals post-stroke (18/20) responded similarly to healthy when the nonparetic side was on the fast belt, except that the amplitude of the response was reduced. Compared to healthy individuals who presented symmetrical step length during the baseline period, some post-stroke participants presented a longer paretic step (8), while others presented a longer nonparetic step (6). In the former case (longer paretic step), the asymmetry was reduced after walking with the nonparetic side on the fast belt and was increased after walking with the paretic side on the fast belt. In the latter case (longer nonparetic step), baseline asymmetry decreased after walking with the paretic side on the fast belt and increased after walking with the nonparetic side on the fast belt.

### **5.1.6.2. Kinetic after-effects**

Analyses of joint moments provide a better understanding of the biomechanical strategy that controls step length after-effect than kinematic information alone. In this study, healthy and individuals post-stroke exhibited the same behavior for ankle plantarflexion moments and hip extension moments. In individuals post-stroke, the kinetic after-effects were the same, regardless of the leg (paretic or nonparetic) that was on the fast belt during the adaptation period. Thus, during the post-adaptation period, the plantarflexion moment of the fast leg decreased, the plantarflexion moment of the slow leg increased and the hip extension moment of the fast leg increased compared to baseline. The increased hip extension moment of the fast leg at the beginning of the stance phase cannot explain the increase in ipsilateral step length. However, the plantarflexion moment of the slow leg from mid-stance to toe-off might contribute to this increase. In fact, the increased plantarflexion moment contributes to the forward progression of the trunk when the opposite leg is in swing, thus increasing step length (30, 31). By contrast, the considerable reduction in the plantarflexion moment of the fast leg from mid-stance to toe-off reduces the progression of the trunk during the swing phase of the slow leg, which contributes to the decrease in step length of the slow leg.

The increased hip extension moment observed on the fast side could be a reaction to the increase in propulsion by the slow plantarflexor muscles. Indeed, during gait, the propulsive force is mostly caused by the plantarflexor muscles at push-off (31, 32) and must be balanced by the braking force, which is partially caused by hip extensor muscles of the contralateral leg upon subsequent heel strike (33). The reduction of the paretic hip flexion moment during the paretic fast condition in individuals post-stroke could be the result of fatigue. This idea is supported by the fact that healthy individuals did not present this after-effect and that the nonparetic hip flexion moment did not decrease in the nonparetic fast session.

### **5.1.6.3. Relationship between step length and plantarflexion moment**

Both groups showed a significant relationship between the change in step length and the change in contralateral plantarflexion moment. These relationships support the role of the plantarflexion moment as a major contributor of the contralateral step length. However, other

factors could explain change in step length asymmetry. First of all, the role of plantarflexor muscles is not exclusive to the forward progression of the trunk (34). Previous research has shown that the energy produced by the gastrocnemius from late single-leg stance through pre-swing is delivered to the leg, whereas the soleus transfers its energy to the trunk (33). Therefore, the increase in the plantarflexion moment could also contribute to the increase of the ipsilateral step length. Other muscles, such as the hip flexors (10) or knee extensor muscles (31), could also influence step length.

#### **5.1.6.4. Clinical implications**

Previous studies found that step length asymmetry in individuals post-stroke can be reduced when the leg with the shorter step length is placed on the fast belt (7, 9). Our results suggests that split-belt treadmill training could be useful for restoring step length symmetry in individuals post-stroke who have a longer paretic step length because it punctually increases the paretic plantarflexion moment during stance. The increase of plantarflexion moment observed on the paretic side is clinically relevant because this parameter is often reduced in individuals post-stroke during gait and has been suggested as a cause of slow gait speed (11, 35) and step length asymmetry (10, 30). Out of the 20 participants post-stroke analysed in this study, 17 presented a reduced paretic plantarflexion moment compared to the nonparetic side at baseline. Immediately after the adaptation period, the paretic plantarflexion moment increased by 16.5%. For individuals post-stroke with a shorter paretic step, this intervention might be less recommended because it reduces the paretic plantarflexion moment. Therefore, this intervention temporarily increases asymmetry of the plantarflexion moment. From a clinical perspective, it might not be a good strategy for restoring step length symmetry during gait because this could lead to substantial overuse of the nonparetic side and reduced utilization of the paretic side. Allen et al., suggested that an intervention that increases the paretic hip flexion moment at pre-swing (10) could be a relevant approach for improving shorter paretic step length. This result was not observed when the paretic shorter step length was on the fast belt since the hip flexion moment on the paretic side was found to be reduced in post-adaptation.

#### **5.1.6.5. Study limitations**

Individuals post-stroke held the handrail during the adaptation period for safety purposes. This prevented the researchers from analyzing the joint moment during this period since forces on the handrail were not controlled. Therefore, this could limit the interpretation of the joint moment after-effects in the post-adaptation period. Future analyses on the adaptation period will be necessary to better understand the change in ankle and hip joint moments. Also, data analyses did not include the dorsiflexion moment, knee joint moment, or joint powers, which might contribute to step length adaptation.

In conclusion, the increase in the plantarflexion moment on the paretic side following the adaptation period with the nonparetic side on the fast belt is particularly interesting because stroke individuals often show a reduced paretic plantarflexion moment during gait. Future studies are needed to assess the long-term effect of this protocol and to determine if it could be used as an efficient training method for increasing the paretic plantarflexion moment during gait in stroke individuals.

### 5.1.7. Table

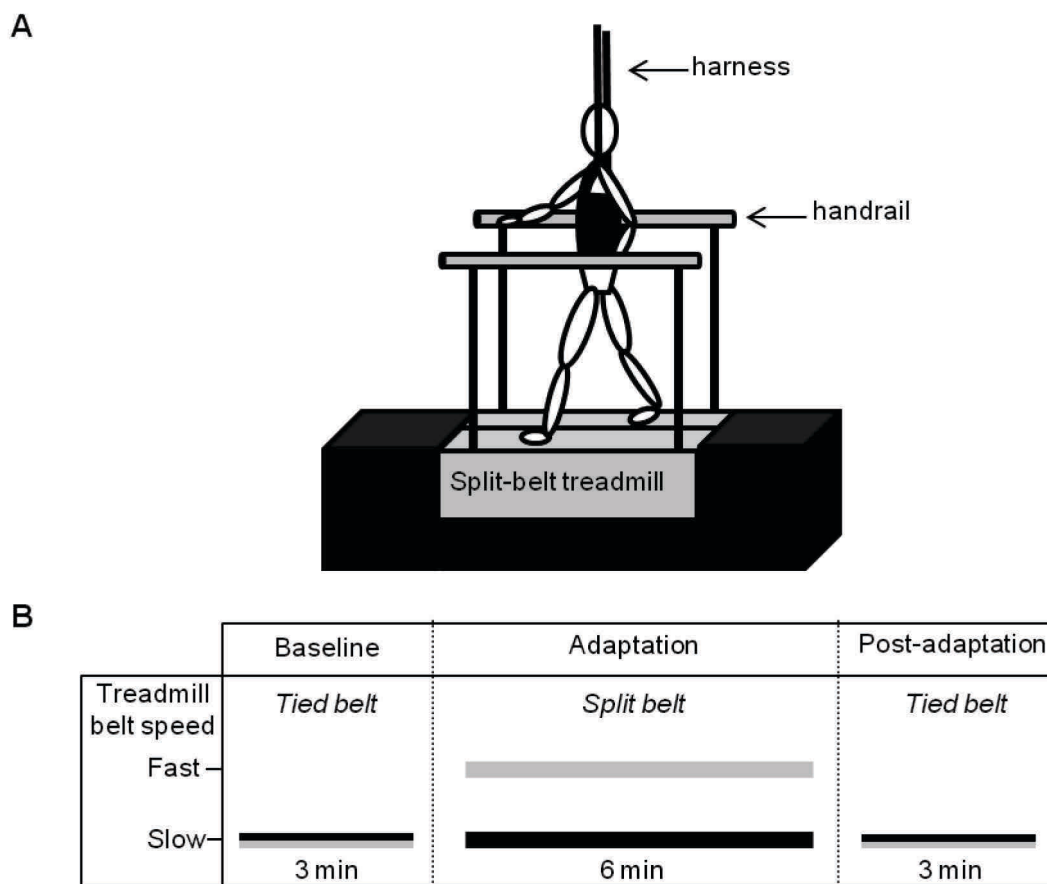
**Table 5-1.** Characteristics of Participants Post-Stroke.

Participant	Age (years)	Paretic Side	Treadmill SSGS (m/s)	Chedoke Foot/Leg (/7)	Ashworth Scale Ankle (/4)	Berg (/56)	Ankle Sensation <sup>a</sup>
P1	69	L	0.4	4/3	1	44	5.18
P2	66	L	0.4	3/3	1	52	4.31
P3	60	R	0.45	1/6	1	55	4.17
P4	54	L	0.53	5/6	1	49	4.17
P5	38	L	0.55	5/6	1	56	5.18
P6	66	L	0.55	5/6	0	52	5.18
P7	50	L	0.55	5/6	1	55	4.31
P8	36	R	0.6	3/5	1	55	4.17
P9	41	L	0.6	3/3	0	55	Anesthesia
P10	63	L	0.6	4/6	1	52	4.31
P11	39	L	0.6	4/5	2	56	4.17
P12	44	L	0.6	2/5	3	56	5.18
P13	52	R	0.65	5/6	1	56	4.31
P14	65	R	0.65	5/6	1	52	4.31
P15	37	L	0.7	5/6	0	56	5.18
P16	29	R	0.7	7/7	0	56	4.17
P17	46	L	0.8	7/7	0	56	4.31
P18	24	L	0.85	5/5	3	56	5.18
P19	55	R	0.85	4/4	0	56	4.31
P20	53	L	0.9	5/3	0	56	4.17
Mean	49.3		0.63	4.3/5.3	0.9	54	
SD	13.2		0.14	1.5/1.2	0.9	3.1	

Abbreviations: SSGS: Self-selected gait speed; SD: Standard deviation; R: Right; L: left; <sup>a</sup>: Cutaneous sensation was assessed at the lateral malleolus of the paretic ankle using Semmes-Weinstein monofilaments; ≤ 4.17=normal, ≥ 4.31 to ≤5.18=hypoesthesia; >5.18 to ≤6.65 =severe deficit; >6.65=anesthesia.

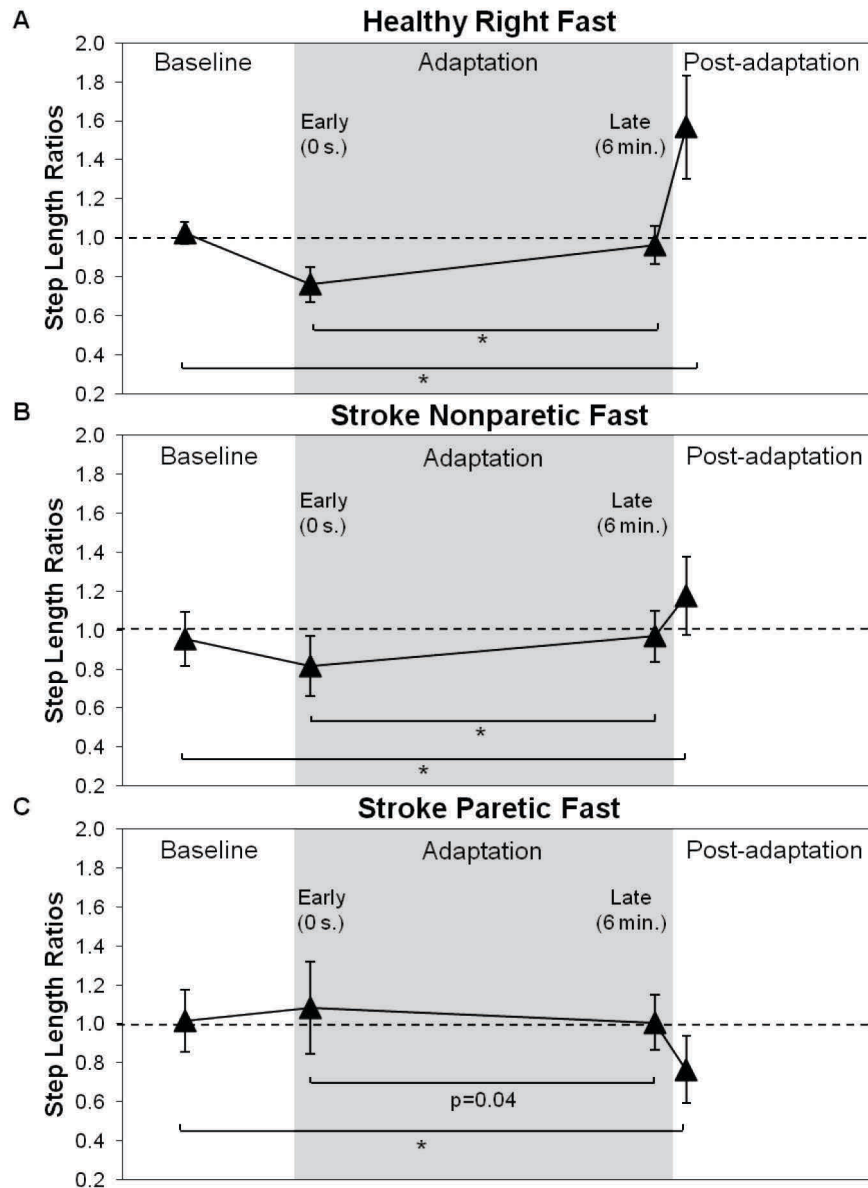
## 5.1.8. Figures

FIGURE 5-1



**Figure 5-1. A)** Participants and treadmill set-up. A platform was built around the split-belt treadmill to avoid the apprehensiveness of the participants considering the height of the split-belt treadmill (not illustrated in the figure). **B)** Experimental paradigm. For healthy participants, the slow belt speed was set 30% slower than the comfortable treadmill walking speed and the fast belt speed (dominant side) was set at twice the speed of the slow belt (adaptation period). For participants post-stroke, slow belt speed corresponded to the comfortable treadmill gait speed and the fast belt speed (adaptation period) was set at twice the speed of the slow belt. Participants post-stroke performed this protocol twice to allow the paretic and nonparetic legs to be on the fast belt.

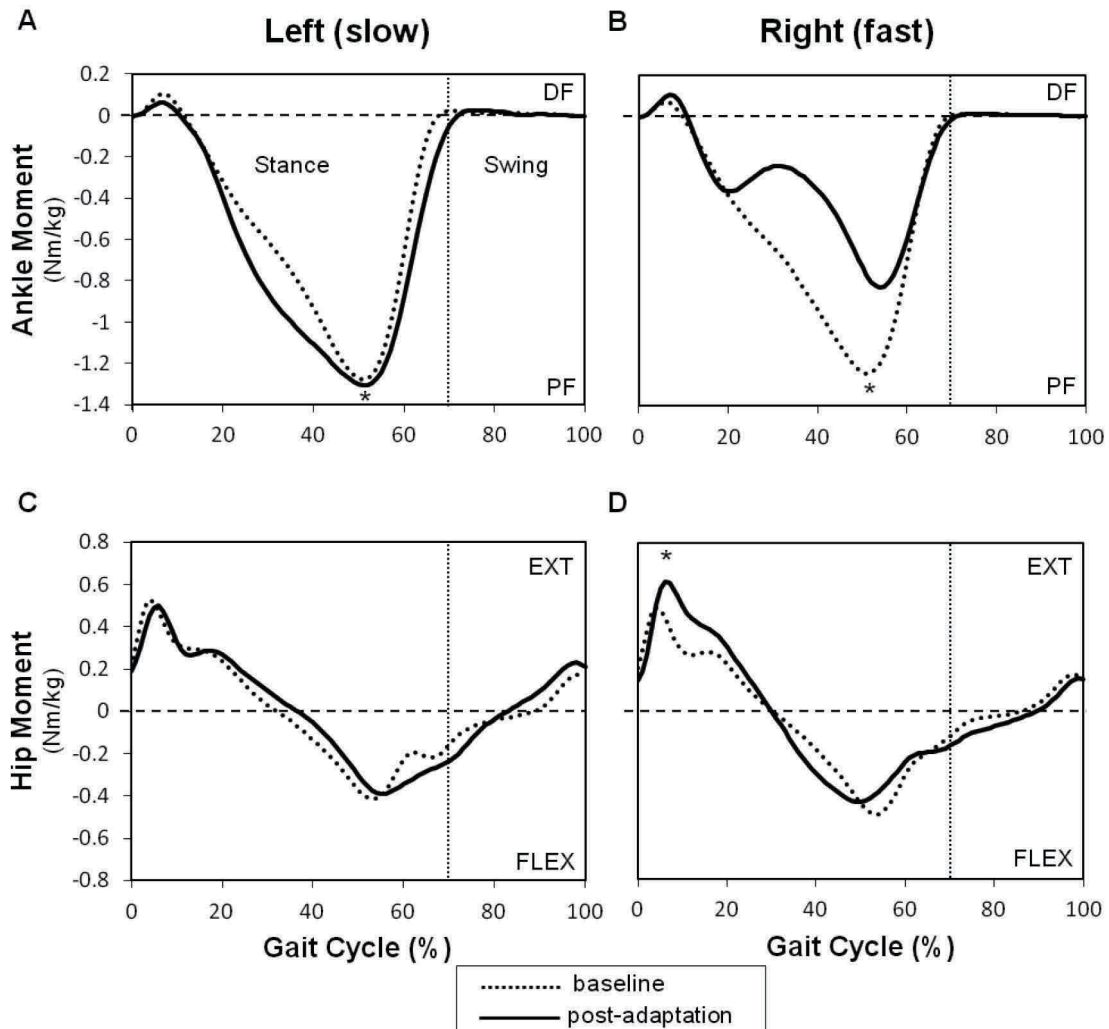
**FIGURE 5-2**



**Figure 5-2.** Step length symmetry for baseline, early adaptation, late adaptation, and post-adaptation periods. Each triangle represents an average of five consecutive strides. Asymmetry was expressed as a ratio of the right (nonparetic) side value divided by left (paretic) side value. The horizontal dotted lines represent perfect symmetry. **A)** Step length ratios for healthy individuals. **B)** Stroke step length ratios during the nonparetic fast condition and **C)** during the paretic fast condition. \*: symmetry ratios were significantly different between baseline and post-adaptation periods and between early adaptation and late adaptation;  $p < 0.013$ .

FIGURE 5-3

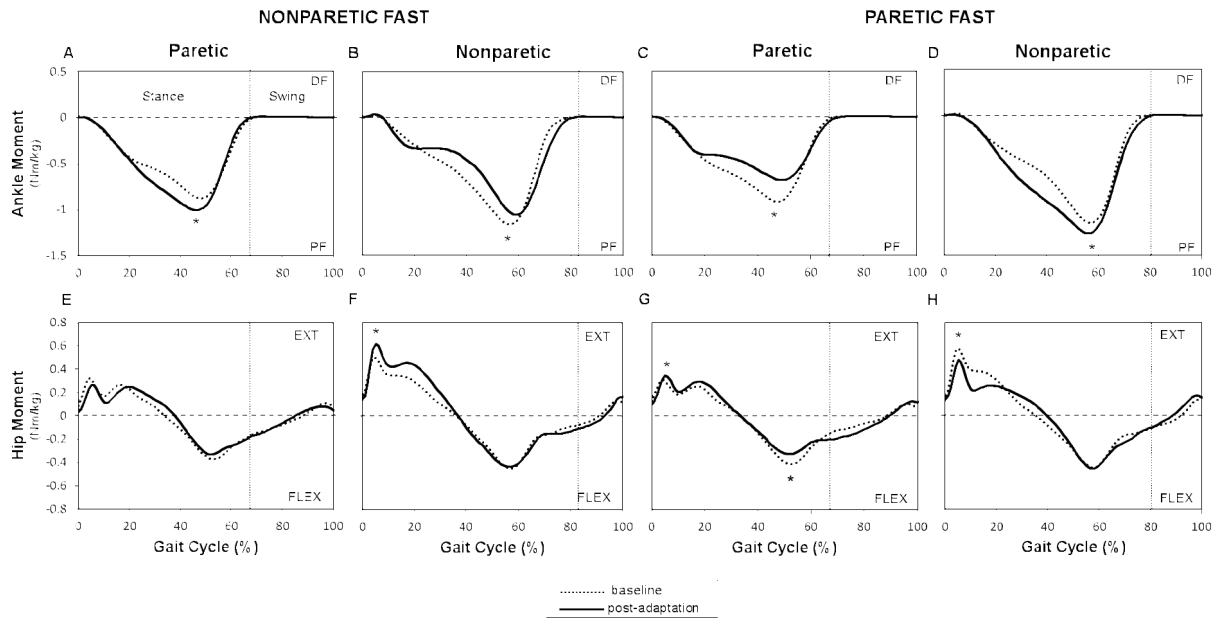
Healthy right fast



**Figure 5-3.** Joint moment profiles normalized to body mass for healthy participants for baseline (dotted line) and post-adaptation (solid line) periods for **A)** Left ankle, **B)** Right ankle, **C)** Left hip, and **D)** Right hip. DF: Dorsiflexion; PF: Plantarflexion; Flex: Flexion; Ext: Extension. \*: Peak values differed between the two periods;  $p < 0.005$ . Note that the dominant leg (right) was on the fast belt during the adaptation period.

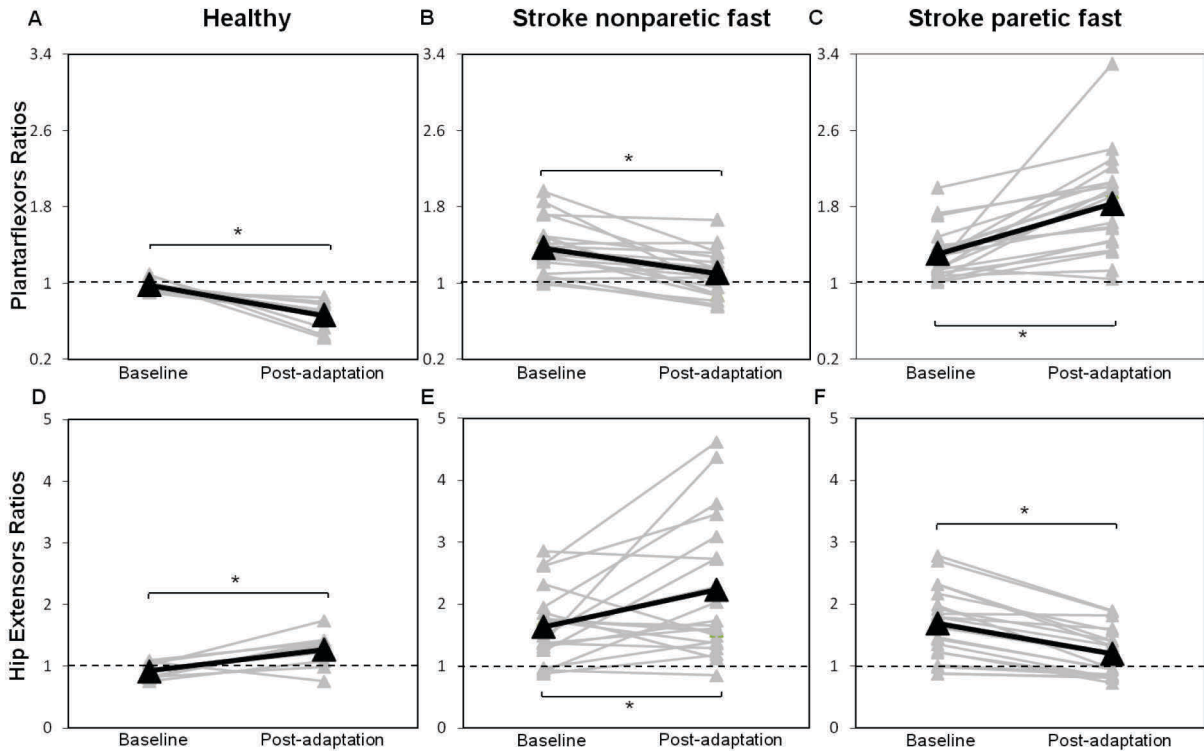


**FIGURE 5-4**



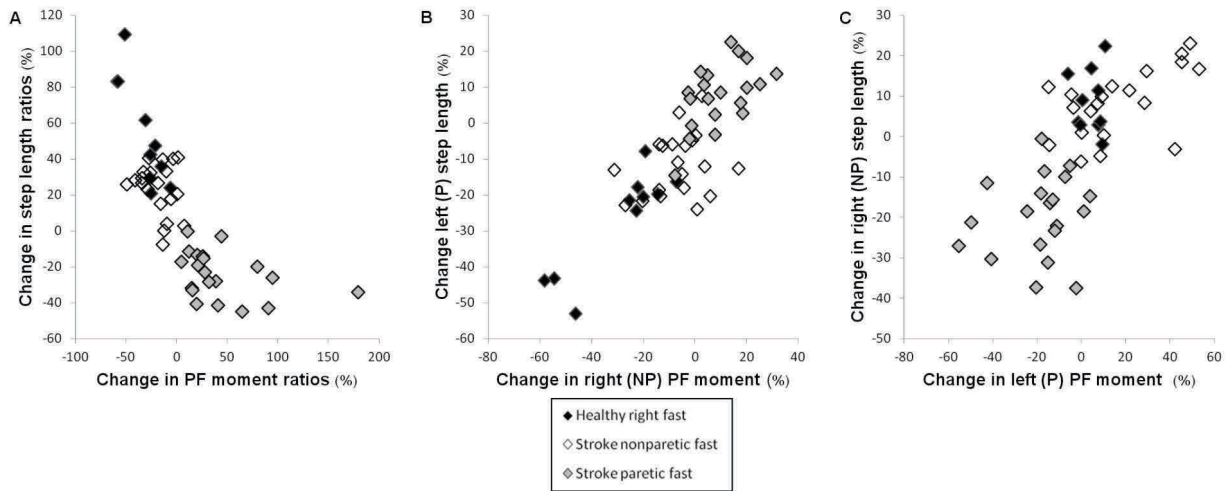
**Figure 5-4.** Joint moment profiles normalized to body mass for participants post-stroke for baseline (dotted line) and post-adaptation (solid line) periods for **A)** and **C)** Paretic ankle, **B)** and **D)** Nonparetic ankle, **E)** and **G)** Paretic hip, **F)** and **H)** Nonparetic hip. Graphs **A, B, E,** and **F** show net joint moments for baseline and post-adaptation periods for the nonparetic fast condition and graphs **C, D, G,** and **H** reflect corresponding results for the paretic fast condition. \*: Peak values differed between the two conditions;  $p < 0.01$ .

**FIGURE 5-5**



**Figure 5-5.** Net joint moment symmetry for baseline and post-adaptation periods. Each triangle represents an average of five consecutive strides. Asymmetry was expressed as a ratio of the right (or nonparetic) side value divided by left (or paretic) side value. Dotted horizontal lines represent perfect symmetry. **A)** Plantarflexor ratios for healthy individuals. **B)** Plantarflexor ratios for individuals post-stroke during nonparetic fast condition. **C)** Plantarflexor ratios for individuals post-stroke during paretic fast condition. **D)** Hip extensors ratio for healthy individuals. **E)** Hip extensor ratios for individuals post-stroke during nonparetic fast condition. **F)** Hip extensor ratio for individuals post-stroke during paretic fast condition. \*: Symmetry ratios were significantly different between baseline and post-adaptation periods for all graphs;  $p \leq 0.008$ .

**FIGURE 5-6**



**Figure 5-6. A)** Scatterplots showing the relationship between the percentage of change in step length ratios and peak plantarflexion moment ratios for healthy individuals, individuals post-stroke during the nonparetic fast condition, and individuals post-stroke during the paretic fast condition. **B)** Association between percentages of change in left (paretic) step length and right (nonparetic) peak plantarflexion moment **C)** Association between percentages of change in right (nonparetic) step length and left (paretic) peak plantarflexion moment. Abbreviation: SL: Step length; PF: Plantarflexors; P: paretic; NP: nonparetic.

## 5.1.9. References

1. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture* 2010; 31: 241-246.
2. Patterson KK, Parafianovicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 2008; 89: 304-310.
3. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait & Posture* 2009; 29: 408-14.
4. Bohannon RW, Horton MG, Wikholm JB. Importance of 4 variables of gait to patients with stroke. *Int J Rehabil Res* 1991; 4: 246-150.
5. Bonhannon RW, Andrews AW, Smith MB. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. *Int J Rehabil Res* 1988; 11: 181-182.
6. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Changes in gait symmetry and velocity after stroke: A cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2010; 24: 783-790.
7. Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* 2007; 130: 1861-72.
8. Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. *Neurorehabilitation & Neural Repair* 2009; 23: 735-44.
9. Reisman DS, McLean H, Kelley C, Danks KA, Bastian AJ. Repeated split-belt treadmill training improves poststroke step length asymmetry. *Neurehabil Neural Repair* 2013; 27: 460-468.
10. Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture* 2011; 33: 538-543.
11. Nadeau S, Arsenaault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1999; 78: 123-30.
12. Judge JO, Davis RB, and Ounpuu S. Step Length Reductions in Advances Age: The Role of Ankle and Hip Kinetics. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES* 1996; 51:M303-M312.
13. Sadeghi H, Allard P, and Duhaime M. Contributions of lower limb muscle power in gait of people without impairments. *Physical Therapy* 2000;80:1188-1196.
14. Saltzman CL, Rashid R, Hayes A, Fellner C, Fitzpatrick D, Klapach A, et al. 4.5-Gram Monofilament Sensation Beneath Both First Metatarsal Heads Indicates Protective

- Foot Sensation in Diabetic Patients. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 2004; 86: 717-723.
15. Kokmen E, Bossemeyer RW, Barney J, Williams WJ. Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology* 1977; 32: 411-9.
  16. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1995; 27: 27-36.
  17. Perera S, Mody S, Woodman R, Studenski S. Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *Journal of American Geriatrics Society* 2006; 54: 743-749.
  18. Bohannon RW. Reference values for the Timed Up and Go Test: A Descriptive Meta-Analysis. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 2006; 29: 64-68.
  19. Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland B, Torresin W, Van Hullenaar S, et al. Measuring Physical Impairment and Disability With the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 1993; 24: 58-63.
  20. Pandyan AD, Price CIM, Barnes MP, Rodgers H. A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clinical Rehabilitation* 1999; 13: 373-383.
  21. Chang MD, Shaikh S, Chau T. Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait. *Gait & Posture* 2009; 30: 431-435.
  22. Vasudevan EVL, Bastian AJ. Split-belt treadmill adaptation shows different functional networks for fast and slow human walking. *Journal of Neurophysiology* 2010; 103: 183-91.
  23. Patterson KK, Nadkarni NK, Black SE, McIlroy WE. Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait & Posture* 2012; 35: 590-594.
  24. Milot MH, Nadeau S, Gravel D, Requião LF. Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke* 2006; 37: 2070-2075.
  25. Solnik S, Rider P, Steinweg K, DeVita P, Hortobagyi T. Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology* 2010; 110: 489-498.
  26. Berg K. Balance and its measure in the elderly : A review. *Physiotherapy Canada* 1989; 41: 240-246.
  27. Bohannon RW, Andrews AW. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy* 2011; 97: 182-189.
  28. Richardson JK. The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2002; 83: 1553-1558.
  29. Reisman DS, Block HJ, Bastian AJ. Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *Journal of Neurophysiology* 2005; 94: 2403-15.

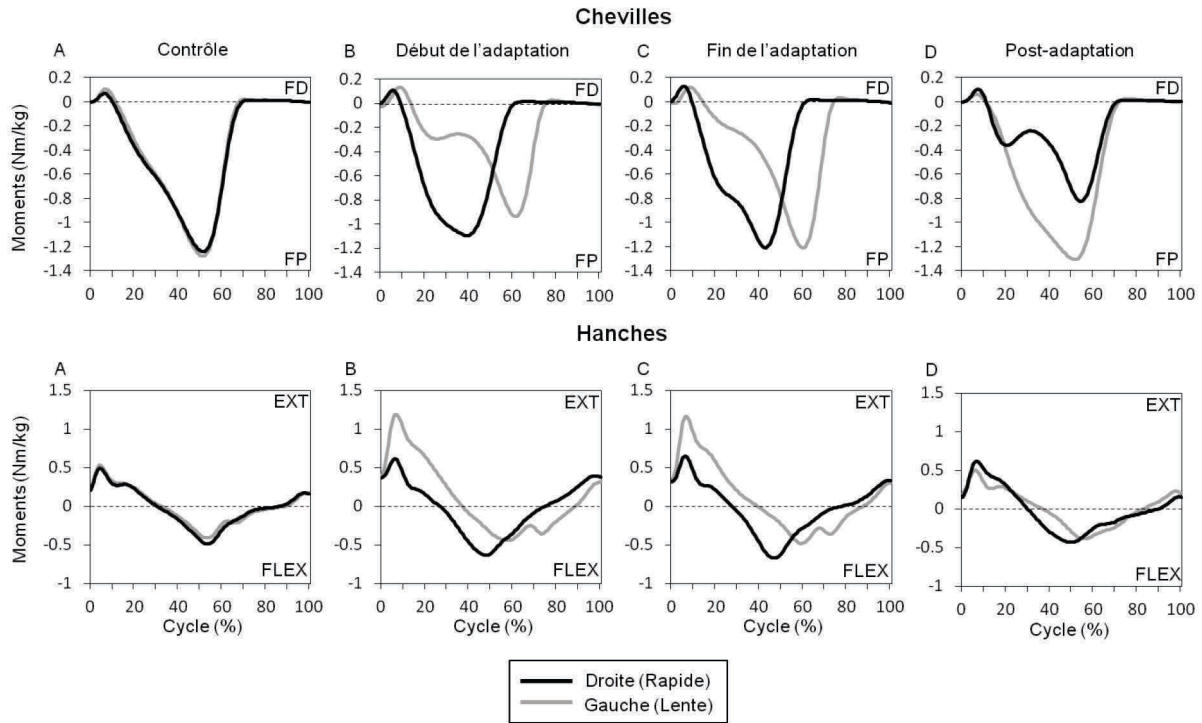
30. Balasubramanian CK, Chitralakshmi K, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 43-49.
31. Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture* 1997; 6: 1-8.
32. Liu MQ, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 2623-2630.
33. Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*, second edition. Waterloo, Ontario, Canada: University of Waterloo Press; 1991. p.43.
34. Neptune RR, Kautz SA, and Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* 2001; 34: 1387-1398.
35. Olney SJ, Griffin MP, McBride I. Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy* 1994; 74: 872-885.

### **5.1.10. Résultats supplémentaires à l'article #2**

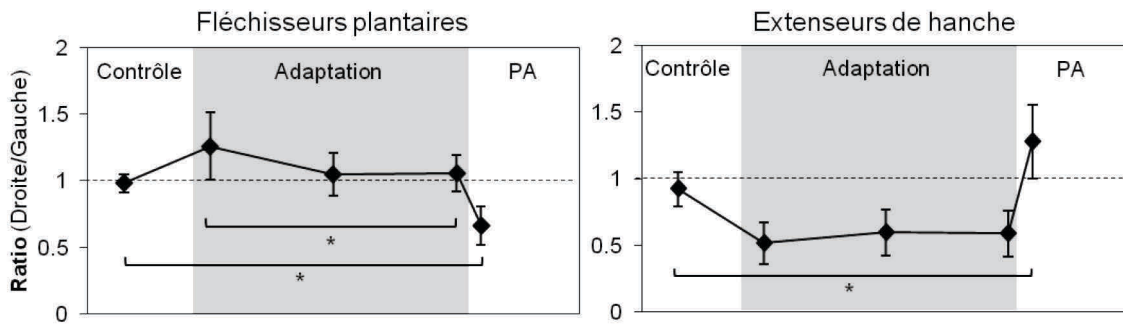
Dans l'article #2, une comparaison des moments en pré- et post-adaptation a été présentée. Toutefois, une des limites de cette étude était que les moments pendant la période d'adaptation n'avaient pas été documentés, limitant ainsi l'interprétation des changements observés en post-adaptation. De ce fait, pour enrichir la discussion et l'interprétation des résultats des articles de cette thèse, les moments musculaires nets des muscles de la cheville et de la hanche lors de la période d'adaptation chez les personnes saines (n=10) seront présentés dans cette section. De plus, ces moments seront également exprimés en terme d'asymétrie (ratio : droit/gauche) pour les FP et les EH. L'asymétrie des moments FH ne sera pas présentée puisqu'aucun effet significatif à la suite de la période d'adaptation n'a été démontré sur les ratios d'asymétrie de ces muscles (Article #2). Puisque les personnes hémiparétiques tenaient les rampes lors de la période d'adaptation, il n'a pas été possible d'analyser les moments des membres inférieurs chez ces participants.

#### **5.1.10.1. Les moments des membres inférieurs mesurés lors de la période d'adaptation chez les personnes saines**

La Figure 5-7 présente les moments bilatéraux lors de la période de marche contrôle, au début de l'adaptation, à la fin de l'adaptation et au début de la période de post-adaptation. Des différences significatives sont notées entre le début de l'adaptation et la fin de l'adaptation pour les moments maximaux des FP du côté gauche (lent;  $p=0,001$ ) et droit (rapide;  $p=0,008$ ). Pour les muscles de la hanche, aucune différence significative n'est notée entre ces périodes ( $p>0,10$ ). Concernant l'asymétrie des moments, une différence significative est notée entre le début et la fin de la période d'adaptation pour les FP ( $p=0,02$ ) alors qu'aucune différence n'est notée pour les EH ( $p=0,20$ ). Des différences significatives sont notées entre les périodes de marche contrôle et de post-adaptation concernant les ratios de symétrie pour les FP et les EH de muscles ( $p\leq 0,004$ ). La Figure 5-8 présente l'asymétrie des moments maximaux (droite/gauche) pour chacune des périodes de marche évaluées. Le Tableau 5-2 présente les valeurs maximales des FP, EH et FH pour chacune de ces périodes.



**Figure 5-7.** Moments aux chevilles et aux hanches lors des différentes périodes de marche.



**Figure 5-8.** Asymétrie des moments FP et EH dans les différentes périodes.



**Tableau 5-2.** Valeurs maximales des moments musculaires nets (moyenne  $\pm$  écart-type) lors des différentes périodes de marche chez les personnes saines (n=10).

	<b>Périodes de marche</b>			
	Contrôle	Début de l'adaptation	Fin de l'adaptation	Post-adaptation
<b>Fléchisseurs plantaires</b>				
Droit (Nm/kg)	-1,28 $\pm$ 0,15	-1,16 $\pm$ 0,17	-1,27 $\pm$ 0,15	-0,89 $\pm$ 0,21
Gauche (Nm/kg)	-1,29 $\pm$ 0,14	-0,97 $\pm$ 0,25	-1,17 $\pm$ 0,19	-1,34 $\pm$ 0,11
<b>Extenseurs de hanche</b>				
Droit (Nm/kg)	0,52 $\pm$ 0,13	0,66 $\pm$ 0,23	0,69 $\pm$ 0,20	0,66 $\pm$ 0,15
Gauche (Nm/kg)	0,56 $\pm$ 0,10	1,30 $\pm$ 0,31	1,21 $\pm$ 0,27	0,53 $\pm$ 0,12
<b>Fléchisseurs de hanche</b>				
Droit (Nm/kg)	-0,51 $\pm$ 0,24	-0,68 $\pm$ 0,18	-0,72 $\pm$ 0,24	-0,46 $\pm$ 0,20
Gauche (Nm/kg)	-0,43 $\pm$ 0,18	-0,52 $\pm$ 0,17	-0,50 $\pm$ 0,19	-0,43 $\pm$ 0,14

## **5.2. Article #3 : Individuals post stroke with high and low levels of plantarflexor muscular utilization could benefit from different locomotor trainings.**

Sélène Lauzière, MSc<sup>1,2</sup>, Carole Miéville, MSc<sup>1,2</sup>, Martina Betschart, MSc.<sup>1,2</sup>, Rachid Aissaoui, PhD<sup>1,2,3</sup>, Sylvie Nadeau, PhD<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Québec, Canada

<sup>2</sup>École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada

<sup>3</sup>Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CRCHUM), Québec, Canada

*\* Article soumis dans la revue Clinical Biomechanics le 2 septembre 2014*

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, soit : le développement et l'élaboration du protocole de recherche, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques des personnes hémiparétiques, l'interprétation de ces données ainsi que la rédaction du présent article. Carole Miéville a également contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données des personnes hémiparétiques et au traitement des données biomécaniques de la marche de ces deux groupes de sujets. Elle a également participé à la révision finale de cet article. Martina Betschart a participé à la collecte des données des personnes hémiparétiques et a également participé à la révision finale de l'article. Dr Rachid Aissaoui a participé à l'élaboration du protocole de recherche, au traitement des données et à la révision de l'article. Finalement, Dre Sylvie Nadeau a encadré et a supervisé chacune des étapes de l'étude et a contribué à l'élaboration du protocole de recherche, à l'interprétation des données ainsi qu'à la révision de cet article.

### 5.2.1. Préface

Différentes études ont démontré que les personnes hémiparétiques étaient en mesure de marcher plus symétriquement sur demande ou lorsque l'on manipule l'environnement (Lamontagne & Fung, 2004; Reisman et al., 2007; Roerdink et al., 2007). De plus, l'article précédent portant sur l'analyse des moments musculaires nets a démontré, entre autres, que les personnes hémiparétiques étaient en mesure d'augmenter le moment FP du côté P à la suite de la période d'adaptation sur le tapis roulant à DC. Il existe donc une réserve musculaire chez ces personnes et celle-ci peut être utilisée pour modifier l'asymétrie spatio-temporelle de leur patron de marche. Or, si les personnes hémiparétiques ont cette capacité de marcher plus symétriquement, les déficits associés à la parésie ne peuvent, à eux seuls, expliquer l'asymétrie de leur patron de marche.

Comme il est exposé dans l'introduction et dans la revue de littérature de cette thèse, il est possible que l'asymétrie à la marche observée chez les personnes hémiparétiques soit une stratégie permettant de symétriser les niveaux d'effort musculaire produits aux membres inférieurs (Bertrand et al., 2004; Briere, Nadeau, Lauziere, Gravel, et al., 2013; Milot et al., 2006; Simon & Ferris, 2008). Ainsi, en présence d'une faiblesse musculaire (asymétrie de force musculaire), la production d'efforts musculaires symétriques pourrait conduire à une asymétrie des moments musculaires lors de la marche et donc à différentes asymétries spatio-temporelles. En ce sens, les travaux de Milot et al. (2006) ont démontré que les personnes hémiparétiques présentaient des efforts similaires dans les muscles des membres inférieurs lors de la marche malgré une faiblesse résiduelle au niveau des FP parétiques (Milot et al., 2006). Toutefois, ces auteurs n'ont pas établi de relations entre la symétrie des efforts et l'asymétrie locomotrice (cinétique ou spatio-temporelle) et n'ont pas expliqué la variabilité des efforts musculaires entre les personnes hémiparétiques (variant entre 25 % et 100 %). De plus, les niveaux d'effort musculaire lors de la marche sur tapis roulant chez les personnes saines et hémiparétiques n'ont pas été comparés à ceux de la marche au sol.

Cet article visait à vérifier l'une des hypothèses principales de cette thèse qui était que les personnes hémiparétiques, lors de la marche confortable sur tapis roulant, présenteraient des niveaux d'effort symétriques alors que leurs moments musculaires seraient asymétriques. De plus, cet article visait à vérifier l'hypothèse stipulant que l'asymétrie des moments

musculaires à la marche serait corrélée avec l'asymétrie des forces résiduelles (moments maximaux prédits (MMP)). Finalement, il était également attendu que l'asymétrie des moments musculaires nets et l'asymétrie des forces résiduelles seraient plus importantes chez les personnes présentant de hauts niveaux d'effort que chez celles présentant de bas niveaux d'effort.

### 5.2.2. Abstract

**Background:** Studies in individuals post stroke suggest that asymmetrical gait could be a strategy to symmetrise the levels of effort in lower limb muscles. The aim of the study was to analyze asymmetry in the levels of effort, walking moment and residual strength in three muscle groups involved in energy generation during gait.

**Methods:** The efforts of 20 individuals with stroke and 10 healthy individuals were estimated with the muscular utilization ratio which is calculated by the ratio of walking moment relative to the muscle's maximal capability (residual strength). Pearson correlations were used to assess the relationships between asymmetries in these parameters.

**Findings:** Healthy individuals present symmetrical values (effort, walking moment, and residual strength) for all muscles. Classification of individuals post stroke into two subgroups based on their paretic plantarflexors effort (high-effort and low-effort subgroups) revealed that both subgroups presented asymmetrical walking moment in plantarflexor and hip extensor muscles. However, the low-effort subgroup presented symmetrical effort between sides and their asymmetry in walking moment was not related to their asymmetry in residual strength for plantarflexors ( $r = 0.44$ ). The high-effort subgroup presented asymmetrical effort (paretic side higher) and their asymmetry in walking moment was significantly associated to their asymmetry in residual strength for plantarflexors and hip extensors ( $r \geq 0.73 \leq 0.82$ ).

**Interpretation:** These results suggest that asymmetry in residual muscular strength affects walking moment asymmetry differently in each subgroup for plantarflexor muscles. Futures studies are warranted to determine whether the MUR magnitude is a good parameter to guide the type of locomotor training.

**Keywords:** Stroke, gait, rehabilitation, symmetry, muscular effort

### 5.2.3. Introduction

Many individuals post stroke present a slow and asymmetrical gait pattern [1]. For example, around 60% of these individuals present temporal asymmetry[2] and 33% to 49% walk with step length asymmetry [2-4]. They also frequently exhibit asymmetry in kinetic parameters [5-7]. Among these, reduced moments of ankle plantarflexors, hip extensors and hip flexors are reported on the paretic side compared to non-paretic side [5, 6]. These three muscle groups are important for the generation of energy to achieve efficient forward propulsion of the body and swing during gait [8, 9]. The kinetic asymmetries have been identified as being a potential factor explaining both a slower gait speed [5, 6] and spatiotemporal asymmetries [10-13].

One original hypothesis to explain the persistence of gait asymmetry was raised by Milot et al. in 2006 [14]. They suggested that individuals post stroke walked asymmetrically and slower than their healthy counterparts to exert similar levels of effort in their muscles and to maintain their efforts within the range of healthy ones. To calculate the levels of effort bilaterally during the entire phase of energy generation at the ankle and hip during gait, these authors used the muscular utilization ratio (MUR), which provides an estimation of the percentage of maximal force used during a functional task [14-16]. Their hypothesis was inspired by the results of previous studies showing that when asked to produce similar sub-maximal force between sides, individuals post stroke having different maximal force between sides matched their levels of effort (equal percentages of maximal force) rather than matching their absolute forces [17-19]. In gait, using equal efforts at the lower limbs will result in an asymmetrical gait pattern in individuals with hemiparesis. Although Milot's idea was interesting, they did not report the relation between residual strength asymmetry and joint moment asymmetry and further, they did not discuss the large MUR inter-subject variability (MUR values ranging from 25% to 100%) observed in their data [14, 20]. Furthermore, in a previous study of Nadeau et al., which found that 9 out of 17 participants walked with peak MUR higher than 70% in plantarflexor muscles during comfortable gait, plantarflexor MUR was considered as a factor limiting the capacity to increase gait speed [6]. In light of these results, it is relevant to determine if individuals with high level of effort in this muscle group would also present less residual strength and therefore more important asymmetry in walking

moments. Thus, to compare kinetic asymmetry in individuals post stroke with high and low levels of effort in plantarflexors during gait could enhance the understanding of the way that these individuals use their residual strength during gait, and subsequently, could help to choose more efficient interventions to reduce gait asymmetries.

Therefore, the present study analyzed the association between MUR asymmetry, residual strength asymmetry, and joint moment asymmetry, taking into consideration the magnitude of the level of effort (high vs. low) of the plantarflexors for individuals post stroke. It was hypothesized that healthy individuals will have symmetrical values of joint moments and MURs while individuals post stroke will have equal MURs but asymmetrical joint moments. Also, individuals post stroke within the subgroup of high plantarflexors levels of effort will have higher joint moment asymmetry and higher asymmetry in residual strength than those in the low MUR subgroup. Lastly, the asymmetry in joint moment will be related to the asymmetry in residual strength in both subgroups of individuals post stroke.

## **5.2.4. Methods**

### **5.2.4.1. Participants**

Twenty individuals with stroke (14 with left hemiparesis, 7 women) and ten healthy individuals (all right dominant leg, 4 women) participated in the study. For healthy individuals, inclusion criteria were 1) no orthopaedic, neurological or cardiac problems and 2) no pain that could interfere with gait. For individuals with stroke, inclusion criteria were 1) unilateral stroke more than six months ago, 2) capable of walking independently 10 meters without technical aids, and 3) no severe cognitive or cardiovascular impairments that could affect their gait. The ethics committee approved the experiment and all participants provided written informed consent before the evaluation sessions.

### **5.2.4.2. Clinical Evaluation**

For all participants, sensation in the ankle was measured using Calibrated Semmes-Weinstein monofilaments for touch-pressure sensation [21] and proprioception was assessed using an ‘up or down’ segment position of the foot and the hallux. Balance was assessed with the Berg Balance Scale [22] and the self-selected and maximal walking speeds were measured

with the 10-Meter Walk Test [23]. In addition, for the participants post stroke, cognitive deficit, motor recovery, and spasticity were respectively assessed using the Folstein Mini-Mental state [24], the Chedoke McMaster Stroke Assessment [25], and the Composite Spasticity Index [26].

#### **5.2.4.3. Dynamometric Assessment**

In the first session, both groups performed a strength assessment with a Biodex dynamometric system (Biodex Medical Systems, New York, USA) as described in a previous study [14]. Briefly, isokinetic (concentric) maximal voluntary contraction (MVC) at different angular velocities was measured in plantar flexion, hip extension and hip flexion on both sides, starting with the non-paretic side. The amplitude of movement matched that observed during energy generation phases of gait. In all testing conditions, Biodex straps were used to restrain movements of proximal segments. For each contraction, two trials with less than 10% difference were averaged in order to determine the maximal strength at each degree in Newton-meters (Nm) [15, 27].

#### **5.2.4.4. Gait Assessment**

In the second session, participants walked on the Bertec's Fully Instrumented Split-Belt Treadmill (Bertec Corp. USA). After a familiarization period of 10 minutes, participants walked at their self-selected speed for 2 minutes and at their maximal gait speed for 30 seconds. The split-belt treadmill has independent embedded force plates that record three orthogonal ground reaction forces and moments at a 600 Hertz (Hz) frequency. An Optotrak Certus<sup>®</sup> Motion Capture System (NDI) was used to measure kinematic data by recording three-dimensional coordinates of 75 infrared markers placed bilaterally on the head, trunk, pelvis, upper limbs, and lower limbs (at 30 Hz). Kinematic and kinetic data during self-selected speed were collected for 30 seconds (from 90 to 120 seconds) and an average of 5 gait cycles were used for analyses. During gait, participants wore a safety harness without providing any weight support and two handrails could be used to restore balance when required.



#### **5.2.4.5. Calculation of MUR**

MUR is a ratio of the walking moment (WM) measured during gait relative to the maximal potential moment (MPM) that this muscle group can produce at a given time considering the joint angle and the angular velocity. The ratio is multiplied by 100 to give a percentage as shown by this equation:  $[(WM/MPM) \times 100]$ . The WM at the ankle and hip joints is estimated by a biomechanical analysis of gait using kinematic and kinetic data (inverse dynamic approach). The MPM was estimated in two steps. First, a MATLAB custom-made application was used to derive a regression equation that best fits the dynamometric data ( $r^2 > 0.90$ ) according to joint angle and joint angular velocity for each muscle group of each participant (for more details, see [14-16]). Second, to obtain the MPM, the predictors angle and velocity in the equation were replaced by the respective corresponding joint angles and joint angular velocities measured at each 1% of the gait cycle with the biomechanical gait analysis. The MUR is measured during the concentric action of plantarflexors (A2), hip extensors (H1), and hip flexors (H3) [14]. From the MUR profile, the peak MUR value was retained for analysis. See the online supplement for more details on the MUR calculation.

#### **5.2.4.6. Quantification of Asymmetry**

The asymmetry of WM, MPM, peak MUR, was quantified with the following index:  $[\text{non-paretic value} / (\text{non-paretic value} + \text{paretic value})] * 100$  and  $[\text{dominant side value} / (\text{dominant value} + \text{non-dominant value})] * 100$  for individuals post stroke and healthy individuals, respectively. An index of 50% corresponded to perfect symmetry. For the spatiotemporal parameters, asymmetries were expressed as a ratio of the highest value over the lowest value as recommended by Patterson et al. [2].

#### **5.2.4.7. Statistical Analysis**

The Kolmogorov-Smirnov test was used to assess the normal distribution of the variables. Individuals post stroke were classified into two subgroups: those presenting paretic plantarflexor peak MUR higher than the superior limit of the 95% confidence interval of healthy individuals were qualified as the 'high-effort subgroup' and the others were qualified as the 'low-effort subgroup'. Differences between groups for demographic data and clinical variables were assessed using independent Student's *t* tests or Mann-Whitney U Test. The

differences in Peak MUR, WM, and MPM values between sides were assessed with paired Student's *t* tests. Then, we also compared the asymmetries in peak MUR, WM and MPM between groups of participants with independent Student's *t* tests. The associations between the MPM asymmetry and WM asymmetry were examined with Pearson correlation coefficients for plantarflexor and hip extensor muscles. The SPSS Version 20 software was used to perform all statistics and the level of significance was set at 0.05. Nonparametric statistics (Wilcoxon Rank tests) were used when required.

## **5.2.5. Results**

### **5.2.5.1. Participants**

The mean age, body mass, and height were  $57.6 \pm 17.2$  years,  $70.7 \pm 14.6$  kg, and  $1.70 \pm 0.10$  m for healthy individuals and  $49.4 \pm 13.2$  years,  $79.5 \pm 15.2$  kg, and  $1.71 \pm 0.07$  m for individuals with stroke. No significant differences between healthy individuals and those post stroke were found concerning this demographic data ( $p \geq 0.16$ ). Time since stroke was  $84.4 \pm 93.1$  months.

### **5.2.5.2. Clinical Evaluation**

Healthy participants presented values in the normal range for all clinical assessments [28-30]. For individuals with stroke, thirteen presented a hypoesthesia of the paretic foot (were unable to feel the 4.17 Semmes-Weinstein monofilament) and one presented an anesthesia of the paretic foot (unable to feel the 6.65 Semmes-Weinstein monofilament). Only one participant presented a diminution of the proprioception on the paretic side for the ankle (5/10) and the hallux (0/10). Significant differences were found between the self-selected gait speed of healthy individuals ( $1.26 \pm 0.15$  m/s) and individuals post stroke in the low-effort group ( $0.65 \pm 0.10$  m/s;  $p < 0.001$ ) and in the high-effort group ( $0.60 \pm 0.17$  m/s;  $p < 0.001$ ). The between-subgroups comparison in individuals post stroke revealed that maximal treadmill walking speed differed ( $p < 0.05$ ; Table 5-3). All other clinical and spatiotemporal parameters were similar between the two subgroups of individuals post stroke.

### **5.2.5.3. Differences between sides in peak MUR values, WM, and MPM**

For the peak MUR values, as a group, individuals post stroke presented no differences between sides with respective values of  $63.9 \pm 14.4\%$  and  $69.5 \pm 22.9\%$  for plantarflexors ( $p=0.17$ ),  $43.0 \pm 20.7\%$  and  $51.6 \pm 28.4\%$  for hip extensors ( $p=0.08$ ) and  $37.4 \pm 18.7\%$  and  $37.8 \pm 19.3\%$  for hip flexors ( $p=0.92$ ) (data not illustrated). Also, no significant differences were found between sides for peak MUR values in all muscle groups for healthy individuals and for the low-effort subgroup of individuals post stroke ( $p>0.05$ ; Table 5-4). In the high-effort subgroup, significant differences were found between sides for plantarflexors ( $p<0.001$ ) and hip extensors ( $p=0.021$ ), with higher peak MUR on the paretic side (Table 5-4).

For WM and MPM values, no differences were found between sides for all muscle groups in healthy individuals whereas significant differences were found in low- and high-effort subgroups of individuals post stroke for plantarflexors ( $p\leq 0.003$ ) and hip extensors ( $p\leq 0.046$ ) with lower values observed on the paretic side (Table 2). For the three groups of participants, no significant differences between sides were found for the hip flexors concerning MUR, WM and MPM ( $p>0.05$ ; Table 5-4).

Finally, differences between subgroups of individuals post stroke showed that the high-effort subgroup presented a higher level of effort on paretic plantarflexors ( $p<0.001$ ; see Table 5-4).

### **5.2.5.4. Differences between subgroups in asymmetry of peak MUR, WM, and MPM**

The healthy participants had asymmetry ratios very close to perfect symmetry (e.g. 50%) for MUR, WM and MPM with values ranging from 49.0% to 52.0% (Figure 5-9). The level of MUR asymmetry differed between subgroups of individuals post stroke for the plantarflexors ( $p<0.001$ ) and hip extensors ( $p=0.018$ ) (Figure 5-9). For the high-effort subgroup, the MUR asymmetry was below that of healthy individuals ( $p<0.01$ ) with values of  $43.9 \pm 3.6\%$  for plantarflexors and  $42.2 \pm 7.3\%$  for hip extensors while for the low-effort subgroup, the asymmetry was not significantly different from healthy individuals ( $p>0.05$ ; asymmetry values of  $54.3 \pm 6.4\%$  for plantarflexors and  $52.4 \pm 9.7\%$  for hip extensors).

The asymmetry in WM did not differ between subgroups of individuals post stroke for all muscles. The respective values of WM asymmetry for the low- and high-effort subgroups

were respectively  $60.6 \pm 6.7\%$  and  $58.0 \pm 4.1\%$  for plantarflexors ( $p=0.33$ ),  $62.8 \pm 8.9\%$  and  $58.5 \pm 10.3\%$  for hip extensors ( $p=0.35$ ), and  $52.1 \pm 10.3\%$  and  $50.4 \pm 12.2\%$  for hip flexors ( $p=0.74$ ). As for MPM, the only significant difference between subgroups was found for plantarflexors with respective asymmetry indices of  $56.4 \pm 4.8\%$  and  $63.7 \pm 4.9\%$  in low- and high-effort subgroups ( $p=0.005$ ). For both subgroups, MPM asymmetry in plantarflexors and hip extensors differed from healthy participants.

#### **5.2.5.5. Relationships between asymmetry in WM and MPM in individuals post stroke**

The high-effort subgroup presented significant relationships between asymmetry in WM and asymmetry in MPM for plantarflexors and hip extensors ( $R \geq 0.73$ ;  $p \leq 0.017$ ; Figure 5-10A and B). The low-effort subgroup presented a significant relationship for hip extensors ( $R = 0.77$  ;  $p = 0.016$ ) but not for ankle plantarflexors ( $R = 0.45$ ;  $p=0.229$ ; Figure 5-10C). Please insert Figure 2 here

#### **5.2.6. Discussion**

This study assessed the level of utilization (MUR) of muscle groups important for forward propulsion and swing during walking. Findings of a previous study performed on level ground were reproduced on a treadmill [14]. In addition, the asymmetry of MUR values was examined along with asymmetry in joint moment (WM) and residual strength (MPM) and the level of MUR of the plantarflexors (high vs. low). We found that individuals post stroke with low and high plantarflexor levels of effort had different maximal gait speeds and presented similar WM asymmetry during gait despite different levels of asymmetry in their MPM for plantarflexor muscles. Interestingly, the asymmetry in MPM was related to the asymmetry in WM in the high-effort subgroup for both plantarflexor and hip extensor muscles, suggesting that their residual strength is an important factor influencing their WM asymmetry. In the low-effort subgroup, the asymmetry in WM was not related to the asymmetry in MPM in plantarflexor muscles, suggesting that factors other than residual strength need to be considered to explain this kinetic asymmetry. Our findings suggest a different use of the residual muscular strength during gait in these subgroups. These findings need to be considered to optimize locomotor training of individuals post stroke in future studies.

### **5.2.6.1. Peak MUR values in healthy individuals: comparison with previous study**

Healthy individuals walked on the treadmill with very similar levels of MUR between sides. Overall, except for the hip extensors, the values were very close to those found by Requião et al [16] in a group of 14 healthy subjects (7 females, 7 males) walking overground at natural speed. Since our subjects had similar physical characteristics (mean age: 58 years  $\pm 17$ ; mean height: 1.70m  $\pm 0.10$  vs. mean age: 46  $\pm 13$  years; mean height: 1.70m  $\pm 0.11$ ) and close walking speed (1.26 m/s  $\pm 0.15$  vs. 1.26 m/s  $\pm 0.19$ ) to those of Requião et al., peak MURs can be compared between the two studies (Figure 5-11).

We found that peak MURs of hip extensors were greater in the present study (mean of 50.6% vs. 35.3%) than in Requião et al. Both differences in WM and MPM can explain this finding. However, the WM is probably the most important factor: the mean value in our study is 0.75 Nm/kg (average both sides) while it was 0.48 Nm/kg in Requião et al.'s study. For the MPM, values differed less (1.63 Nm/kg vs. 1.43 Nm/kg) [16]. Although not unanimous, some authors have also found significant differences for hip extension WM between overground and treadmill walking [31]. Indeed, the mean WM in hip extension in the present study is also higher than reference values during self-selected overground gait (0.60  $\pm 0.32$ Nm/kg) [8]. The highest values could be explained by a greater trunk flexion in early stance during treadmill gait compared to overground gait. In agreement with this, we found that the hip flexion at peak MUR was greater than the one reported in the study by Requião et al. (26.8° vs. 19.4°) [16] which supports a more flexed postural attitude. The same observation was seen in individuals post stroke in comparison to Milot et al.'s MUR values for hip extensors (see [14]).

### **5.2.6.2. Asymmetry indices of MUR values**

Symmetrical peak MURs in healthy individuals were not surprising since they presented no difference between sides for the WM and MPM at peak MUR (Table 5-4). Symmetrical MUR values between sides were also previously found in the study by Requião et al. assessing MURs during overground gait [16]. As a group, our individuals post stroke also performed with symmetrical levels of effort in all muscle groups despite asymmetrical WM in plantarflexors and hip extensors. These results are in agreement with those found in the previous study by Milot et al. [14] in a group of 17 individuals post stroke walking on

level ground. However, a significant difference might have been hidden by the inter-subject variability (35% to 100%) observed on the paretic side for the plantarflexor MUR values and hip extensors (8% to 50%). Apparently, this was the case in the present study because differences were found in the high-effort subgroup as discussed in the next paragraph.

### **5.2.6.3. Comparison of individuals post stroke (low and high paretic plantarflexor MUR values)**

The asymmetry in peak MUR for the plantarflexors differed between subgroups. More specifically, for the high-effort subgroup, the peak MUR was higher in the paretic side compared to the non-paretic side for plantarflexors and hip extensors.

Both subgroups presented asymmetrical WM in plantarflexors and hip extensors at peak MUR. These results agreed with those of previous studies showing reduced WM on the paretic side compared to the non-paretic side during gait following a stroke [5, 32, 33]. Regarding the magnitude of the WM asymmetry between the low and high effort subgroups, we did not find significant differences, contrary to what was expected.

The residual strength (MPM) was an important variable influencing the MUR results. First of all, for paretic plantarflexor muscles, in agreement with our initial hypothesis, the high-effort subgroup had less residual strength than the low-effort subgroup (Table 5-4) and they also presented a high level of asymmetry in MPM (Figure 5-9). It is interesting to note that the high-effort subgroup had less residual strength (MPM) in their paretic plantarflexor muscle (1.02 Nm/kg; Table 5-4) than the level of force used on the non-paretic side to walk (WM=1.19Nm/kg). To walk with similar WM on both sides, these individuals, as a group, would need to reduce gait speed to produce lower WM in their non-paretic plantarflexors, which is probably not a good strategy since they already walked at a slow speed (0.60m/s). Therefore, these individuals increase peak MUR on the paretic side to be able to sustain a functional gait speed, thus resulting in asymmetrical peak MUR values. In this case, we can advance that individuals in the high-effort subgroup are probably limited by their plantarflexor weakness. On the contrary, the low-effort subgroup had sufficient residual strength in their paretic plantarflexors (1.61 Nm/kg) to produce the force required to produce paretic WM similar to the non-paretic side (1.17 Nm/kg). However, they did not use their residual strength

to walk with more symmetrical WM or at a faster comfortable speed than 0.65m/s. These results suggest that the low-effort subgroup underused their residual muscular strength during comfortable treadmill gait.

#### **5.2.6.4. Relationships between asymmetry in WM and MPM in individuals post stroke**

Relationships between asymmetry in WM and MPM also suggested that the high- and low-effort subgroups used their residual muscular strength differently during gait for plantarflexor muscles. In the high-effort subgroup, the high level of association between asymmetry in MPM and asymmetry in WM suggests that WM asymmetry is the consequence of reduced residual muscular strength on the paretic side, particularly in their plantarflexor muscles. Indeed, even if only two individuals reached peak MUR of 100%, these individuals presented a mean peak MUR of 87% in these muscles, which is 24% higher than healthy individuals walking at comfortable gait speed. The fact that these individuals also showed a reduced ability to increase gait speed compared to the low-effort subgroup supports the results of a previous study that identified plantarflexor weakness (high MUR) as a limiting factor of maximal gait speed in individuals post stroke [6]. In the low-effort subgroup, no significant associations were found between asymmetry in MPM and asymmetry in WM in these muscles, revealing that the residual muscular strength between sides is probably not the most important factor that explained their WM asymmetry. The individuals in this group might not benefit from a strength training program to improve kinetic symmetry during gait because they do not use their available muscular capacity. It is also possible that these individuals prefer to keep a low level of effort in their paretic muscle to avoid muscular fatigue. Indeed, it was previously shown that when following a strengthening program, some individuals post stroke favoured reducing their levels of effort during walking instead of increasing gait speed [34]. Furthermore, the fact that these individuals were able to reach higher maximal gait speed than the high-effort subgroup suggests that they are able to increase their paretic WM. However, it is possible that other factors such as an impaired balance, coordination, proprioception or a reduced ankle range of motion prevent the optimal utilization of the muscle strength during energy generation phases of gait in these individuals. Since no significant differences between subgroups was found regarding their clinical characteristics, it is possible that the factors that prevent the utilization of the residual strength differed between these individuals [35]. For

example, one individual in this group had a spasticity index score of 10 (moderate spasticity) and four of 6 (mild spasticity), six individuals presented a hypoesthesia of the paretic ankle, and eight presented a CSMA  $\leq 5$  for the foot. Previous studies showed significant relationships between spatiotemporal asymmetry and many of these clinical characteristics [36-39].

#### **5.2.6.5. Implication for locomotor rehabilitation that aims to restore gait symmetry**

The identification of non-responders and responders is an important issue to consider in rehabilitation and our results could give some insight in explaining why some individuals did not respond to a strength training program by increasing their gait performance (symmetry and/or speed) whereas others showed improvements [34, 40]. By regrouping individuals post stroke according to their level of effort on paretic plantarflexors, we found that kinetic asymmetries (WM) in plantarflexors were not explained by the same factors in both subgroups. Individuals in the high-effort subgroup seem limited by their weakness. Thus, for them it would be relevant to implement a training program targeting the reinforcement of their muscles during gait.

Some studies showed that individuals post stroke were able to adopt a more symmetrical spatiotemporal gait pattern (concerning step length and double support time) following walking on a split-belt treadmill with each belt running at different speeds [41, 42]. Furthermore, a recent study showed an increase of the paretic plantarflexor net joint moment following walking with the paretic leg on the slow belt [43]. It is possible that low- and high-effort subgroups will benefit differently from these training interventions, since some individuals seem more limited by their weakness.

#### **5.2.7. Conclusion**

Quantifying the level of effort in each muscle group gave crucial information about the way that individuals used their residual muscular capacity during gait. By classifying individuals according to their level of effort on the paretic plantarflexors, we highlighted that residual muscular strength affects WM asymmetry differently in each subgroup for plantarflexor muscles. Futures studies are warranted to determine whether the MUR magnitude is a good parameter to guide the type of locomotor training.



### **5.2.8. Acknowledgements**

Séléna Lauzière is supported by a Vanier Canada Graduate PhD scholarship from the Canadian Institutes of Health Research. Carole Miéville is supported by PhD scholarships from the Fonds de recherche du Québec–Sant e and the SensoriMotor Rehabilitation Research Team (SMRRT). Martina Betschart receives funding through a PhD scholarship from the SMRRT. This project was funded by the Ordre professionnel de la physioth erapie du Québec and the R eseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation. The equipment required for the research conducted at the Pathokinesiology Laboratory was financed by the Canada Foundation for Innovation. The funding sources were not involved in decision making for any part of the research project or publication process. We also wish to thank Philippe Gourdou, Michel Goyette, Youssef El Khamlichi and Daniel Marineau for their technical support.

### **5.2.9. Conflict(s) of Interest/Disclosures**

The authors declare there is no conflict of interest.

### 5.2.10. Tables

**TABLE 5-3.** Clinical characteristics of individuals post stroke.

<b>Spatiotemporal Parameters</b>	<b>Subgroups of Individuals Post Stroke</b>							
	<b>Low effort (n=10)</b>				<b>High effort (n=10)</b>			
	Mean	SD	Min	Max	Mean	SD	Min	Max
Swing Time (Ratio)	1.25	0.15	1.00	1.50	1.30	0.23	1.06	1.75
DS Time (Ratio)	1.15	0.15	0.87	1.44	1.26	0.25	0.89	1.84
Step Length (Ratio)	1.14	0.14	0.85	1.46	1.13	0.15	0.89	1.56
<b>Clinical Variables</b>	Mean	SD	Min	Max	Mean	SD	Min	Max
Self-selected treadmill gait speed	0.65	0.10	0.53	0.85	0.60	0.17	0.40	0.90
Maximal treadmill gait speed	1.03	0.22	0.70	1.40	0.81*	0.24	0.50	1.20
	Median	Min	Max	Median	Min	Max		
Berg Balance Scale	55.5	49	56	55.5	44	56		
Motor impairment CMSA (/7) leg	6	3	7	5.5	3	6		
Motor impairment CMSA (/7) foot	5	3	7	4	1	5		
Muscle tone (Levin and Hui-Chan)	5.5	2	10	6.5	4	8		

\* significant difference between subgroups (p<0.05).

Abbreviations: Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA); Double Support (DS); Standard Deviation (SD).

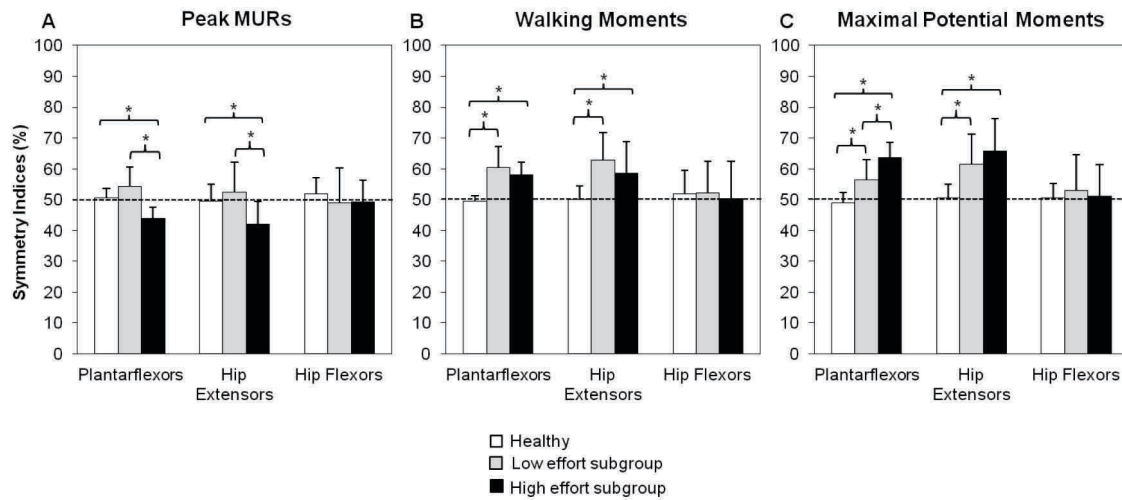
**TABLE 5-4.** Bilateral peak MURs, walking moments, and maximal potential moments.

	Healthy individuals		Subgroups of Individuals Post Stroke			
	(n=10)		Low-Effort (n=10) <sup>a</sup>		High-Effort (n=10) <sup>b</sup>	
	Mean (SD)		Mean (SD)		Mean (SD)	
Peak MUR (%)	D	ND	NP	P	NP	P
Plantarflexors	63.1 (9.9)	62.0 (11.2)	57.9 (10.3)	49.8 (13.8)	69.2 (15.8)	87.1 (12.2)* <sup>†</sup>
Hip Extensors	49.9 (17.0)	51.4 (19.1)	41.6 (23.4)	42.1 (34.6)	44.3 (19.2)	59.5 (19.8)*
Hip Flexors	49.7 (15.5)	45.3 (12.8)	38.6 (21.5)	37.2 (16.5)	36.1 (16.3)	38.5 (23.1)
<b>WM (Nm/kg)</b>						
Plantarflexors	1.40 (0.12)	1.42 (0.09)	1.17 (0.18)	0.79 (0.30)*	1.19 (0.19)	0.87 (0.22)*
Hip Extensors	0.75 (0.13)	0.75 (0.15)	0.58 (0.15)	0.33 (0.13)*	0.51 (0.20)	0.38 (0.20)*
Hip Flexors	0.73 (0.28)	0.66 (0.21)	0.48 (0.16)	0.44 (0.18)	0.33 (0.18)	0.34 (0.24)
<b>MPM (Nm/kg)</b>						
Plantarflexors	2.26 (0.38)	2.34 (0.35)	2.08 (0.48)	1.61 (0.45)*	1.80 (0.49)	1.02 (0.28)* <sup>†</sup>
Hip Extensors	1.64 (0.47)	1.61 (0.50)	1.71 (0.79)	1.10 (0.72)*	1.28 (0.52)	0.74 (0.50)*
Hip Flexors	1.50 (0.19)	1.49 (0.32)	1.45 (0.54)	1.29 (0.49)	1.00 (0.35)	0.91 (0.26)

\* significant difference between side (p<0.05) <sup>†</sup> significant difference between subgroups of individuals post stroke(p<0.05) <sup>a</sup> In the low-effort subgroups, data analyses were performed with n=9 for plantarflexors and hip extensors since one participant wore a rigid ankle orthosis during gait and another was unable to produce a constant maximal voluntary contraction in hip extension during biodex assessment. <sup>b</sup> In the high-effort subgroup, data analyses were performed with n=9 for hip flexors since one participant was unable to produce a constant maximal voluntary contraction in hip flexors during biodex assessment. Abbreviations : Dominant (D); Non-dominant (ND); Non-paretic (NP); Paretic (P); Muscular Utilization Ratio (MUR); Walking Moments (WM); Maximal Potential Moments (MPM).

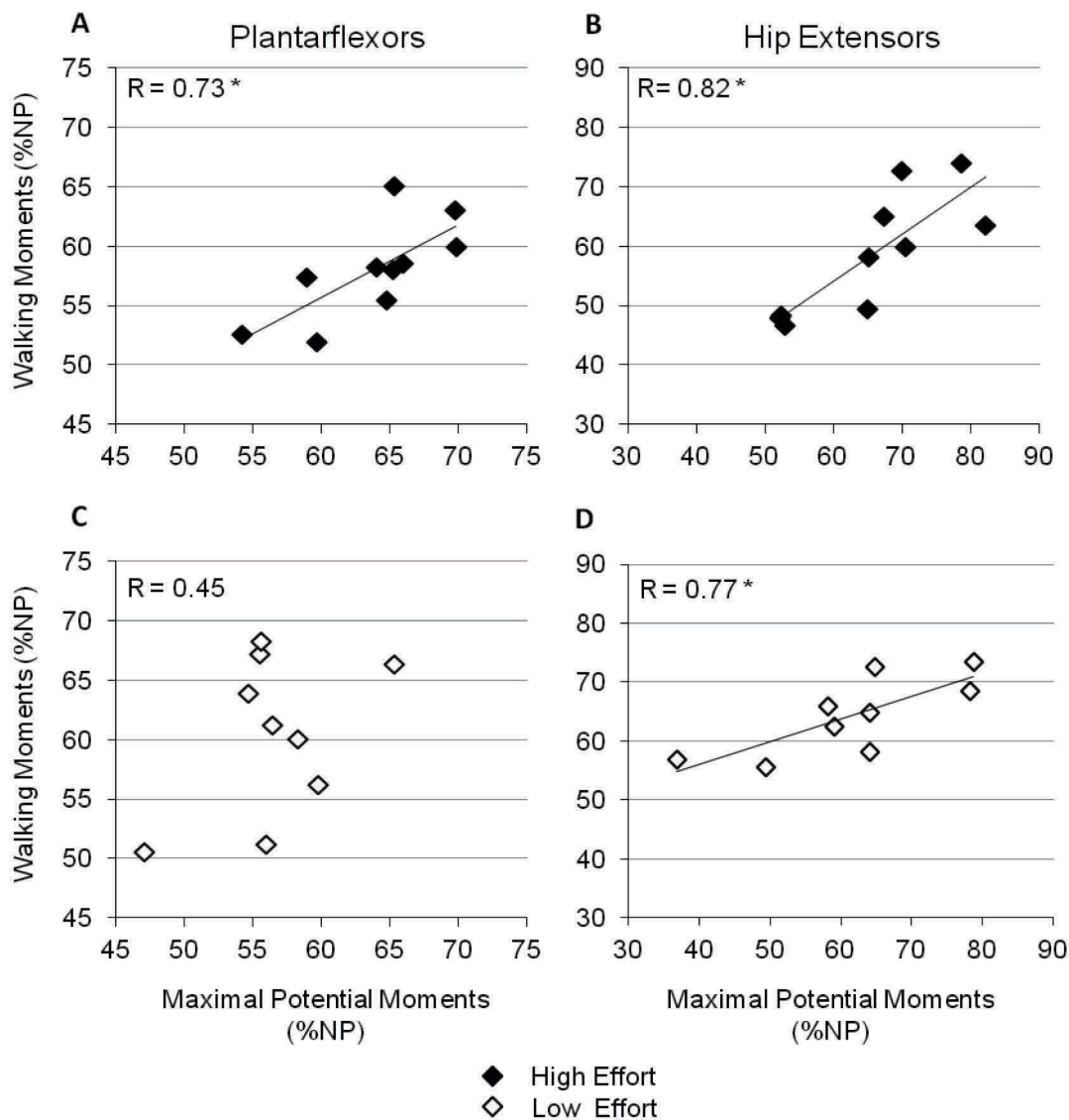
## 5.2.11. Figures

FIGURE 5-9



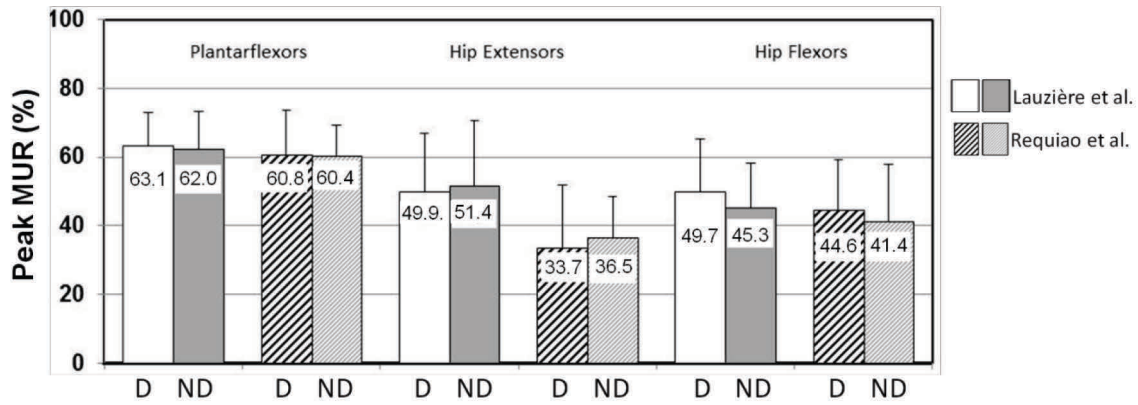
**Figure 5-9.** Asymmetry indices for peak MUR (A), walking moment (B), and maximal potential moment (C) during the concentric phase of plantarflexors, hip extensors, and hip flexors in healthy individuals and subgroups of individuals post stroke. The asterisk (\*) represents a significant difference between groups ( $p < 0.05$ ). The dotted line represents perfect symmetry (50%).

**FIGURE 5-10**



**Figure 5-10.** Relationships between asymmetry in walking moments (WM) and asymmetry in maximal potential moments (MPM) at peak MUR for individuals post stroke in High-Effort Subgroup (A-B) and Low-Effort Subgroup (C-D) for plantarflexors (A-C) and hip extensors (B-D). The asterisk (\*) represents significant relationships. Regression lines are presented in significant relationships.

**FIGURE 5-11**



**Figure 5-11.** Peak MUR values for the plantarflexors, hip extensors and flexors during treadmill walking (present study) and during overground walking (data from Requião et al.) in healthy individuals walking at natural speed (1.26 m/s for both groups).

## 5.2.12. References

- [1] Patterson, K.K., W.H. Gage, D. Brooks, S.E. Black, and W.E. McIlroy, Changes in gait symmetry and velocity after stroke: A cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24 (2010) 783-790.
- [2] Patterson, K.K., W.H. Gage, D. Brooks, S.E. Black, and W.E. McIlroy, Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*, 31 (2010) 241-6.
- [3] Patterson, K.K., I. Parafianovicz, C.J. Danells, V. Closson, M.C. Verrier, W.R. Staines, S.E. Black, and W.E. McIlroy, Gait asymmetry in community ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 89 (2008) 304-310.
- [4] Balasubramanian, C.K., R.R. Neptune, and S.A. Kautz, Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait & Posture*, 29 (2009) 408-14.
- [5] Olney, S.J. and C. Richards, Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*, 4 (1996) 136-148.
- [6] Nadeau, S., D. Gravel, A.B. Arsenault, and D. Bourbonnais, Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics*, 14 (1999) 125-35.
- [7] Kim, C.M. and J.J. Eng, 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 (2003) 23-28.
- [8] Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Second ed. 1991, Waterloo, Ontario, Canada: University of Waterloo Press.
- [9] Peterson, C.L., J.T. Cheng, S.A. Kautz, and R.R. Neptune, Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 32 (2010) 451-456.
- [10] Chen, G. and C. Patten, Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *Journal of Biomechanics*, 41 (2008) 877-83.
- [11] Chen, G., C. Patten, D.H. Kothari, and F.E. Zajac, Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture*, 22 (2005) 51-6.
- [12] Balasubramanian, C.K., M.G. Bowden, R.R. Neptune, and S.A. Kautz, Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 88 (2007) 43-49.
- [13] Allen, J.L., S.A. Kautz, and R.R. Neptune, Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 33 (2011) 538-543.

- [14] Milot, M.H., S. Nadeau, D. Gravel, and L.F. Requião, Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 37 (2006) 2070-2075.
- [15] Nadeau, S., D. Gravel, A.B. Arsenault, and D. Bourbonnais, A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4 (1996) 386-94.
- [16] Requião, L.F., S. Nadeau, M.H. Milot, D. Gravel, D. Bourbonnais, and D. Gagnon, Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 15 (2005) 393-405.
- [17] Simon, A.M., B.M. Kelly, and D.P. Ferris, Sense of Effort Determines Lower Limb Force Production During Dynamic Movement in Individuals with Poststroke Hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23 (2009) 811-818.
- [18] Bertrand, A.M., C. Mercier, P.L.W. Shun, D. Bourbonnais, and J. Desrosiers, Effects of Weakness on Symmetrical Bilateral Grip Force Exertion in Subjects with Hemiparesis. *Journal of Neurophysiology*, 91 (2004) 1579-1585.
- [19] Mercier, C., A.M. Bertrand, and D. Bourbonnais, Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching in hemiparetic subjects. *Experimental Brain Research*, 157 (2004) 32-42.
- [20] Nadeau, S., A.B. Arsenault, D. Gravel, and D. Bourbonnais, Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78 (1999) 123-30.
- [21] Collins, S., P. Visscher, H.C. De Vet, W.W. Zuurmond, and R.S. Perez, Reliability of the Semmes Weinstein Monofilaments to measure coetaneous sensibility in the feet of healthy subjects. *Disabil Rehabil*, 32 (2010) 2019-27.
- [22] Berg, K., S. Wood-Dauphinee, and J.I. Williams, The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 27 (1995) 27-36.
- [23] Perera, S., S. Mody, R. Woodman, and S. Studenski, Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *Journal of American Geriatrics Society*, 54 (2006) 743-749.
- [24] Folstein, M.F., S.E. Folstein, and P.R. McHugh, "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, 12 (1975) 189-98.
- [25] Gowland, C., et al., Measuring Physical Impairment and Disability With the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24 (1993) 58-63.
- [26] Levin, M.F. and C.W. Hui-Chan, Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 85 (1992) 131-42.



- [27] Milot, M.-H., S. Nadeau, and D. Gravel, Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 17 (2007) 184-193.
- [28] Berg, K., Balance and its measure in the elderly : A review. *Physiotherapy Canada*, 41 (1989) 240-246.
- [29] Bohannon, R.W. and A.W. Andrews, Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97 (2011) 182-189.
- [30] Richardson, J.K., The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (2002) 1553-1558.
- [31] Lee, S.J. and J. Hidler, Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology*, 104 (2008) 747-755.
- [32] Teixeira-Salmela, L.F., S. Nadeau, I. McBride, and S.J. Olney, 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 (2001) 53-60.
- [33] Kim, C.M. and J.J. Eng, Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & Posture*, 20 (2004) 140-6.
- [34] Milot, M.-H., S. Nadeau, D. Gravel, and D. Bourbonnais, Effect of increases in plantarflexor and hip flexor muscle strength on the levels of effort during gait in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 23 (2008) 415-23.
- [35] Nadeau, S., D. Gravel, and S.J. Olney, Determinants, Limiting Factors, and Compensatory Strategies in Gait. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 13 (2001) 1-25.
- [36] Lin, P., Y. Yang, S. Cheng, and R. Wang, The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87 (2006) 562-568.
- [37] Titianova, E.B. and I.M. Tarkka, Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 32 (1995) 236-44.
- [38] Lewek, M.D., C.E. Bradley, C.J. Wutzke, and S.M. Zinder, The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *J Appl Biomech*, (2013).
- [39] Hsu, A.L., P.F. Tang, and M.H. Jan, Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84 (2003) 1185-1193.
- [40] Nadeau, S., C. Duclos, L. Bouyer, and C.L. Richards, Guiding task-oriented gait training after stroke or spinal cord injury by means of a biomechanical gait analysis. *Prog Brain Res*, 192 (2011) 161-180.

- [41] Reisman, D.S., R. Wityk, K. Silver, and A.J. Bastian, Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, 130 (2007) 1861-72.
- [42] Reisman, D.S., R. Wityk, K. Silver, and A.J. Bastian, Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 23 (2009) 735-44.
- [43] Lauzière, S., C. Miéville, M. Betschart, C. Duclos, R. Aissaoui, and S. Nadeau, 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 (2014) Published online ahead of print.

### **5.2.13. Résultats supplémentaires à l'article # 3: Perception de l'effort musculaire**

La perception de l'effort musculaire des membres inférieurs a été documentée chez les personnes hémiparétiques avec l'échelle de Borg. En tant que groupe, aucune différence significative n'a été relevée entre les côtés avec des valeurs moyennes de perception d'effort de  $3,6 \pm 2,2$  et  $3,2 \pm 2,2$  pour les côtés P et NP, respectivement ( $p=0,31$ ).

Toutefois, différents résultats ont été obtenus en analysant les sous-groupes divisés selon leur niveau d'effort dans les FP P. Dans le sous-groupe présentant de hauts niveaux d'effort, l'effort perçu des côtés P et NP étaient respectivement de  $5,1 \pm 1,7$  et  $3,9 \pm 2,3$  ( $p=0,05$ ). Dans le sous-groupe présentant de bas niveaux d'effort, ces valeurs étaient respectivement de  $2,1 \pm 1,5$  et de  $2,5 \pm 2,1$  ( $p=0,20$ ). Une différence significative entre les groupes a été relevée entre l'effort perçu du côté P ( $p<0,001$ ). De plus, lorsqu'un indice d'asymétrie est calculé ( $(NP/(P+NP)*100)$ ), une différence significative entre les groupes a été notée quant à l'asymétrie des efforts perçus avec des valeurs d'asymétrie de 41,2 % pour le groupe présentant de hauts niveaux d'effort et de 53,0 % pour le groupe présentant de bas niveaux d'effort ( $p=0,013$ ).

### **5.3. Article #4 : A more symmetrical gait following walking on a split-belt treadmill induces a higher level of effort in paretic plantar flexor muscles in individuals post stroke**

Sélène Lauzière, MSc<sup>1,2</sup>, Carole Miéville, MSc<sup>1,2</sup>, Martina Betschart, MSc<sup>1,2</sup>, Cyril Duclos, PhD<sup>1,2</sup>, Rachid Aissaoui, PhD<sup>1,2,3</sup>, Sylvie Nadeau, PhD<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Québec, Canada

<sup>2</sup>École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada

<sup>3</sup>Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CRCHUM), Québec, Canada

*\* Article en voie d'être soumis dans la revue Neurorehabilitation and Neural Repair*

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, soit : le développement et l'élaboration du protocole de recherche, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques, l'interprétation de ces données ainsi que la rédaction du présent article. Carole Miéville a également contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données et au traitement des données biomécaniques de la marche. Elle a également participé à la révision de cet article. Martina Betschart a participé à la collecte des données et à la révision de cet article. Dr Cyril Duclos a participé à l'élaboration du protocole de recherche et à l'interprétation des données ainsi qu'à la révision de l'article. Dr Rachid Aissaoui a participé à l'élaboration du protocole de recherche, au traitement des données et à la révision de l'article. Finalement, Dre Sylvie Nadeau a encadré et a supervisé chacune des étapes de l'étude et a contribué à l'élaboration du protocole de recherche, à l'interprétation des données ainsi qu'à la révision de cet article.

### 5.3.1. Préface

Les résultats de l'article #2 ont démontré que, lors de la période de post-adaptation, une augmentation du moment FP du côté de la courroie lente et une réduction du moment FP du côté de la courroie rapide étaient observées, et ce, indépendamment de l'asymétrie spatio-temporelle et du membre inférieur sur la courroie rapide (P ou NP). Les résultats de l'article #2 ont également démontré qu'il y avait une corrélation positive entre l'augmentation du moment FP P et la longueur de pas NP. De plus, les résultats de l'article #3 ont révélé que certains participants hémiparétiques avaient des niveaux d'effort élevés dans les muscles FP P. Il était donc pertinent de vérifier le rôle des efforts dans la capacité d'augmenter le moment FP P et la longueur de pas NP afin d'identifier si la faiblesse musculaire pouvait être un facteur expliquant leur capacité à modifier leur asymétrie locomotrice.

Ce présent article avait donc comme premier objectif d'étudier la relation entre les TUM des FP P et l'amplitude des post-effets sur les moments FP P ainsi qu'entre les TUM des FP P et l'amplitude des post-effets des paramètres spatio-temporels lorsque les participants hémiparétiques marchent avec le membre inférieur P sur la courroie lente lors de la période d'adaptation. Deuxièmement, les exigences musculaires (TUM) d'une marche plus symétrique ont été analysées chez les participants présentant une asymétrie spatiale ou temporelle pouvant être corrigée en plaçant le membre inférieur P sur la courroie lente lors de la période d'adaptation (donc chez les participants avec un pas NP plus court ou une durée de double appui NP plus courte).

Il faut rappeler ici que les autres participants (ceux avec un pas P plus court ou une durée de double appui P plus courte) obtenaient une meilleure symétrie des paramètres spatio-temporels en plaçant le membre inférieur P sur la courroie rapide, ce qui conduisait à une augmentation du moment FP du côté NP et une réduction du moment FP P. Cette réduction du moment FP P n'est pas souhaitable considérant le rôle des FP dans la vitesse de marche.

### 5.3.2. Abstract

*Background:* Asymmetries in kinetic and spatiotemporal gait parameters are frequent in individuals following a stroke even if they can rapidly adopt a more symmetrical gait. *Objective:* Using a split-belt treadmill, the main objective of the study was to determine if the level of effort in paretic plantar flexors during gait could be among the factors explaining locomotor asymmetry. *Methods:* Twenty individuals with chronic stroke ( $49.4 \pm 13.2$  years) walked on a split-belt treadmill for three periods: baseline at self-selected gait speed; adaptation with the belt speed doubled on the non-paretic side; and post-adaptation at self-selected gait speed. Kinematic and kinetic data were recorded. The levels of effort were estimated with the muscular utilization ratio. Pearson correlation coefficients were used to assess the relationships between the plantar flexor effort and after-effects in paretic plantar flexor joint moment and spatiotemporal gait parameters. Also, in a subgroup of asymmetrical individuals, levels of effort were compared between periods (baseline (asymmetrical) and post-adaptation (symmetrical)) with paired Student's *t* tests. *Results:* Baseline level of effort in plantar flexors was negatively related to changes in paretic plantar flexion moments ( $r = -0.70$ ;  $p=0.001$ ) and changes in non-paretic step length ( $r = -0.65$ ;  $p=0.003$ ). Also, a more symmetrical spatiotemporal gait increased the paretic plantar flexor effort from  $73.7\% \pm 25.3\%$  to  $86.6\% \pm 19.12$  ( $p=0.007$ ). *Conclusion:* These results suggest that high levels of effort in plantar flexors could be among the factors preventing the adoption of a more symmetrical gait pattern in individuals with shorter non-paretic step.

Keywords: Gait, stroke, rehabilitation, kinetics, muscle weakness, spatio-temporal analysis

### 5.3.3. Introduction

Spatiotemporal asymmetry is frequently reported in individuals following a stroke<sup>1, 2</sup>. Whereas many present a longer paretic swing time compared to the non-paretic side, the direction of the double support time (DST) and step length (SL) asymmetry varies<sup>2</sup>. These individuals also frequently exhibit asymmetry in kinetic parameters. Among these, a reduction of paretic plantar flexion (PF) moment and power is frequently reported<sup>3, 4</sup>. Since the PF (soleus and gastrocnemius) contribute to energy generation that helps achieve efficient forward propulsion of the body during gait<sup>5-8</sup>, it is expected that a relation exists between PF moment asymmetry and gait asymmetry. Indeed, recent evidence suggests PF muscles play a role in SL<sup>9-11</sup>. For example, Allen et al. (2011) showed that the decrease of paretic PF moment impulse at late single stance in individuals with shorter non-paretic SL is greater than in individuals with longer non-paretic step or with symmetrical SL<sup>10</sup>. One explanation for this observation is that a reduction of paretic propulsion at late single stance could prevent the trunk from moving forward during the non-paretic swing, thus resulting in a shorter non-paretic step<sup>12</sup>. The DST asymmetry is still not clearly explained in the literature.

With a split-belt treadmill protocol, it is possible to specifically modify the asymmetry of some gait parameters<sup>13</sup>. For example, walking with the leg having a shorter SL (or shorter DST) on the fast belt during an adaptation period of 5 to 10 minutes leads to an after-effect characterized by a improvement of SL symmetry (or DST symmetry) when both belts returned to the same speed<sup>13</sup>. Furthermore, results of a recent study with twenty individuals post stroke showed that walking with the paretic leg on the slow belt (independently of the initial spatiotemporal gait asymmetry) increased the paretic PF moment in post-adaptation and that this change was significantly related to the increase of the non-paretic SL<sup>14</sup>. More precisely, the after-effects in SL or DST symmetry might be the consequences of different combinations of bilateral modifications (increased non-paretic step, decreased paretic step, or both). Further, it was found that the amplitude of the after-effect observed in paretic PF net joint moment in the post-adaptation period also varied substantially among individuals post stroke<sup>14</sup>. One hypothesis that could explain this variation is that some individuals do not have the muscular capacity to increase their PF moment to increase the non-paretic SL or to reduce the paretic

DST since they already fully use their residual muscular capacity during comfortable gait. Consequently, these individuals could adopt a more spatiotemporal symmetrical gait pattern by reducing the paretic SL or increasing the non-paretic DST. In this case, the resulting improvement in spatiotemporal symmetry could ultimately lead to a reduced gait speed, which is probably not the preferred strategy of these individuals in everyday life. Since previous studies also suggested an important role of hip flexor (HF) muscles in SL asymmetry<sup>10</sup>, it could be proposed that this muscle group might compensate and help increase the non-paretic SL (by an increase of the non-paretic HF moment) or reduce paretic DST (by an increase of the paretic HF moment).

Findings by Lauzière et al. (2014) concluded that, as a group, individuals with stroke having a shorter non-paretic step have the capacity to adopt a more symmetrical spatiotemporal gait pattern by increasing their paretic PF moment. Therefore, it is relevant to ask why these individuals do not walk more symmetrically spontaneously. One possible explanation is that a more symmetrical gait could induce too high a level of effort in the paretic PF to be sustained for an extended period of time. Insight into the level of effort during gait can be obtained through the use of the Muscular Utilization Ratio (MUR) mechanical model which provides an index of the level of effort produced by a muscle group during gait<sup>15</sup>.

Therefore, by analysing the relationships between PF MUR at baseline and the amplitude of the after-effects in paretic PF moment and spatiotemporal gait parameters, it was hypothesised that the paretic PF MUR will be related to the change in paretic PF moment, non-paretic SL and paretic DST. Also, by analysing the relation between PF MUR at baseline and the amplitude of the after-effects in bilateral HF moment, it was hypothesized that a positive relationship will be found between these variables. Lastly, by comparing the PF MUR and HF MUR at baseline and at post-adaptation periods in a subgroup of individuals post stroke presenting SL asymmetry (shorter non-paretic SL) or temporal asymmetry (longer paretic DST), it was hypothesized that a more symmetrical gait (spatial or temporal) will significantly increase the paretic PF MUR and the bilateral HF MUR.



## **5.3.4. Methods**

### **5.3.4.1. Participants**

Twenty individuals with stroke (14 with left hemiparesis, 7 women) participated in this study. The inclusion criteria were 1) unilateral stroke for more than six months, 2) capable of walking 10 meters independently without technical aids, and 3) no severe cognitive or cardiovascular impairments that could affect their gait. Individuals with other neurological conditions or more than one stroke event were excluded. The ethics committee approved the experiment and participants provided written informed consent before the evaluation sessions.

### **5.3.4.2. Clinical Assessment**

Participants answered a general health questionnaire about medical conditions. The cognitive state of patients was assessed by the Folstein Mini-mental State<sup>16</sup>. Sensation and proprioception at the ankle were respectively measured using Calibrated Semmes-Weinstein monofilaments for touch-pressure sensation<sup>17</sup>, and an ‘up or down’ segment position of the foot and hallux. The muscle tone and motor recovery of the leg and foot were assessed with the Composite Spasticity Index<sup>18</sup> and the Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA)<sup>19</sup>. Self-selected and maximal walking speeds were quantified by the 10-Meter Walk Test<sup>20</sup> and balance was assessed with the Berg Balance Scale<sup>21</sup>.

### **5.3.4.3. Dynamometric Assessment**

In a first session, maximal voluntary contraction (MVC) in concentric mode was measured on both sides in plantar flexion and hip flexion with a Biodex dynamometric system at different angular velocities to match those measured during gait (Biodex Medical Systems, New York, USA). All details of this assessment are described in a previous article<sup>22</sup>. Two MVC with less than 10% difference were averaged in order to determine the maximal isokinetic strength at each degree in Newton-meters (Nm). This dynamometric assessment served as an estimate of the maximal potential moment required to calculate the MUR values.

#### **5.3.4.4. Gait Assessment**

##### *5.3.4.4.1. Instrumentation*

Kinetic data were recorded with force plates embedded in a Bertec's Fully Instrumented Split-Belt Treadmill (Bertec Corp. USA). These force plates record three orthogonal ground reaction forces ( $F_x$ ,  $F_y$ , and  $F_z$ ) and moments ( $M_x$ ,  $M_y$ , and  $M_z$ ) at a 600 Hertz (Hz) frequency. A fourth order Butterworth zero-lag filter with a cut-off frequency of 10 Hz was used to filter the force data and these data were resampled at 60 Hz. An Optotrak Certus<sup>®</sup> Motion Capture System (NDI) was used to measure kinematic data by recording three-dimensional coordinates of 75 infrared markers placed bilaterally on the head, trunk, pelvis, upper limbs, and lower limbs (at 30 Hz). These data were filtered with a fourth order Butterworth zero-lag filter with a cut-off frequency of 6 Hz and resampled at 60 Hz.

##### *5.3.4.4.2. Locomotor tasks*

The locomotor tasks were described in a previous study<sup>14</sup>. Briefly, participants performed three walking periods: 1) baseline with both belts running at a self-selected speed for 3 minutes, 2) adaptation with one belt speed set at twice the speed of the other (2:1 ratio) for 6 minutes, and 3) post-adaptation with both belts running at a self-selected speed for 3 minutes. In the present study, the paretic leg was placed on the slow belt (self-selected gait speed) and the non-paretic leg on the fast belt during the adaptation period. During all walking periods, a harness was used for safety reasons without providing any weight support.

#### **5.3.4.5. Data analysis**

##### *5.3.4.5.1. Calculation of MUR*

MUR was used to estimate the level of effort of a muscle group during concentric action in gait as described in previous studies<sup>15,23</sup>. An exhaustive description of the calculation of the MUR was presented in these aforementioned studies. The MUR is calculated during the phase of energy generation of each muscle group by the following equation: [Walking Moment / Maximal Potential Moment x 100]. The walking moment (MUR numerator) is

estimated during gait by an inverse dynamic analysis. The maximal potential moment (MUR denominator) is estimated in two steps. First, a regression equation ( $r^2 \geq 0.90$ ) is derived from joint angle, angular velocity, and torque data arising from the MVC of each muscle group assessed in concentric mode at various velocities. Second, the maximal potential moment is obtained at a given time during the gait cycle by entering into the equation the velocity and the joint angle measured during gait. The peak MUR during the concentric action (push-off (A2) and pull-off (H3) phases for PF and HF respectively) and the corresponding joint moments at peak MUR were retained for analysis. Data of one subject wearing a rigid ankle orthosis during walking was excluded for the analysis with the peak PF MUR, and for the HF peak MUR, one subject unable to produce a constant valid MVC in hip flexion was also excluded. Therefore, data analysis on peak MUR was performed with 19 values (instead of 20) for each muscle group.

#### *5.3.4.5.2. Gait analysis*

Biomechanical data (kinetic and kinematic) were collected for 30 seconds at baseline (from 90 to 120 seconds) and post-adaptation periods (from 0 to 30 seconds). Based on the vertical ground reaction forces, the Teager-Kaiser energy operator method was used to determine gait cycles, which were then normalized to 100%<sup>24</sup>. Walking moments at the ankle and hip joints during gait were estimated by an inverse dynamic approach that used kinematic and kinetic data (see Lauzière et al. 2014 for details). Step length was defined as the anterior-posterior distance between the heels of each foot at initial contact of the leading heel<sup>25</sup>. Non-paretic SL corresponds to the SL measured at the non-paretic heel strike. Non-paretic DST corresponds to the DS phase ending at the non-paretic toe off. Double support time was normalized to the duration of the gait cycle. For statistical analyses, SL and DST asymmetries were expressed as ratio of the paretic side divided by the non-paretic side (paretic/non-paretic). A ratio of 1 corresponds to perfect symmetry. However, to classify individuals with stroke according to the direction of their spatiotemporal asymmetries in Table 1, a ratio of the higher value to the lower value was computed. Participants were qualified as asymmetrical if their symmetry ratio was greater than 1.08 and 1.04 respectively for SL and DST (see Table 1)<sup>2</sup>. To quantify the effect of a more symmetrical gait pattern on peak MUR, individuals with

asymmetry ratios greater than these thresholds (paretic longer) formed a subgroup that was retained in the analysis. Finally, the amplitude of the after-effect was expressed as the percentage of change in gait parameters (paretic plantar flexion moment, paretic and non-paretic hip flexion moment, non-paretic SL and paretic DS time) for each leg between the baseline and the post-adaptation periods and was quantified with the following equation:  $(\text{post adaptation value} - \text{baseline value})/\text{baseline value} * 100$ .

#### **5.3.4.6. Statistical Analysis**

Kolmogorov-Smirnov was used to assess the normality of the distribution of the variables. First, it was necessary to verify the relationship between changes in PF and HF moments and changes in non-paretic SL and paretic DST since our initial hypotheses depended on these potential relationships. Thus, two multiple step-wise regression analyses were performed with changes in bilateral PF and HF moments as the independent variables, and changes in non-paretic SL and paretic DST as the dependant variables. Relationships between PF MUR at baseline and changes in other gait parameters were assessed with Pearson correlations. Step length asymmetry ratios, DST asymmetry ratios, and bilateral peak MUR of PF and HF were compared between periods (baseline and post-adaptation) with paired Student *t* tests. All statistical analyses were performed with the SPSS Version 20 software and the level of significance was set at 0.05.

### **5.4.4. Results**

#### **5.4.4.1. Clinical Evaluation**

The clinical status of participants was described in a previous study<sup>14</sup>. Briefly, the age, body mass, and height were  $49.4 \pm 13.2$  years,  $79.5 \pm 15.2$  kg, and  $1.71 \pm 0.07$  m. The median and range values for Berg Balance Scale, CMSA of the leg, foot and ankle muscle tone were respectively 55.5 (44-56), 6 (3-7), 4.5 (1-7), and 6 (2-10). The mean self-selected and maximal treadmill gait speeds were respectively  $0.63 \pm 0.14$  m/s and  $0.92 \pm 0.25$  m/s. Table 1 presents spatiotemporal gait parameters of individuals post stroke during the baseline period.

#### **5.4.4.2. After-effects in asymmetry ratios of gait parameters**

Significant differences were found between baseline and post-adaptation periods for the asymmetry ratios of SL, DS time, and FP moment ( $p < 0.001$ ). No differences between periods were found for asymmetry ratios of HF moment ( $p = 0.58$ ). Table 5-5 presents SL, DST and PF moment symmetry ratios in baseline and post-adaptation periods.

#### **5.4.4.3. Relationships between changes in joint moments and spatiotemporal parameters**

Step-wise regression analyses revealed that changes in paretic PF moments were the only significant predictor of changes in non-paretic SL with  $r = 0.62$  and  $r^2 = 0.39$  ( $p = 0.006$ ). Changes in paretic PF moments were also the only significant predictor of changes in paretic DST with  $r = -0.55$  and  $r^2 = 0.30$  ( $p = 0.019$ ).

#### **5.4.4.4. Relationships between PF MUR at baseline and changes in spatiotemporal asymmetries**

No significant association was found between PF MUR at baseline and changes in asymmetry ratio of SL ( $r = -0.30$ ;  $p > 0.05$ ; Figure 5-12A). However, if one individual was removed from the analysis (data marked with circle in Figure 5-12A), this relationship reaches a level of significance ( $r = -0.51$ ;  $p = 0.03$ ). No significant association was found between PF MUR at baseline and changes in ratios of DST ( $r = 0.02$ ;  $p = 0.94$ ; Figure 5-12B).

#### **5.4.4.5. Relationships between PF MUR at baseline and changes in gait parameters**

PF MUR at baseline was significantly related to changes in paretic PF moments ( $r = -0.70$ ;  $p = 0.001$ ; Figure 5-13A) and changes in non-paretic SL ( $r = -0.65$ ;  $p = 0.003$ ; Figure 5-13B). If one individual (the same previously removed in figure 1A) was removed from the analysis (data marked with circle in Figure 5-13B), this relationship increased ( $r = -0.80$ ;  $p < 0.001$ ). No significant association was found between PF MUR at baseline and changes in paretic DST ( $r = 0.13$ ;  $p = 0.61$ ) and in paretic and non-paretic HF moments ( $r \leq 0.33$ ;  $p > 0.05$ ).

#### **5.4.4.6. Effect of spatial of temporal symmetry on peak MUR**

A total of twelve individuals post stroke presented spatial (SL asymmetry ratios  $> 1.08$ ) or temporal asymmetries (DST asymmetry ratios  $> 1.04$ ) that could be reduced by placing the paretic leg on the slow belt. Among them, seven presented a shorter non-paretic SL and eleven presented a shorter non-paretic DST. Step length symmetry ratios (P/NP) during baseline and post-adaptation periods were respectively  $1.15 \pm 0.19$  and  $0.93 \pm 0.18$  ( $p < 0.001$ ; Figure 5-14A). Double support time symmetry ratios (P/NP) during baseline and post-adaptation periods were respectively  $1.30 \pm 0.22$  and  $1.04 \pm 0.12$  ( $p < 0.001$ ; Figure 5-14B). Comparisons between baseline and post-adaptation periods for paretic PF MUR values showed that the paretic PF MUR value significantly increased from  $73.7\% \pm 25.3\%$  to  $86.6\% \pm 19.12$  ( $p = 0.007$ ; Figure 5-14C). No effect between periods was found for non-paretic PF MUR and bilateral HF MUR ( $p \geq 0.25$ ; Figure 3C, D).

#### **5.5.5. Discussion**

By quantifying levels of effort using the MUR method, the principal objective of this study was to determine whether PF weakness could be among the factors preventing individuals post stroke from adopting a more symmetrical gait pattern. As hypothesized, we found that paretic PF MUR during comfortable gait speed was negatively related to the increase in the paretic PF moment and non-paretic SL following walking on a split-belt treadmill with the paretic side on the slow belt. Results also showed that in individuals with asymmetrical gait pattern (shorter non-paretic SL or non-paretic DST), a more symmetrical gait significantly increased the paretic PF MUR. These combined results suggest that plantar flexor weakness (high MUR) could be among the factors preventing the adoption of a more symmetrical gait pattern in individuals with shorter non-paretic step.

##### **5.5.5.1. Relationships between changes in joint moments and spatiotemporal parameters**

Results of multiple step-wise regression showed that paretic PF moment was the only significant predictors of change in non-paretic SL (positive relationship) and paretic DS (negative relationship). However, the level of association was not perfect with paretic PF

moment at peak MUR explaining 39% and 30% of the variance for changes in non-paretic SL and parietic DST respectively. These results confirm that other factors must also be considered in order to explain the changes. It is possible that individuals post stroke use heterogeneous strategies and therefore no other single factor is deemed significant in the multiple regression analysis. Other factors not assessed in the present study must also be considered. For example, it could be proposed that the inability to quickly contract the tibialis anterior at swing initiation could limit the ability to decrease the parietic DST. Indeed, the strength of the tibialis anterior is a significant predictor of gait speed and temporal asymmetry<sup>26</sup>. Furthermore, adaptation in DST asymmetry could be more dependent on a reorganization of the walking pattern in terms of inter-limb coordination than on the increase of muscular activity itself.

#### **5.5.5.2. After-effects in gait parameters asymmetry ratios**

First of all, the after-effects in SL and DST asymmetry ratios observed in the present study are consistent with those previously found in other studies using this type of split-belt treadmill protocol<sup>13, 27</sup>. Indeed, SL and DST of the leg that was on the fast belt during the adaptation period increased in the post-adaptation period. For joint moments, the results of the present study showed that asymmetry in PF moments at peak MUR were reduced in post-adaptation period whereas no changes were observed for HF moments. In a previous study, we also showed that the PF moment of the slow belt increased and the PF moment of the fast belt decreased following walking on a split-belt treadmill in healthy individuals and in the participants post stroke with non-paretic (dominant) leg on the slow belt<sup>14</sup>.

#### **5.5.5.3. Relationships between PF MUR and changes in gait parameters**

Firstly, the fact that PF peak MUR was only slightly related to changes in asymmetry ratios of SL (and not at all to changes in DST ratios) is not surprising. Indeed, since it is possible to modify gait asymmetry by reducing the parietic step or increasing the parietic DST, the weakness of the parietic side is probably not a factor that will impair these strategies. These results showed that level of parietic PF MUR did not significantly impair the capacity to modify inter-limb coordination during split-belt treadmill. However, as previously noted in the introduction, the resulting changes in asymmetry are the consequence of different

combinations of changes in each leg. Thus, the negative relationship between paretic PF MUR at baseline and after-effects in PF moments support our hypothesis that individuals walking with a high level of effort will show less increase in their paretic PF moment following walking on the split-belt treadmill with the paretic leg on the slow belt. Furthermore, a high level of association (negative relationship) was found between PF peak MUR and the increase in non-paretic SL. These combined results suggest that PF weakness (high peak MUR) could limit the capacity to increase paretic PF moment and subsequently limit the increase of the non-paretic SL. These results are important because to preserve gait speed, SL asymmetry must optimally be restored by increasing the shorter step rather than decreasing the longer step. For the same reason, the optimal way to restore DST asymmetry would be to decrease the longer DST. Our hypothesis stipulating that individuals with high MUR in the paretic PF would show incapacity to decrease the paretic DST was not supported since no significant association was found between PF MUR and the decrease in paretic DST. As previously indicated, it is possible that modification in DST following walking on the split-belt treadmill depends mostly on the timing (inter-limb coordination) rather than the level of muscular activity and therefore that high paretic MUR does not directly limit the decrease in paretic DST.

#### **5.5.5.4. Muscular exigencies of a more symmetrical gait pattern**

Among all participants, twelve individuals presented SL asymmetry (shorter non-paretic SL) or a DST asymmetry (shorter non-paretic DST) which was reduced by placing the paretic leg on the slow belt during the adaptation period. These individuals were analyzed to verify if a more symmetrical gait pattern would increase the paretic PF MUR. Following the adaptation period on the split belt treadmill, both SL and DST were more symmetrical. This observation showed that these individuals are able to produce a more symmetrical gait pattern regarding spatiotemporal parameters. However, in the post-adaptation period, the paretic PF MUR was high (86.6%). For example, a previous study showed that the average peak MUR during maximal gait speed in individuals post stroke is around 85.9%<sup>4</sup>. In comparison, the PF MUR during comfortable treadmill gait in healthy individuals is 62.6% (paper under review) and during comfortable over ground, gait is 60.8%<sup>15, 23</sup>. Thus, to conserve gait speed without



requiring too high an effort in paretic PF, it can be suggested that these individuals preferred to reduce the utilization of the paretic PF which then led to an asymmetrical gait pattern.

#### **5.5.5.5. The role of hip flexors in step length changes**

The regression analyses did not reveal significant association between change in HF moment and change in SL. Furthermore, no association was found between paretic PF MUR at baseline and changes in hip flexors moment. Finally, in individuals post stroke with asymmetrical gait pattern at baseline, the level of effort in bilateral hip flexors was not higher during the post-adaptation period. These results suggest that these individuals do not systematically use HF muscles to compensate for the weakness of the PF muscles in order to increase non-paretic SL.

#### **5.5.5.6. Other factors that could explain spatiotemporal asymmetries**

The results of the present study suggest that plantar flexor weakness (high paretic PF MUR) is one of the factors that could impair the ability to increase non-paretic SL in individuals post stroke. However, some individuals in the present study walking with low MUR in paretic PF during gait also showed PF moment and spatiotemporal gait asymmetries. It is possible that PF moment asymmetry in some individuals was caused by other factors than weakness that prevented individuals from using their residual strength such as impaired coordination, balance, proprioception, spasticity or range of motion at knee or ankle. Indeed, studies showed significant relationships between spatiotemporal asymmetry and many of these clinical characteristics<sup>26, 28-30</sup>.

#### **5.5.5.7. Study limitations**

The principal limitation of the present study is the restricted number of individuals presenting SL asymmetry with shorter non-paretic SL. However, since no significant relationship was found between initial SL asymmetry and change in paretic and non-paretic SL ( $r \leq 0.34$ ;  $p \geq 0.144$ ), the heterogeneity of their initial asymmetry probably did not affect the relationship between PF peak MUR and the capacity to increase non-paretic SL. Future studies are needed with a larger cohort to assess the proportion of individuals post stroke limited by

their weaknesses. Furthermore, other biomechanical parameters which might influence SL and DST such as dorsiflexors, knee extensors and joint power should be considered in future studies to explain modifications in spatiotemporal parameters.

### **5.5.6. Acknowledgements**

Séléna Lauzière is supported by a Vanier Canada Graduate PhD scholarship from the Canadian Institutes of Health Research. Carole Miéville is supported by PhD scholarships from the Fonds de recherche du Québec–Sant e and the SensoriMotor Rehabilitation Research Team (SMRRT). Martina Betschart receives funding through a PhD scholarship from the SMRRT. This project was funded by the Ordre professionnel de la physioth erapie du Québec and the R eseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation. The equipment required for the research conducted at the Pathokinesiology Laboratory was financed by the Canada Foundation for Innovation. We wish to thank Philippe Gourdou, Michel Goyette, Youssef El Khamlichi and Daniel Marineau for their technical support.

### 5.5.7. References

1. Patterson KK, Parafianovicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 2008; 89:304-310.
2. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, et al. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & posture* 2010; 31:241-246.
3. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture* 1996; 4:136-148.
4. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, et al. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics* 1999; 14:125-135.
5. Winter DA: Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Second. Waterloo, Ontario, Canada, University of Waterloo Press, 1991
6. Peterson CL, Cheng JT, Kautz SA, et al. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait & posture* 2010; 32:451-456.
7. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support forward progression and swing initiation during walking. *Journal of biomechanics* 2001; 34:1387-1398.
8. Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Forward propulsion asymmetry is indicative of changes in plantarflexor coordination during walking in individuals with post-stroke hemiparesis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2014;
9. Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, et al. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2007; 88:43-49.
10. Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & posture* 2011; 33:538-543.
11. Chen G, Patten C. Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *Journal of biomechanics* 2008; 41:877-883.

12. Roerdink M,Beek PJ. Understanding Inconsistent Step-Length Asymmetries Across Hemiplegic Stroke Patients: Impairments and Compensatory Gait. *Neurorehabilitation and neural repair* 2010;
13. Reisman DS, Wityk R, Silver K, et al. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain : a journal of neurology* 2007; 130:1861-1872.
14. Lauzière S, Miéville C, Betschart M, et al. 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:Published online ahead of print.
15. Milot M-H, Nadeau S,Gravel D. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *Journal of Electromyography & Kinesiology* 2007; 17:184-193.
16. Folstein MF, Folstein SE,McHugh PR. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of psychiatric research* 1975; 12:189-198.
17. Collins S, Visscher P, De Vet HC, et al. Reliability of the Semmes Weinstein Monofilaments to measure coetaneous sensibility in the feet of healthy subjects. *Disability and rehabilitation* 2010; 32:2019-2027.
18. Levin MF,Hui-Chan CW. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 1992; 85:131-142.
19. Gowland C, Stratford P, Ward M, et al. Measuring Physical Impairment and Disability With the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 1993; 24:58-63.
20. Perera S, Mody S, Woodman R, et al. Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *Journal of American Geriatrics Society* 2006; 54:743-749.
21. Berg K, Wood-Dauphinee S,Williams JI. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand. J. Rehabil. Med.* 1995; 27:27-36.

22. Milot MH, Nadeau S, Gravel D, et al. Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke* 2006; 37:2070-2075.
23. Requião LF, Nadeau S, Milot MH, et al. Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography & Kinesiology* 2005; 15:393-405.
24. Solnik S, Rider P, Steinweg K, et al. Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European journal of applied physiology* 2010; 110:489-498.
25. Hoogkamer W, Bruijn SM, Duysens J. Stride length asymmetry in split-belt locomotion. *Gait & posture* 2014; 39:652-654.
26. Lin P, Yang Y, Cheng S, et al. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 2006; 87:562-568.
27. Reisman DS, Block HJ, Bastian AJ. Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *Journal of neurophysiology* 2005; 94:2403-2415.
28. Titianova EB, Tarkka IM. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 1995; 32:236-244.
29. Lewek MD, Bradley CE, Wutzke CJ, et al. The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *Journal of applied biomechanics* 2013;
30. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 2003; 84:1185-1193.

## 5.5.8. Tables

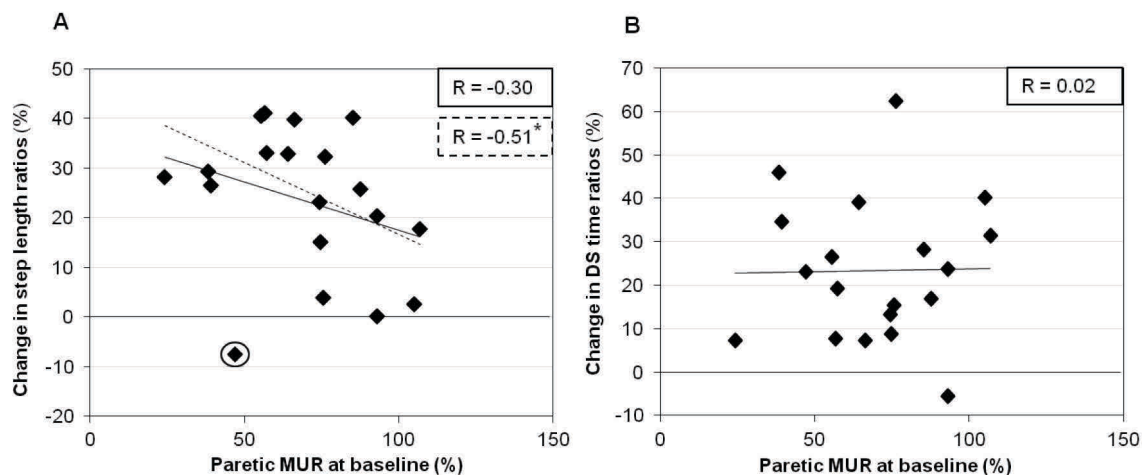
**Table 5-5. Gait parameters at baseline and at post-adaptation periods (n=19).**

BASELINE	NP	P	Ratio (P/NP)	Ratio (High/Low)	Number of individuals		
					NP High	SYM	P High
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)			
DS Time (%)	16.4 (2.6)	18.8 (2.6)	1.17 (0.24)	1.21 (0.21)	3	5	12
Step Length (m)	0.43 (0.10)	0.45 (0.08)	1.07 (0.18)	1.13 (0.14)	5	8	7
PF moments (Nm/Kg)	1.18 (0.18)	0.84 (0.26)	0.70 (0.16)				
POST-ADAPTATION	NP	P	Ratio (P/NP)				
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)				
DS Time (%)	18.3 (2.50)	17.1 (2.09)	1.08 (0.19)				
Step Length (m)	0.46 (0.10)	0.40 (0.09)	1.18 (0.20)				
PF moments (Nm/Kg)	1.09 (0.22)	0.97 (0.18)	0.90 (0.18)				

Abbreviations: Non-paretic (NP); Paretic (P); Standard Deviation (SD); Meters (m), Symmetrical (SYM), Plantar flexors (PF). In the last three columns, individuals are classified as asymmetrical if ratio (high/low) was greater than 1.08 and 1.04 respectively for step length and double support time (Patterson et al., 2010b).

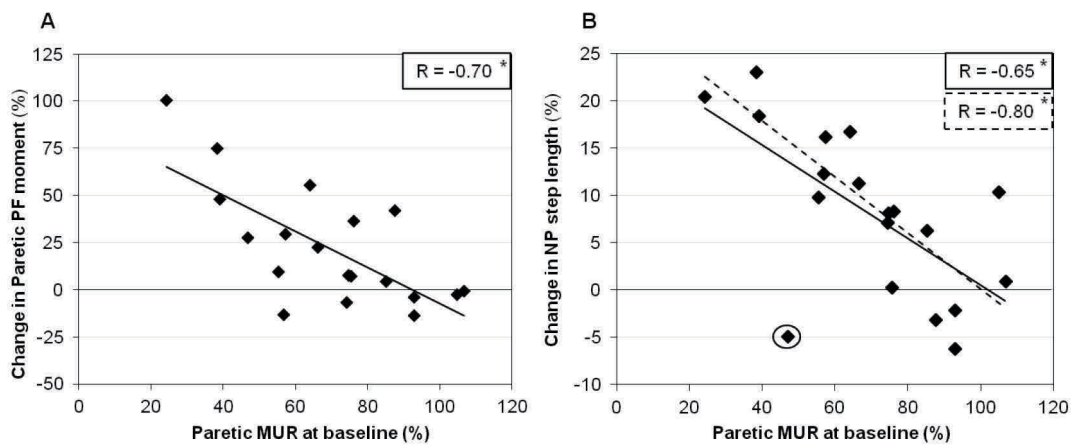
## 5.5.9. Figures

FIGURE 5-12



**Figure 5-12.** Relationships between PF MUR at baseline and change in step length asymmetry ratios (A) and change in double support time asymmetry ratios (B). Full diagonal lines represent the regression lines and dotted line in panel A represents the regression line without the individual marked with a circle. The R value with this subject excluded was significant with value of 0.51. \* Significant relationships ( $p < 0.05$ ) Abbreviations: Muscular utilization ratio (MUR); Double support (DS).

**FIGURE 5-13**

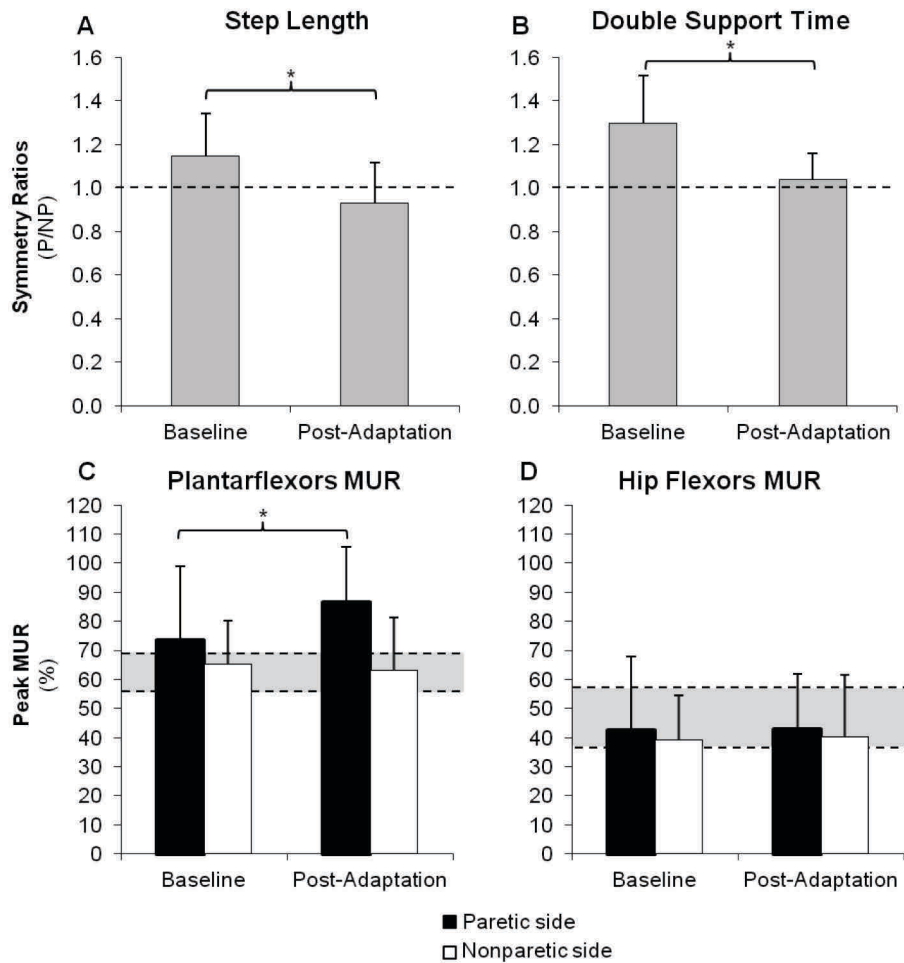


**Figure 5-13.** Relationships between PF MUR at baseline and change in paretic PF joint moment (**A**) and change in non-paretic step length (**B**). Black diagonal lines represent the regression lines and dotted line in the panel B represents the regression line without the individual marked with a circle. The  $r$  without this data was  $-0.80$  (dotted rectangle).

\* Significant relationships ( $p < 0.05$ ) Abbreviations: Muscular utilization ratio (MUR); Non-paretic (NP).



**FIGURE 5-14**



**Figure 5-14.** Comparison between baseline and post-adaptation periods for symmetry ratios of step length (A), symmetry ratios of double support time (B), peak MUR of paretic and non-paretic plantar flexors (C), peak MUR of paretic and non-paretic hip flexors (D). The asterisk (\*) represent a significant difference between conditions ( $p < 0.05$ ). The dotted line represents perfect symmetry in graphs A and B. The grey area in graph C and D represent the 95% confidence interval of peak MUR values of ten healthy individuals of the same group of age during self-selected treadmill gait speed (data published in a previous study; paper under review (Article #3 de cette thèse)).

## **5.4. Article #5 : Perception threshold of locomotor symmetry while walking on a split-belt treadmill in healthy elderly individuals**

Sélène Lauzière, MSc<sup>1,2</sup>, Carole Miéville, MSc<sup>1,2</sup>, Cyril Duclos, PhD<sup>1,2</sup>, Rachid Aissaoui, PhD<sup>1,2,3</sup>, Sylvie Nadeau, PhD<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Québec, Canada

<sup>2</sup>École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada

<sup>3</sup>Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CRCHUM), Québec, Canada

*\* Article publié dans la revue Perceptual and Motor Skills 2014,118(2):475-490*

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, soit : le développement et l'élaboration du protocole de recherche, la collecte des données en laboratoire, le traitement et l'analyse des données biomécaniques et cliniques, l'interprétation de ces données ainsi que la rédaction du présent article. Carole Miéville a également contribué au développement du protocole de recherche, à la collecte des données en laboratoire et au traitement des données biomécaniques de la marche. Elle a également participé à la révision finale de cet article. Dr Cyril Duclos a participé à l'élaboration du protocole de recherche, à la collecte des données en laboratoire, à l'interprétation des données ainsi qu'à la révision de l'article. Dr Rachid Aissaoui a participé à l'élaboration du protocole de recherche, au traitement des données et à la révision de l'article. Finalement, Dre Sylvie Nadeau a encadré et a supervisé chacune des étapes de l'étude et a contribué à l'élaboration du protocole de recherche, à l'interprétation des données ainsi qu'à la révision de cet article.

### **5.4.1. Préface**

La troisième hypothèse principale de cette thèse était que l'incapacité à percevoir l'asymétrie locomotrice pourrait être un facteur expliquant l'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques ainsi que la difficulté à la corriger. Pour mieux interpréter les données perceptuelles recueillies chez les personnes hémiparétiques, il était préalablement nécessairement de déterminer la capacité de percevoir les asymétries locomotrices chez les personnes saines. À l'aide d'un protocole original sur un tapis roulant à DC, cet article visait à déterminer la précision avec laquelle les personnes saines étaient en mesure de percevoir les asymétries locomotrices. Dans un deuxième temps, cet article visait également à cibler les paramètres locomoteurs que les personnes saines utilisaient pour juger de l'asymétrie de leur patron de marche.

### 5.4.2. Abstract

Some hemiparetic patients walk asymmetrically. To better understand the mechanisms of that deficiency, the perception of locomotor symmetry was investigated in healthy elderly individuals. 16 participants (6 women, 10 men;  $M$  age = 70.9 yr.,  $SD = 4.1$ ) walked on a split-belt treadmill either at a self-selected or imposed gait speed. The speed of the two belts was initially similar (or different) and then gradually differed (or matched), so participants had to detect the point of perceived asymmetry (or symmetry). The results revealed that thresholds occurred when the belt speed ratios were .88 and .85. Initial gait speed did not affect the threshold. The parameter that correlated the most with belt speed asymmetry was stance time of the parameters measured. Future studies will investigate whether stroke affects gait symmetry judgments.

### 5.4.3. Introduction

Many people with hemiparesis after a stroke perform functional activities asymmetrically (Bohannon & Waldron, 1991; Patterson, Gage, Brooks, Black, & McIlroy, 2010), e.g., an asymmetrical pattern has been reported during standing (Bohannon & Waldron, 1991), sit-to-stand/stand-to-sit tasks (Lecours, Nadeau, Gravel, & Teixeira-Salmela, 2008; Brière, Nadeau, Lauzière, & Gravel, 2012) and gait (Olney & Richards, 1996; Patterson, Parafianovicz, Danells, Closson, Verrier, Staines, *et al.*, 2008). More specifically, 48% to 60% of post-stroke individuals walk with temporal asymmetry (Patterson, *et al.*, 2008, 2010), while 33% to 49% present step length asymmetry (Patterson, *et al.*, 2008, 2010; Balasubramanian, Neptune, & Kautz, 2009).

Currently, no consensus exists on the criteria to define an asymmetric gait pattern. Patterson, *et al.* (2008) proposed ratios lower than 0.9 or higher than 1.1, while others considered gait asymmetry when significant differences were found between sides (Griffin, Olney, & McBride, 1995; Hesse, Reiter, Jahnke, Dawson, Sarkodie-Gyan, & Mauritz, 1997; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000). More recently, Patterson, *et al.* (2010) analyzed spatio-temporal asymmetry in 161 post-stroke individuals and 81 healthy individuals to identify normative values of gait symmetry and proposed the following definition: post-stroke individuals' gaits are asymmetric when the asymmetry values fall outside the 95% confidence interval of healthy subjects. In light of their analysis, the upper confidence interval limit for step length ratio, stance time ratio, and double-support ratio were 1.08, 1.05, and 1.04, respectively.

According to some authors, individuals with hemiparesis do not perceive themselves as asymmetrical while standing (Bohannon & Schaefer, 1990) or when executing sit-to-stand transfers (Brière, Lauzière, Gravel, & Nadeau, 2010). Recent research found that individuals with chronic hemiparesis had greater errors of perception during sit-to-stand transfers than healthy individuals (effect size = 0.33) when asked to estimate weight-bearing distribution (Brière, *et al.*, 2010; Lauzière, Brière, & Nadeau, 2010). No such data exist for gait, although locomotor perception is important in rehabilitation and gait interventions (e.g., when therapists cue patients to walk with a more symmetrical step length). Until now, the important factors underlying the perception of locomotion have been relatively unknown (Ivanenko, Dominici,

Daprati, Nico, Cappellini, & Lacquaniti, 2011). Proprioceptive, visual, and vestibular inputs are probably very important in perceiving locomotor symmetry. Previous studies suggested that afferents from load receptors could influence the perceived illusion during walking on the split-belt treadmill (Jensen, Prokop, & Dietz, 1998). Nevertheless, other factors such as gait speed and the length of the limb segments, which is independent of joint angles and muscle length (Gandevia, Refshauge, & Collins, 2002), might also play an important role.

Understanding the perception thresholds of gait symmetry and their relationships with gait parameters in normal healthy individuals can lead to improvements in patient's rehabilitation protocols. Thus, the present study had three objectives: to determine the perception threshold of gait symmetry and asymmetry when the gait speed was either self-selected or imposed, and when the differences in belts' speed gradually increased or decreased (see Method for details); to determine which particular parameters of gait (e.g., stance time, double-support time, ground reaction forces) affect the perception threshold of locomotor symmetry; and to quantify the inter-subject variability of perception threshold.

*Hypothesis.* The threshold for detecting locomotor symmetry will be when the belt speed ratio is between 0.80 and 0.90. At this threshold, at least one of the gait parameters will reach the asymmetry cut-off value established by Patterson (1.05 for stance time or 1.04 for double-support time) (Patterson, *et al.*, 2010).

#### **5.4.4. Methods**

##### **5.4.4.1. Participants**

A convenience sample of 16 healthy elderly individuals participated in this study. The inclusion criteria were as follows: no pain in the lower extremities or the trunk, no orthopedic, cardiac or neurological conditions that could interfere with gait and the ability to tolerate at least 3 hours of activity with rest intervals. The sample included 6 women and 10 men,  $M$  age = 70.9 yr. ( $SD = 4.1$ , range: 68–74),  $M$  height = 1.66 m ( $SD = 0.08$ ), and  $M$  weight = 66.8 kg ( $SD = 10.4$ ). The local ethics committee approved the experiment and all participants provided written informed consent for their participation.

#### **5.4.4.2. Physical Examination and Familiarization Period**

A general health questionnaire including questions about pain, surgery, and other medical conditions was used. Touch-pressure sensation was assessed with calibrated Semmes-Weinstein monofilaments (poor to moderate inter-rater reliability, ICC from .18–.58; Collins, Visscher, De Vet, Zuurmond, Perez, 2010). Proprioception was evaluated using an ‘up or down’ segment position of the foot and the big toe. Vibration detection was tested with a 128-Hz tuning fork (Kokmen, Bossemeyer, Barney, & Williams, 1977; Meijer, Smit, Lefrandt, van der Hoeven, Hoogenberg, & Links, 2005; moderate inter-rater reliability, ICC = .60–.70). The Berg Balance Scale was used to evaluate balance (high inter-rater reliability, ICC = .97 (95% CI = .96, .98); Berg, Wood-Dauphinee, & Williams, 1995; Downs, Marquez, & Chiarelli, 2013). To assess lower limb dominance, participants were asked which leg they would use to kick a ball.

Before the experiment, participants familiarized themselves with the split-belt treadmill. This 10-min. familiarization period also enabled the participants to determine a self-selected gait speed (Chang, Shaikh, & Chau, 2009).

#### **5.4.4.3. Assessment of the Perception Threshold of Locomotor Symmetry**

Participants were asked to walk on an instrumented split-belt treadmill (Bertec FIT) with the two belts running at different speeds. Their perception threshold of locomotor symmetry was assessed at two gait speeds: 1 m/sec. and a self-selected gait speed. The order of the two conditions was randomized across participants. To identify the perception threshold of locomotor symmetry, the method of limits with ascending and descending series was used for each speed condition (Ghozlan & Widlocher, 1993; Ehrenstein & Ehrenstein, 1999). The ascending series consisted of an initial stimulus (i.e., belt-speed difference) too weak to be detected; the stimulus was then gradually increased until the participants reported that they were aware of it. Conversely, during the descending series, the stimulus started high, where it was easily perceived, and then was gradually decreased until it became imperceptible.

Figure 5-15 illustrates the experimental protocol, which was the same for both speeds. The participants first walked with both belts running at the same speed for 1 min. (baseline period). The participants then executed the two ascending and descending series. During the

ascending series, both belts initially started at the same speed (1 m/sec. or a self-selected gait speed) and then the speed of the belt under the dominant leg was increased by a step of 0.01 m/sec. every 5 sec., until the participants reported that they perceived themselves as walking asymmetrically. The verbal instruction given to the participants was as follows: “Tell us when you feel a difference between both legs when you are walking.” Conversely, during the descending series, the belts initially started at different speeds and then the speed of the belt under the dominant side was decreased by a step of 0.01 m/sec. every 5 sec., until the participants reported that their gait was symmetrical. The initial belt speed asymmetry level in the descending series was fixed at double the speed of the perception threshold detected by the participant during the ascending series. The verbal instruction given to participants during the descending series was: “Tell us when you feel that both legs are walking the same way.” Participants were only informed that the asymmetry between the belt speeds would increase (ascending series) or decrease (descending series). Participants did not know which belt would change or if both belts would change.

Between each ascending and descending series, a washout period was imposed. During these washout periods, participants walked with both belts running at the same gait speed until they reported that their gait was the same as usual (for at least 2 min.). These washout periods were necessary because walking with belts running at different speeds has been shown to result in gait adaptation that persists after the perturbation (Reisman, Block, & Bastian, 2005). After the first ascending series, participants also had to respond to the following question: “What kind of information did you use to judge your locomotor symmetry?”

For all gait conditions on the treadmill, two handrails were fixed on each side of the treadmill to prevent falls. During the experiment, participants were asked not to look down and were instructed not to touch the handrails during the recording periods. Furthermore, a physical therapist verified the position of the feet to ensure that participants did not cross their feet on the belts, e.g., if the left foot was too close to the right belt, the physical therapist said: ‘left foot left.’ The speed and acceleration of the belts were controlled by a custom-made application designed in NI LabVIEW 2009 SP1, which allowed for belt speed and acceleration increases by minimal step increments of 0.01 m/sec. and 0.01 m/sec.<sup>2</sup>, respectively. Finally, an emergency button was available to stop the treadmill at any time, without any delay.



#### 5.4.4.4. Data Collection

The instrumented split-belt treadmill (Bertec FIT) recorded the three components of the ground reaction force at 600 Hz during the baseline period and during the ascending and descending series. These data allowed for the determination of temporal gait parameters, such as stance and double-support time, using a custom-made application designed in NI LabVIEW 2009 SP1, using the Teager-Kaiser energy operator method to determine gait cycles (Solnik, Rider, Steinweg, DeVita, & Hortobagyi, 2010). The speed of each belt was also recorded during the experiment at a mean frequency of 15 Hz. For the baseline period, data were analyzed after 30 sec. of walking.

#### 5.4.4.5. Analyses

Stance time refers to the total duration that the foot is in contact with the ground. Double-support time is defined as the time when both feet are in contact with the ground. In this paper, right double-support time refers to the double-support time when the left foot is in front of the right foot (i.e., from left heel strike to right toe-off). The perception threshold of locomotor symmetry was calculated using the absolute difference between each side (fast belt–slow belt) and the ratio of the slow belt to the fast belt. A ratio of 1.0 indicates a tied-belt condition. Therefore, the more significant the difference is between belt speeds, the smaller the asymmetry ratio will be. For the gait parameters at perception threshold, temporal parameters (stance time and double-support time) and the vertical and antero-posterior (A-P) peak values of the ground reaction forces (GRF) were averaged for five consecutive gait cycles and then expressed as ratios (value of the slow belt/fast belt) as recommended by Patterson,*et al.* (2010). P1 and P2, which respectively correspond to the maximal values reached at weight acceptance and push-off, were analyzed for the A-P component of the GRF. The maximal value during these same gait events, identified as P1 and P2, were used for the vertical GRF. Data for peak GRF were presented because it is information that individuals could use to perceive the threshold of locomotor symmetry. Indeed, modification of actual body loading could be perceived by participants via different mechanisms, such as sense of effort or afferent input from load receptors (Jensen,*et al.*, 1998).

The normal distribution of the variables, perception threshold (absolute differences and ratios), and gait parameters (temporal and GRFs ratios) were assessed via the Kolmogorov–Smirnov test. Equality of variance was assessed using Levene’s test. Paired Student’s *t* tests and intraclass correlation coefficients (ICC) using an absolute agreement definition with a 95% confidence interval were respectively used to assess the difference and correlation between the two trials of the same condition (i.e., ascending series and descending series). Since there was no significant difference and because a good correlation (ICCs = .79–.90) existed between the trials, the mean value of the two trials was used for all subsequent analyses. The influence of the gait speed (imposed versus self-selected) and series (ascending versus descending) on the perception thresholds was assessed via two-way repeated-measures analyses of variance (ANOVAs). The relationship between the self-selected gait speed and the perception threshold was assessed using Pearson correlation coefficients. ICCs using an absolute agreement definition were also used to examine the relationship between the ascending and descending series trials. The relationship between the symmetry belt speed ratios and the symmetry gait parameter ratios was assessed by Pearson correlation coefficients. Gait parameter symmetry ratios at baseline and at perception threshold were compared using paired Student’s *t* tests. All statistics were performed using SPSS Version 20 software with the level of significance set at .05.

#### **5.4.5. Results**

All participants satisfied the eligibility criteria for the study. The mean self-selected gait speed on the treadmill was 1.25 m/sec. ( $SD = 0.1$ ), and all participants scored 56/56 on the Berg Balance Scale. Furthermore, participants perceived the vibration of the 128-Hz tuning fork for a mean 10.45 sec. ( $SD = 4.1$ ), felt the #4.31 Semmes-Weinstein monofilament and scored  $\geq 8/10$  for the proprioception test. These values are normal for this age group (Kokmen,*et al.*, 1977; Berg, 1989; Richardson, 2002; Bohannon & Andrews, 2011).

Figure 5-16 presents the perception thresholds of locomotor symmetry in both self-selected and imposed gait speed that gradually ascended or descended. As can be seen in the figure, detections of symmetry/asymmetry occurred when the ratio of speed was 0.85 and

0.88, which correspond to absolute belt speed differences of 0.23 m/sec. ( $SD = 0.11$ ) and 0.19 m/sec. ( $SD = 0.11$ ), respectively.

No statistically significant correlation was found between the self-selected gait speed and the perception threshold ( $r \leq .22$ ). Also, a two-way repeated-measures ANOVA revealed that the perception threshold of locomotor symmetry was not significantly different between the 1 m/sec. speed and the self-selected speed for the symmetry ratio ( $F_{1,15} = 0.43$ ,  $p = .52$ , effect size  $r = 0.16$ ) or for the absolute differences ( $F_{1,15} = 2.01$ ,  $p = .18$ , effect size  $r = 0.34$ ). Subsequent analyses will therefore be presented only for the self-selected gait speed condition.

The perception threshold of locomotor symmetry differed between the ascending and descending series in both the symmetry ratio ( $F_{1,15} = 4.93$ ,  $p = .04$ , effect size  $r = 0.50$ ) and the absolute differences ( $F_{1,15} = 4.66$ ,  $p = .05$ , effect size  $r = 0.49$ ) of the belt speed (Figure 5-16). The difference between the fast and slow belts was smaller during the ascending series compared to the descending series (ratio:  $0.88 \pm 0.06$  vs  $0.85 \pm 0.05$  and difference:  $0.19 \pm 0.11$  vs  $0.23 \pm 0.11$  m/sec. for ascending and descending series, respectively). Despite these significant differences, the ICC between the perception threshold for the ascending and descending series were high (ICC = 0.93, 95% CI = 0.43, 0.98; Figure 5-17). Inter-subject variability of the perception threshold was higher for the absolute differences than for the symmetry ratios. Variation coefficients varied from 47% to 59% for the absolute differences compared to 7% for the symmetry ratios.

Participants described their subjective perception of their locomotor symmetry using different sensory information. The subjective answers can be grouped into three main categories: temporal information (speed of the leg or stance time spent on one leg compared to the other), muscular effort, and balance. Four participants perceived their locomotor symmetry based on more than one category, e.g., one participant reported that he felt that his dominant leg moved faster and produced higher muscular effort than his non-dominant leg. Overall, 12/16 (75%) participants based their perception on temporal aspects, 6/16 (37.5%) on the difference in muscular effort between both legs, and 2/16 (12.5%) based their perception on balance.

Table 5-6 presents the gait parameter symmetry ratios at baseline and at perception threshold for the ascending and descending series. The stance time ratios, P1 of the vertical GRF, and P2 of the A-P GRF, differed significantly between baseline and perception threshold for ascending series. For the descending series, stance time ratios, P1 of the vertical GRF, and P1 and P2 of the A-P GRF, differed significantly between baseline and perception threshold. As can be seen in Figure 5-18, only stance time significantly correlated with the belt speed ratio, with Pearson correlation coefficients of  $-0.80$  for the ascending series and  $-0.81$  for the descending series.

#### **5.4.6. Discussion**

The first goal of this study was to determine the perception threshold of locomotor symmetry in healthy elderly individuals. The results revealed a mean perception threshold ratio at a self-selected speed of 0.88 and 0.85 during the ascending and descending series, respectively, which corresponds to respective belt speed differences of 0.19 and 0.23m/sec. The perception threshold was higher during the descending series in line with previous reports (Ghozlan & Widlocher, 1993; Ehrenstein & Ehrenstein, 1999; Nakatani, 2011). This finding could be explained, in part, by an adaptive phenomenon. Previous study has shown that an abrupt perturbation will lead to a more significant locomotor adaptation than a gradual perturbation (Torres-Oviedo & Bastian, 2012). In our study, the descending series consisted of an abrupt perturbation because the belt speed started with high asymmetry, whereas the ascending series corresponded to a gradual perturbation because the belts were initially running at the same speed and then were gradually increased. Therefore, in a descending series, it is possible that individuals progressively adapt their gait pattern to reduce the lower limb asymmetry (Reisman,*et al.*, 2005; Reisman,*et al.*, 2007; Torres-Oviedo & Bastian, 2012). This behavior might have caused them to feel more symmetrical than they really were, thus resulting in early detection of gait symmetry. This adaptive phenomenon probably did not affect the perception threshold during the ascending series since the perturbation was gradual. Moreover, psychophysics studies reported that descending series are generally less distinct than ascending series and that participants may find it more difficult to perceive when the stimulus disappears (i.e., detect ‘normality’/symmetric gait) compared to when it appears (i.e.,

detect a change/asymmetric gait) (Goldberg & Lindblom, 1979; Duke, McEvoy, Sibbritt, Guest, Smith, & Attia, 2007).

Another objective was to determine the effect of gait speed on the perception threshold of locomotor symmetry. This was necessary because people with physical disabilities (e.g., after stroke) often walk at slower speed than healthy individuals. Results showed that gait speed did not influence the perception threshold of locomotor symmetry. This finding is further strengthened by the fact that no correlation was found between the self-selected gait speed and the perception threshold. It is possible, however, that greater differences in gait speeds may lead to different results.

In this study, the symmetry ratios (ascending and descending) of various gait parameters at perception threshold were also examined in order to determine whether a specific gait parameter guided the participants' perception of locomotor symmetry. Many parameters were significantly different between baseline and at the moment that the threshold was identified. However, only the stance time ratio significantly correlated with the belt speed ratio at perception threshold. Previous studies have shown that stance time is directly controlled by the belt speeds, and consequently, this parameter never adapts over time (Reisman, *et al.*, 2005, 2007). As reported by Reisman *et al.* (2005, 2007) during a perturbation with the belts running at different speeds, changes in the stance time ratio are immediate and persist throughout the period of perturbation. The double-support time asymmetry, initially created during split-belt treadmill walking, progressively decreases during the period of perturbation (Reisman *et al.*, 2005, 2007) as does the GRF (unpublished data from our laboratory). This adaptation could explain why these parameters did not correlate with the belt speed ratio at perception threshold.

The finding that stance time asymmetry (or symmetry for the descending series) might be the criteria that participants used to identify the threshold is corroborated by the subjective information reported by participants; most participants (75%) reported using temporal information to judge their locomotor symmetry. The stance time symmetry ratios at perception threshold were 1.05 and 1.06 for the ascending and descending series, respectively. These ratios are similar to the cut-off value recommended for discriminating symmetrical from

asymmetrical individuals during gait by Patterson *et al.* (2010) and Patterson, Nadkarni, Black, and McIlroy (2012), thereby supporting our hypothesis.

A third objective of the present study was to quantify the inter-subject variability of the perception threshold of locomotor symmetry. As illustrated in Figure 5-16, the inter-subject variability was lower for the symmetry ratios compared to the absolute differences between belt speeds. The coefficients of variation varied from 47% to 59% for the absolute differences, whereas they were only 7% for the symmetry ratios. These results indicate very good inter-subject reproducibility of the perception threshold in terms of the symmetry ratio. Even though the inter-subject variability of locomotor symmetry perception was relatively high for the absolute differences, it is important to note that the intra-subject variability was low, as shown by the good inter-trial reliability found between the two trials of the same condition. Furthermore, a strong correlation was found for the perception threshold during the ascending and descending series (ICC=.93, 95% CI=.43, .98). All these observations attest to the good reproducibility of the participants' perceptions. The higher between-subject variability might be explained, in part, by the fact that participants used different references to judge their symmetry during gait as revealed by the subjective reports. Considering that all participants obtained normal scores in the sensitivity tests (light-touch pressure, proprioception and vibration), their sensitivity status cannot explain the high level in between-subject variability.

The perception thresholds found in the present study may provide some clues for a split-belt treadmill protocol used in rehabilitation. Thus, studies with a split-belt treadmill showed that the strategy for re-educating locomotor symmetry is to run each side of the split-belt treadmill at a different speed in order to exaggerate the person's step length asymmetry. The exaggerated error then forces the nervous system to make corrections. Therefore, perception threshold of locomotor asymmetry could be the minimum ratio needed to create such an adaptation in the gait pattern. This information is important because until now, studies used an arbitrary ratio (usually 2:1) to restore step length asymmetry in stroke individuals. However, this ratio often induced a hypercorrection of the step length asymmetry, resulting in an asymmetrical step length on the contralateral side. Future studies with split-belt treadmills are needed to confirm this hypothesis. Also, the fact that individuals based their perception on temporal information is clinically relevant. Therapists who work with populations affected by

gait asymmetry must provide more retroaction about temporal parameters when they re-educate the gait pattern.

#### **5.4.6.1. Limitations**

One of the limitations of the present study is the number of participants ( $n=16$ ). Furthermore, the between-subject variability was high. To use this perception threshold as a reference value, it is necessary to consider a deficit in symmetry perception when the perception threshold is higher than two standard deviations of the mean value. Therefore, for a perception threshold during an ascending series, values lower than .76 could be considered as a deficit in detecting the difference between limbs. Also, typical limitations in psychophysical studies are errors related to the psychophysical method. Two common types of bias are errors of habituation and expectation. In the present study, all precautions were taken to avoid these errors. The instructions were clear and a familiarization was allowed before testing. Furthermore, to reduce errors of expectation, the starting stimulus (initial level of asymmetry) in the descending series was set to double the threshold perceived during the preceding ascending series. Therefore, the level of initial asymmetry used in the descending series was not always the same, which is known to be the best way to reduce errors of expectation (Gescheider, 1985). Furthermore, belt speeds were unknown to the participants. In the present study, no significant difference was detected between the two trials of the same condition. This confirms that these biases did not affect participants' determination of the perception threshold. Also, other gait parameters (step length, net moments, etc.) not reported in the present study could be important in perceiving locomotor symmetry. Finally, a gait speed of 1.0m/sec. is still faster than that the gait speed of many stroke individuals (Patterson *et al.*, 2012). Therefore, one can argue that this could be a limitation of the present study as a reference value for this population. However, as previously mentioned, our results suggest that there is no gait speed effect on the perception threshold of locomotor symmetry.

#### **5.4.7. Conclusion**

As a group, the healthy elderly individuals perceived themselves as asymmetrical when the belt speed ratio was .88 and .85 in the ascending and descending series, respectively. The results also showed that initial gait speed did not affect the perception threshold of locomotor

symmetry. The stance time ratio was highly correlated with belt speed asymmetry, suggesting that this factor should be considered when determining gait pattern symmetry. These data will be used in a future study to determine whether stroke participants adequately perceive their asymmetrical locomotor pattern.



### 5.4.8. Table

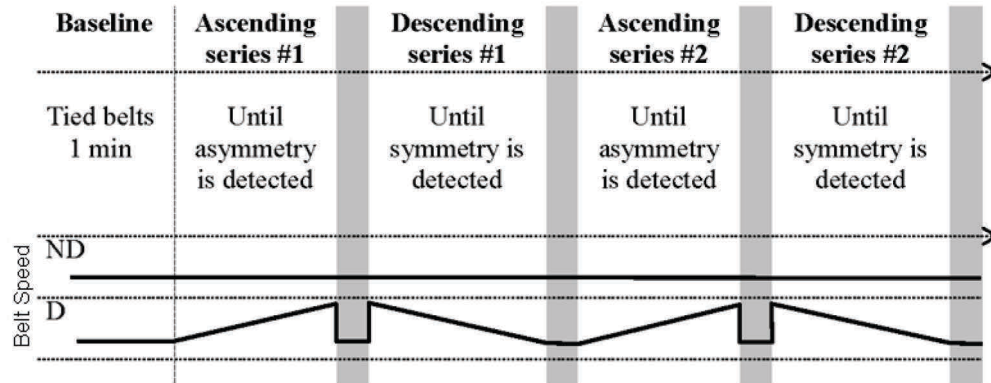
**TABLE 5-6.** Gait Parameters at Baseline and at Asymmetry Perception Threshold in Ascending and Descending Series of Self-Selected Speed.

Gait Parameters	Baseline		Ascendant		Descendant		Comparisons: baseline vs ascendant series			Comparisons: baseline vs descendant series		
	Ratios (slow/fast)		Threshold Ratios (slow/fast)		Threshold Ratios (slow/fast)		<i>df</i>	<i>p</i>	ES	<i>df</i>	<i>p</i>	ES
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>						
Belt Speed	1.00	0.00	0.88*	0.06	0.85*	0.05	15	<.001	0.90	15	<.001	0.93
Stance Time	1.00	0.02	1.05*	0.04	1.06*	0.04	15	<.001	0.81	15	<.001	0.86
DS Time	1.01	0.07	1.03	0.06	1.03	0.07	15	.35	0.24	15	.31	0.26
P1 Vertical GRF	1.01	0.06	1.04*	0.08	1.05*	0.07	15	.007	0.62	15	.01	0.61
P2 Vertical GRF	1.01	0.04	1.00	0.04	0.99	0.05	15	.67	0.11	15	.22	0.32
P1 A-P GRF	1.05	0.16	0.87*	0.18	0.86*	0.15	15	.001	0.72	15	.004	0.66
P2 A-P GRF	0.99	0.12	0.97	0.08	0.93*	0.10	15	.11	0.40	15	.03	0.53

*Note.*—For the A-P component of the GRF, P1 and P2 respectively correspond to the maximal values reached at weight acceptance and at push-off; for the vertical component, the maximal values during the same gait cycle phases were identified as P1 and P2. Statistical comparisons were done between baseline ratios and ascendant ratios and between baseline ratios and descendent ratios. A-P= anteroposterior; GRF=ground reaction forces, DS=double-support; ES=effect size *r*; \*Significant difference between conditions,  $p<.05$ .

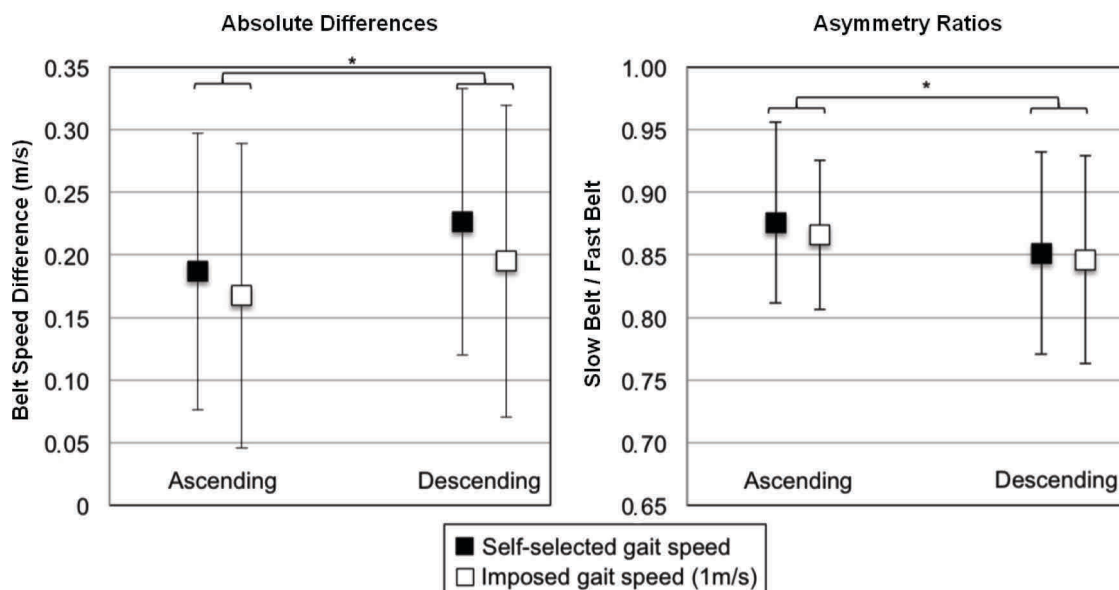
## 5.4.9. Figures

FIGURE 5-15



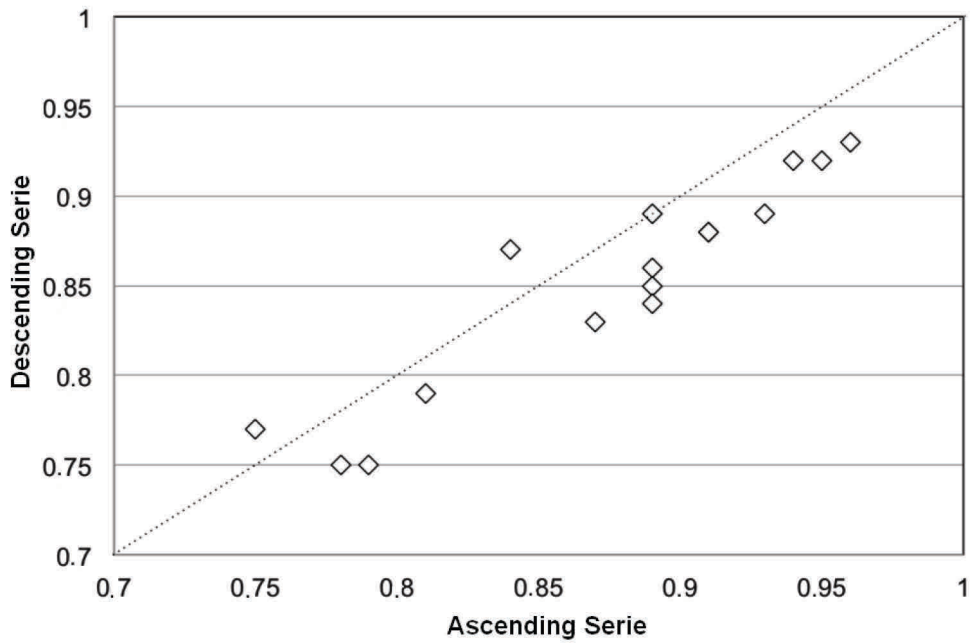
**Figure 5-15.** Schematic illustration of the sequence of each walking condition on the split-belt treadmill. The grey zones correspond to washout periods. D and ND refer to the belt under the dominant and non-dominant leg, respectively. This experimental protocol was repeated using two different gait speeds (1 m/sec. and a self-selected gait speed).

FIGURE 5-16



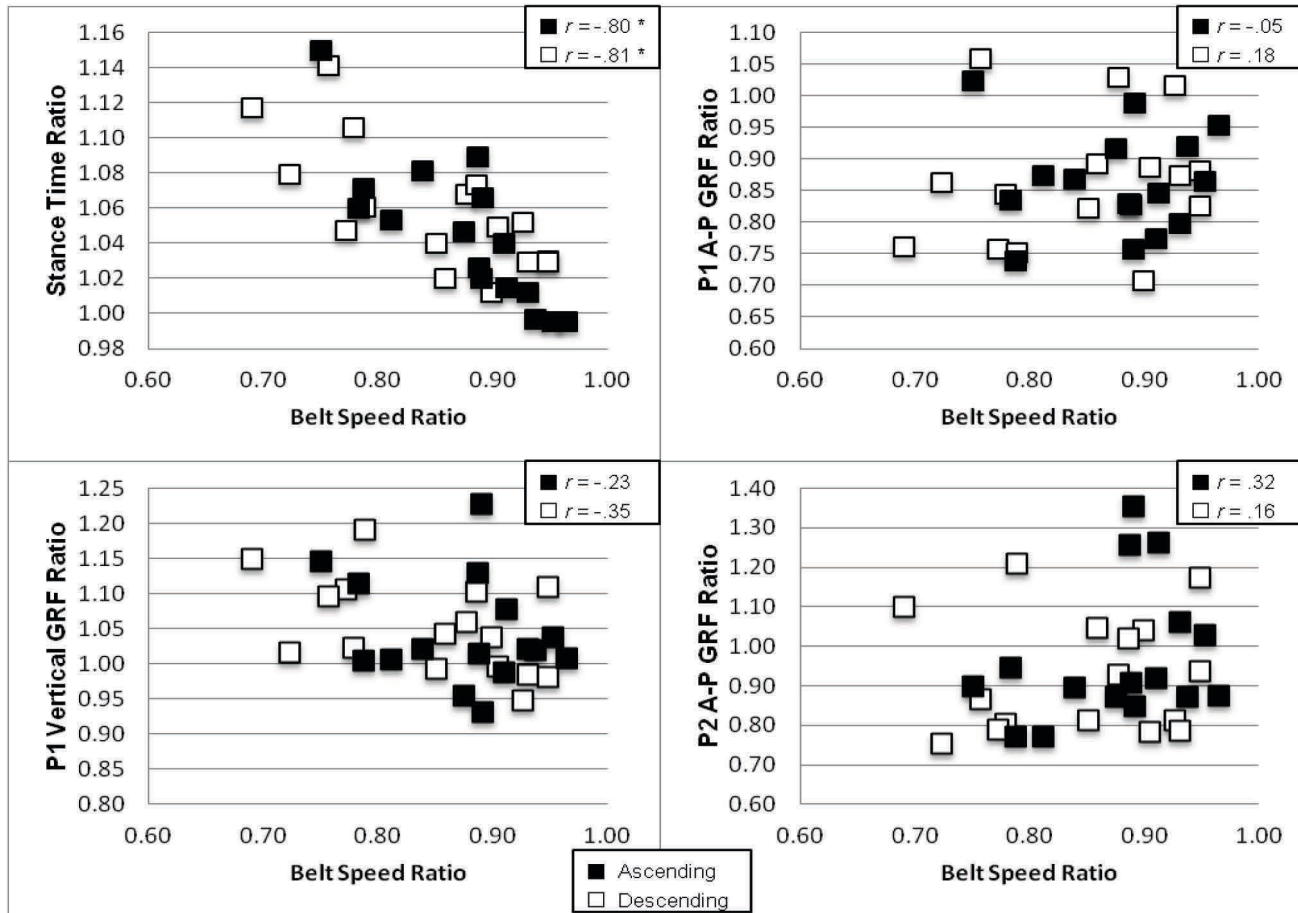
**Figure 5-16.** Perception threshold of locomotor symmetry. The left graph presents the mean absolute differences (m/sec.) and one standard deviation between the fast (dominant) and slow (non-dominant) belts at perception threshold. A difference of 0 indicates a tied-belt condition. The right graph shows the mean symmetry ratios (slow belt/fast belt) at perception threshold. A symmetry ratio of 1 indicates a tied-belt condition. \*Significant difference between perception threshold during the ascending and descending series ( $p < .05$ ). No significant difference was found between the perception thresholds for the two gait speeds (1 m/sec. vs self-selected gait speed).

**FIGURE 5-17**



**Figure 5-17.** Relationship between belt speed ratios at perception threshold during the ascending and descending series. The intra-class correlation coefficient was .93. The dotted diagonal line represents a perfect linear relationship between the conditions.

FIGURE 5-18



**Figure 5-18.** Relationship between belt speed ratios and different gait parameters at perception threshold in ascending and descending series. Pearson correlation coefficients ( $r$ ) are also presented on each graph. GRF=ground reaction forces; A-P=antero-posterior; P1 and P2 represent the first and second peaks of the ground reaction forces. \*Significant correlation between belt speed ratio and stance time ratio ( $p < .001$ ).

#### 5.4.10. References

- Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2009) Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait & Posture*, 29, 408-414.
- Berg, K. (1989) Balance and its measure in the elderly: a review. *Physiotherapy Canada*, 41, 240-246.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. I. (1995) The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27, 27-36.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (2011) Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97, 182-189.
- Bohannon, R. W., & Schaefer, L. (1990) Perception of unilateral weightbearing during unilateral and bilateral upright stance. *Perceptual & Motor Skills*, 71, 123-128.
- Bohannon, R. W., & Waldron, R. M. (1991) Weightbearing during comfortable stance in patients with stroke: accuracy and reliability of measurements. *Australian Journal of Physiotherapy*, 37, 19-22.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010) Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 41, 1704-1708.
- Brière, A., Nadeau, S., Lauzière, S., & Gravel, D. (2012) Weight-bearing and effort distributions at the lower limbs during the five-repetition sit-to-stand test in hemiparetic and healthy individuals. *ISRN Rehabilitation*, 1-7.
- Chang, M. D., 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, H.C., Zuurmond, W.W.A., Perez, R.S.G. (2010) Reliability of the Semmes Weinstein Monofilaments to measure coetaneous sensibility in the feet of healthy subjects. *Disability and Rehabilitation*, 32, 2019-2027.
- Downs, S., Marquez, J., & Chiarelli, P. (2013) The Berg Balance Scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 59, 93-99.
- Duke, J., McEvoy, M., Sibbritt, D., Guest, M., Smith, W., & Attia, J. (2007) Vibrotactile threshold measurement for detecting peripheral neuropathy: defining variability and a normal range for clinical and research use. *Diabetologia*, 50, 2305-2312.
- Ehrenstein, W. H., & Ehrenstein, A. (1999) Chapter 43: Psychophysical methods. In U. Windhorst and H. Johansson (eds.) *Modern techniques in neuroscience research*. Germany, Berlin:Springer-Verlag. Pp. 1211-1241.
- Gandevia, S. C., Refshauge, K. M., & Collins, D. F. (2002) Proprioception: peripheral inputs and perceptual interactions. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 508, 61-68.

- Gescheider, G. A. (1985) *Psychophysics: method, theory, and application*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates. 295 p.
- Ghozlan, A., & Widlocher, D. (1993) Ascending-descending threshold difference and internal subjective judgment in CFF measurements of depressed patients before and after clinical improvement. *Perceptual & Motor Skills*, 77, 435-439.
- Goldberg, J. M., & Lindblom, U. (1979) Standardised method of determining vibratory perception thresholds for diagnosis and screening in neurological investigation. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 42, 793-803.
- Griffin, M. P., Olney, S. J., & McBride, I. (1995) Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait & Posture*, 3, 132-142.
- Hesse, S., Reiter, F., Jahnke, M., Dawson, M., Sarkodie-Gyan, T., & Mauritz, K. H. (1997) Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78, 719-724.
- Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Daprati, E., Nico, D., Cappellini, G., & Lacquaniti, F. (2011) Locomotor body scheme. *Hum Mov Sci*, 30, 341-351.
- Jensen, L., Prokop, T., & Dietz, V. (1998) Adaptational effects during human split-belt walking: influence of afferent input. *Experimental Brain Research*, 118, 126-130.
- Kokmen, E., Bossemeyer, R. W., Jr., Barney, J., & Williams, W. J. (1977) Neurological manifestations of aging. *Journal of Gerontology*, 32, 411-419.
- Lauzière, S., Brière, A., & Nadeau, S. (2010) Perception of weight bearing distribution during sit-to-stand task in healthy young and elderly individuals. *Perceptual & Motor Skills*, 11, 187-198.
- Lecours, J., Nadeau, S., Gravel, D., & Teixeira-Salmela, L. F. (2008) Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat-off during rising from a chair in healthy controls and persons with hemiparesis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40, 200-207.
- Marques, B., Colombo, G., Muller, R., Dursteler, M. R., Dietz, V., & Straumann, D. (2007) Influence of vestibular and visual stimulation on split-belt walking. *Experimental Brain Research*, 183, 457-463.
- Meijer, J.W., Smit, A.J., Lefrandt, J.D., van der Hoeven, J.H., Hoogenberg, K., & Links, T.P. (2005) Back to basics in diagnosing diabetic polyneuropathy with the tuning fork! *Diabetes Care*, 28, 2201-2205.
- Nakatani, K. (2011) The serial effect in the method of limits is the effect of adaptation and aftereffect. *Perception ECVF Abstract Supplement*, 40, 224.
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996) Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics. *Gait and Posture*, 4, 136-148.
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010) Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*, 31, 241-246.

- Patterson, K. K., Nadkarni, N. K., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2012) Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait & Posture*, 35, 590-594.
- Patterson, K. K., Parafianovicz, 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 & Rehabilitation*, 89, 304-310.
- Reisman, D. S., Block, H. J., & Bastian, A. J. (2005) Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *Journal of Neurophysiology*, 94, 2403-2415.
- Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K., & Bastian, A. J. (2007) Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, 130, 1861-1872.
- Richardson, J. K. (2002) The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1553-1558.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000) Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12, 34-45.
- Solnik, S., Rider, P., Steinweg, K., DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2010) Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 110, 489-498.
- Torres-Oviedo, G., Bastian, A.J. (2012) Natural error patterns enable transfer of motor learning to novel context. *Journal of Neurophysiology*, 107, 346-356.



## 5.5. Résultats supplémentaires

Dans cette section, les résultats quant à la capacité de perception de l'asymétrie locomotrice et des efforts musculaires lors de la marche chez les personnes hémiparétiques seront présentés.

### 5.5.1. La capacité de perception de l'asymétrie spatio-temporelle chez les personnes hémiparétiques

Tout d'abord, il faut préciser qu'aucun participant ne présentait d'héminégligence selon le test des cloches (Gauthier, Dehaut, & Joannette, 1989). Toutefois, deux participants ayant une atteinte lésionnelle droite présentaient une hémianopsie, telle que mesurée par le « *Clinical test of the object moving in the visual field* » (Pedretti, 1985). De plus, un participant avait une perte de vision d'un oeil (non reliée à l'AVC). Ces participants ont tout de même été inclus dans l'analyse puisque leur performance ne changeait pas l'interprétation des résultats.

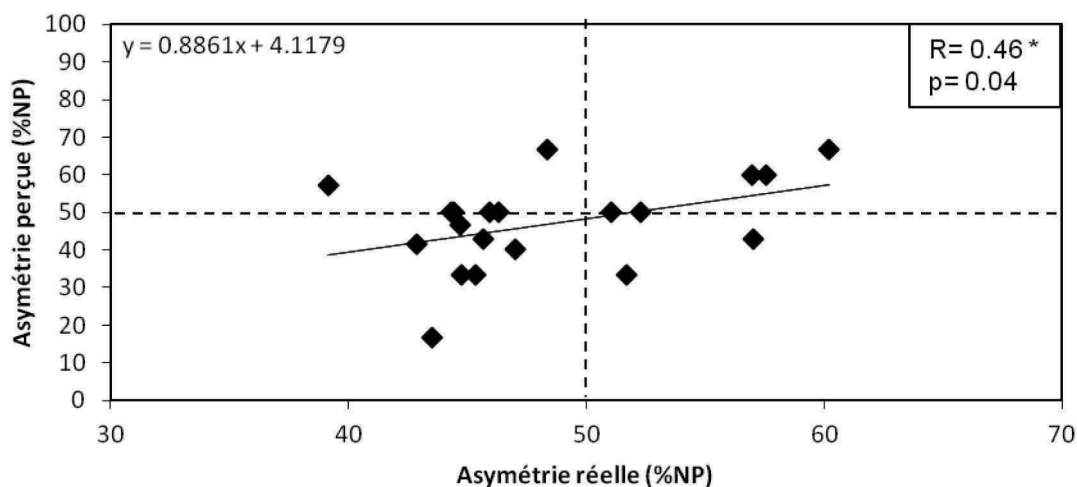
Lors de la marche sur tapis roulant, alors qu'il était demandé d'identifier spécifiquement la direction de l'asymétrie de la durée d'appui (symétrique, P plus long, NP plus long ou je ne sais pas) et de la longueur de pas, 18 participants sur 22 ont bien identifié leur asymétrie de durée d'appui alors que huit participants ont identifié correctement leur asymétrie de la longueur de pas. Le test exact de Fisher (*Fisher's exact test*) a reporté une différence significative entre la concordance des paires de ces deux paramètres ( $p < 0.005$ ). Le Tableau 5-7 présente dans une table de contingence les paires concordantes et non concordantes pour ces deux paramètres locomoteurs.

**Tableau 5-7.** Table de contingence présentant les paires concordantes et non concordantes quant à la capacité de percevoir l'asymétrie des paramètres spatial et temporel sur tapis roulant.

	Longueur de pas	Durée d'appui	Total
Paires concordantes	8	18	26
Paires non concordantes	14	4	18
Total	22	22	44

### 5.5.2. La capacité de percevoir l'asymétrie des efforts musculaires lors de la marche chez les personnes hémiparétiques

La capacité de perception de l'effort musculaire a été évaluée chez 20 personnes hémiparétiques (dont huit femmes) d'une moyenne d'âge de  $49,8 \pm 13,2$  ans. Une corrélation significative, mais faible, a été trouvée entre l'asymétrie perçue et l'asymétrie réelle des efforts musculaires ( $R = 0.46$ ,  $p = 0.04$ ). Rappelons que ces asymétries étaient obtenues par l'indice d'asymétrie suivant :  $[(\text{valeur perçue du côté NP}/(\text{valeur perçue du côté NP} + \text{valeur perçue du côté P}) * 100]$ . La Figure 5-19 présente cette relation ainsi que l'équation de régression qui l'exprime.



**Figure 5-19.** Relation entre l'asymétrie perçue et l'asymétrie réelle des efforts musculaires.

## **Chapitre 6. Discussion**

Comme il a été décrit dans la revue de la littérature incluant l'article #1, les personnes hémiparétiques présentent diverses asymétries locomotrices. Plusieurs déficits sensorimoteurs sont associés à celles-ci, sans toutefois en expliquer la totalité. Il est également démontré que ces personnes ont la capacité de réduire leur asymétrie spatio-temporelle sur demande ou lors de diverses interventions (Lamontagne & Fung, 2004; Reisman et al., 2007, 2009; Roerdink et al., 2007). Ainsi, l'objectif principal de ce projet de doctorat était d'amener de nouvelles pistes pour expliquer pourquoi les personnes hémiparétiques présentent un patron de marche asymétrique alors qu'elles ont la capacité de marcher plus symétriquement. Trois hypothèses associées à la symétrie des efforts, à l'exigence musculaire d'une marche plus symétrique au niveau spatio-temporel et à la capacité de percevoir différentes asymétries locomotrices ont été vérifiées. Puisque les résultats de ce projet ont déjà été discutés dans la discussion de chacun des articles de la thèse (Articles #2 à #5), cette section visera davantage à préciser certains aspects et à amener de nouveaux éléments explicatifs. Dans cette discussion, une première section présentera une synthèse des principaux résultats de recherche. Ces derniers seront par la suite discutés dans les sections subséquentes. Finalement, les principales limites de l'étude, les retombées cliniques ainsi que les avenues futures de recherche seront présentées.

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

Tout d'abord, l'article #1 a présenté une revue de la littérature sur l'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques. Cet article a mis en évidence la pertinence de l'évaluation biomécanique de la marche pour tenter de mieux comprendre les différentes asymétries locomotrices présentes chez ces personnes puisque les déficits sensorimoteurs à eux seuls ne permettent pas d'expliquer la grande variabilité des asymétries observées.

Deuxièmement, l'article #2 a démontré qu'à la suite d'une période d'adaptation sur le tapis roulant à DC avec des vitesses inégales, les personnes saines et hémiparétiques présentaient des changements cinétiques bilatéraux, dont une augmentation du moment FP du côté de la courroie lente et une réduction de celui du côté de la courroie rapide. De plus, ces changements étaient corrélés avec les changements des longueurs de pas controlatéraux. Ces

résultats confirmaient donc notre postulat de départ qui stipulait que les personnes hémiparétiques avaient une réserve musculaire qu'elles n'utilisaient pas lors de la marche confortable et qu'elles étaient en mesure d'utiliser pour modifier leur asymétrie spatio-temporelle.

Troisièmement, quant à l'hypothèse associée à la symétrie des efforts musculaires des membres inférieurs lors de la marche confortable, l'article #3 a démontré que cette stratégie n'était pas priorisée par tous les participants hémiparétiques. En effet, en regroupant les participants hémiparétiques selon leur niveau d'effort dans les FP P, il a été démontré que ceux présentant de hauts niveaux d'effort avaient des efforts musculaires asymétriques ( $P > NP$ ), et ce, pour les FP et les EH. De plus, chez ces personnes, l'asymétrie des moments à la marche était reliée à l'asymétrie de forces résiduelles (MMP) pour ces deux groupes de muscles, suggérant un rôle de la faiblesse musculaire dans leur asymétrie cinétique. Pour le groupe avec de bas niveaux d'effort, leurs efforts étaient symétriques, mais leur asymétrie des moments musculaires des FP n'était pas reliée à leur asymétrie de forces résiduelles des FP, suggérant que d'autres facteurs que la faiblesse musculaire devaient être pris en considération pour expliquer l'asymétrie des moments de ce groupe de muscles. De façon intéressante, les résultats supplémentaires à l'article #3 ont relevé que le groupe avec de hauts niveaux d'effort dans les FP P percevait également des efforts musculaires plus élevés du côté P que le groupe avec de bas niveaux d'effort et que l'asymétrie des efforts perçus était également plus grande chez le groupe avec de hauts niveaux d'effort.

Quatrièmement, quant à l'hypothèse basée sur les exigences d'une marche plus symétrique, les articles #2 et #4 ont révélé que l'intervention sur le tapis roulant à DC conduisait à une augmentation des moments FP P et des efforts musculaires de ces mêmes muscles en post-adaptation, lorsque ce côté était placé sur la courroie lente lors de la période d'adaptation. Les résultats de l'article #4 ont aussi montré que le niveau d'effort musculaire dans les FP P influençait la capacité d'augmenter le moment FP P et la longueur de pas NP à la suite du protocole d'adaptation sur la courroie lente. De plus, ce quatrième article a mis en évidence qu'une marche plus symétrique conduisait à des efforts plus importants des FP chez les personnes présentant un pas NP plus court ou une durée de double appui plus courte du

côté NP. Ces résultats suggèrent ainsi que la faiblesse musculaire (niveau d'effort musculaire élevé) est un facteur à considérer dans l'explication de l'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques. Finalement, quant à l'hypothèse basée sur la perception de l'asymétrie locomotrice, l'article #5 a suggéré que les personnes saines étaient en mesure de percevoir les asymétries locomotrices induites par le tapis roulant à DC avec un seuil de perception relativement bas et une variabilité intra-individu faible, suggérant une bonne capacité de ces personnes à détecter l'asymétrie. Les résultats supplémentaires à cette thèse ont indiqué que les personnes hémiparétiques percevaient la direction de l'asymétrie temporelle (durée d'appui) plus aisément que celle de l'asymétrie de la longueur de pas. Finalement, chez les personnes hémiparétiques, une faible corrélation significative (positive) entre l'asymétrie réelle des efforts musculaires et l'asymétrie perçue a été observée. Dans les prochaines sections, ces principaux résultats seront discutés et comparés à la littérature pertinente.

### **6.1.1. Les participants à l'étude**

Les personnes hémiparétiques évaluées dans cette thèse présentaient des déficits de force musculaire comparables à celles évaluées lors des différentes études portant sur les TUM (Milot, 2007; Milot et al., 2006). En effet, comparativement aux personnes saines, Milot et al. (2007) ont reporté des diminutions de force du côté P de 46 %, 31 % et 12 % pour les FP, EH et FH respectivement (Milot, 2007). Dans la présente thèse, les données correspondantes étaient de 56 %, 21 % et 20 %. Également, la force entre les côtés différait pour les trois groupes de muscles, avec des différences de 42 %, 15 % et 13 % pour les FP, EH et FH. L'asymétrie plus importante aux FP témoigne d'une atteinte distale plus importante en accord avec les conclusions d'études précédentes (Hsu et al., 2003; Kim & Eng, 2003a).

En ce qui concerne le niveau de retour moteur, les valeurs moyennes obtenues chez nos participants au « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » à la jambe (5,2/7) et au pied (4,2/7) sont similaires à celles obtenues dans les études de Milot et al. (2006) (5,4/7 et 4,8/7) et Brière et al. (2010) (5,2/7 et 3,6/7). Leur niveau d'équilibre mesuré par l'échelle de Berg (53,1/56) est également très près des valeurs obtenues par Brière et al. (2010) (52,2/56) et celles de Milot et al. (2006) (52,4/56).

Chez le groupe de personnes hémiparétiques, la vitesse de marche au sol était diminuée de 31 % comparativement aux normes établies par Bohannon et Andrews (2011) pour un même groupe d'âge (Bohannon & Andrews, 2011) et de 34 % comparativement aux personnes saines évaluées dans cette thèse. Les vitesses de marche confortables au sol étaient de  $0,94 \pm 0,29$  m/s et de  $1,42 \pm 0,15$  m/s pour les groupes hémiparétique et sain. Bohannon et Andrews (2011), pour un groupe d'âges de 50-59 ans, ont identifié une vitesse de 1,37 m/s (lorsque les vitesses des hommes et des femmes sont moyennées). Les participants hémiparétiques dans notre étude marchaient à des vitesses de marche au sol légèrement plus élevées comparativement aux participants des études de Milot et al. (2006) ( $0,86 \pm 0,3$  m/s) et de Brière et al. (2010) ( $0,77 \pm 0,24$  m/s). Puisque l'âge est un facteur associé à la vitesse de marche, cette différence peut s'expliquer par le fait que les participants hémiparétiques de notre étude étaient plus jeunes ( $49,9 \pm 13,2$  ans) que ceux des études de Milot et al. (2006) ( $60,5 \pm 13,4$  ans) et de Brière et al. (2010) ( $58,8 \pm 11,9$  ans). Finalement, il faut préciser que les vitesses de marche des deux groupes de participants étaient moins élevées sur tapis roulant qu'au sol, et ce, de 11 % pour les personnes saines et de 29,8 % pour les personnes hémiparétiques. Cette observation concorde avec les données d'études précédentes qui ont montré une vitesse de marche confortable réduite sur tapis roulant comparativement à la marche au sol chez les personnes saines et hémiparétiques (Bayat, Barbeau, & Lamontagne, 2005; Kautz et al., 2011).

Les données cliniques permettent de conclure que nos participants hémiparétiques se comparent à ceux des études précédentes qui se sont intéressées aux efforts musculaires, à l'exception qu'ils étaient plus jeunes d'une dizaine d'années. Concernant l'asymétrie spatio-temporelle, tous les participants hémiparétiques à l'étude présentaient une asymétrie supérieure à la variabilité des personnes saines préalablement établie par Patterson et al. (2010) dans au moins un des paramètres spatio-temporels. En prenant comme référence un ratio de la valeur la plus élevée sur la plus petite, 12 participants présentaient une asymétrie de la longueur de pas supérieure à 1,08, 14 une asymétrie de la durée de double appui supérieure à 1,04 et 19 une asymétrie de la durée d'oscillation supérieure à 1,06 lors de la condition de marche confortable. En tant que groupe, les participants hémiparétiques présentaient également des asymétries cinétiques significatives pour les moments FP et EH (Articles #2 et #3).

Le groupe hémiparétique était aussi bien apparié au groupe en santé puisqu'aucune différence n'a été relevée concernant l'âge, le poids et la taille (Articles #2 et #3). Les participants en santé ne présentaient pas de différence de force entre les membres inférieurs (Article #2).

### **6.1.2. Les post-effets induits par le protocole sur tapis roulant à DC**

Un des objectifs de cette thèse visait à décrire les exigences en termes d'effort d'une marche plus symétrique chez les personnes hémiparétiques. Pour ce faire, les moments musculaires nets lors de la marche confortable et lors de la période de post-adaptation ont tout d'abord été documentés puisqu'ils estiment la contrainte mécanique sur les articulations et qu'ils sont nécessaires au calcul des TUM.

Il faut préciser qu'à la suite de la période d'adaptation avec les vitesses de courroie inégales, les changements des paramètres spatio-temporels (longueur de pas, durée d'appui et durée de double appui) étaient similaires à ceux reportés dans les études précédentes ayant utilisé un protocole semblable (Dietz et al., 1994; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007; Torres-Oviedo & Bastian, 2012). Ainsi, dans la période de post-adaptation, une asymétrie spatio-temporelle de la longueur de pas et de la durée de double appui était créée chez les personnes saines. Chez les personnes hémiparétiques, comme elles présentaient des asymétries lors de la période de marche contrôle, une meilleure symétrie de la longueur du pas et de la durée de double appui a été observée en post-adaptation lorsque le membre inférieur présentant les paramètres de marche les plus courts (longueur de pas ou durée de double appui) était placé sur la courroie rapide lors de la période d'adaptation, tout comme il a été observé dans les études précédentes (Reisman et al., 2007, 2009).

L'apport spécifique de l'article #2 est d'avoir contribué à une meilleure compréhension des changements cinétiques pouvant expliquer les changements spatio-temporels, en évaluant pour la première fois les changements des moments musculaires nets lors de la période de post-adaptation chez les personnes saines et hémiparétiques. Il fut montré, qu'à la suite de la période d'adaptation sur le tapis roulant à DC avec le membre inférieur P sur la courroie lente, les personnes hémiparétiques (indépendamment de leurs asymétries spatio-temporelles

initiales) augmentaient de 16,5 % le moment FP du côté P (entre 20 % et 60 % du cycle) alors qu'une diminution de 8,1 % du moment FP de la jambe qui était sur la courroie rapide était notée. Ces changements conduisent ainsi à une meilleure symétrie des moments FP. L'augmentation du moment FP P est intéressante d'un point de vue clinique puisque ce moment musculaire, généralement réduit chez les personnes hémiparétiques, est associé à une diminution de la vitesse de marche (Nadeau et al., 1999; Olney, Griffin, & McBride, 1994) et à l'asymétrie spatio-temporelle (Allen et al., 2011). De plus, cela témoigne que les personnes hémiparétiques ont la capacité d'augmenter le moment FP P et donc qu'elles ont une capacité résiduelle de force qu'elles n'utilisent pas lors de la marche à vitesse confortable. Il ne peut être exclu que cette augmentation soit associée à une augmentation du moment passif (Lamontagne, Malouin, & Richards, 2000). Toutefois, l'activité EMG des muscles gastrocnémiens latéraux était aussi augmentée du côté P lors de la période de post-adaptation (Betschart, Lauzière, Miéville, McFadyen, & Nadeau, 2014) (article en préparation) et les angles à la cheville étaient inchangés. De plus, une étude chez les personnes saines a aussi montré une augmentation de l'EMG du muscle gastrocnémien médial dans la période de post-adaptation du côté de la courroie lente (Ogawa, Kawashima, Ogata, & Nakazawa, 2014).

L'examen des moments FP chez les personnes hémiparétiques a révélé un autre point très important. En effet, lorsque le pas P ou la durée du double appui P sont plus courts et que le membre inférieur P est placé sur la courroie rapide, l'amélioration de l'asymétrie de la longueur de pas ou de la durée de double appui est associée à une réduction du moment FP P (19%) et à une détérioration de la symétrie de ces moments. Considérant ces résultats et ceux décrits dans le paragraphe précédent, le protocole d'adaptation sur tapis roulant à DC visant à symétriser la longueur de pas serait pertinente à utiliser surtout avec les personnes ayant un pas NP plus court afin de symétriser les paramètres spatio-temporels tout en améliorant la symétrie des moments FP.

Les changements d'asymétrie des paramètres spatio-temporels obtenus en post-adaptation sont le résultat de combinaisons variées d'augmentation des paramètres du membre inférieur sur la courroie rapide et de réduction des paramètres du membre inférieur sur la courroie lente (Ogawa et al., 2014; Reisman et al., 2007). En effet, des différences



significatives entre les périodes (contrôle et post-adaptation) ne sont pas nécessairement observées dans les paramètres de chacun des membres inférieurs (Ogawa et al., 2014; Reisman et al., 2007). Cela témoigne du fait que les modifications dans chacun des membres inférieurs varient entre les sujets et que c'est en étudiant la différence ou le ratio d'asymétrie entre les deux membres inférieurs qu'il est possible de mieux observer les post-effets. L'article #4 a démontré que, chez les personnes hémiparétiques, une corrélation négative existait entre les niveaux d'effort dans les FP P et l'augmentation de la longueur du pas controlatéral en post-adaptation. Il s'agit d'un élément qui semble pouvoir expliquer, en partie, la variabilité dans les stratégies utilisées pour modifier l'asymétrie des paramètres spatio-temporels. Ce point sera discuté dans la section 6.1.4.3.

### **6.1.3. La relation entre le changement des moments musculaires nets et les changements spatio-temporels**

Comme il a été démontré dans l'article #1 (revue de littérature), l'asymétrie de la longueur de pas peut être influencée par différents facteurs spatiaux, tels que l'asymétrie de progression du tronc vers l'avant lors de l'oscillation et l'asymétrie de placement antérieur du pied par rapport au tronc à l'attaque du talon. Au niveau cinétique, les FP et les FH sont respectivement les principaux contributeurs de ces paramètres spatiaux. Ces groupes musculaires ont donc été ciblés pour cette analyse.

Tout d'abord, tel que présenté dans l'article #2, les moments musculaires nets des membres inférieurs subissent divers changements dans la période de post-adaptation, comparativement à la période de marche contrôle chez les personnes saines et hémiparétiques. Toutefois, à la lumière des résultats et des discussions présentés dans les articles #2 et #4, seuls les changements observés dans les FP permettaient d'expliquer en partie les changements dans la longueur de pas et la durée de double appui observés dans la période de post-adaptation. Ce groupe de muscles sera donc discuté davantage dans cette section.

Les corrélations positives observées chez les personnes saines et hémiparétiques entre l'amplitude du changement du moment FP et l'augmentation de la longueur de pas controlatéral (Article #2) peuvent s'expliquer par le fait que les FP contribuent à l'accélération

du tronc vers l'avant lorsque le membre inférieur controlatéral est en oscillation, ce qui permet d'allonger le pas controlatéral (Allen et al., 2011; Balasubramanian et al., 2007; Turns, Neptune, & Kautz, 2007). En effet, le rôle des FP dans la propulsion vers l'avant du corps est bien documenté dans la littérature (Allen, Kautz, & Neptune, 2014; Kepple et al., 1997; McGowan, Neptune, & Kram, 2008; Turns et al., 2007). De plus, en comparant l'aire sous la courbe lors de la phase propulsive (voir Figure 2-4) des cotés P et NP, il a été montré que l'asymétrie de cette aire était corrélée avec l'asymétrie de la longueur de pas ( $R=-0,75$ ) chez les personnes hémiparétiques (Balasubramanian et al., 2007). Cela signifie que les sujets ayant une plus grande diminution de l'aire du côté P par rapport au côté NP lors de la phase propulsive étaient ceux qui avaient des pas plus courts du côté NP comparativement au côté P. Il est donc justifié de conclure que la réduction du moment FP du membre inférieur qui était sur la courroie rapide peut expliquer la réduction du pas du côté de la courroie lente en post-adaptation en raison de la réduction de l'avancée du corps lors de la phase unipodale. À l'inverse, l'augmentation du moment FP du côté de la courroie lente contribuerait à augmenter la longueur du pas du côté de la courroie rapide.

Une analyse plus approfondie des interactions entre les deux membres inférieurs a permis de constater qu'un moment FP est également observé dans les phases de double appui de la marche, particulièrement chez les personnes hémiparétiques qui marchent lentement. Il arrive donc parfois que le moment maximal FP P soit observé en phase de double appui (c'est-à-dire lorsque le pied NP est déjà posé au sol). Dans cette situation, la corrélation significative entre l'augmentation du moment maximal et la longueur de pas controlatéral (obtenue dans l'Article #2) pourrait être indirecte et s'expliquer par le fait que les personnes ayant des moments maximaux plus élevés ont également des valeurs, précédant et suivant le maximum, plus élevées (voir Figure 2-2). Plusieurs auteurs ont d'ailleurs rapporté que, même dans leur phase excentrique ou isométrique, les muscles FP pouvaient contribuer à l'accélération du corps vers l'avant chez les personnes saines (Kepple et al., 1997; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001) et chez les personnes hémiparétiques (Turns et al., 2007). Ce dernier groupe d'auteurs a appuyé cette observation en montrant une association entre l'aire sous la courbe de la force antérieure propulsive P et l'activité EMG des muscles gastrocnémien médial et soléaire P

quantifiées du milieu jusqu'à la fin de l'appui unipodal. Durant cette période, ces muscles ont, en partie, une activité excentrique.

Outre la progression du tronc lors de l'oscillation, un autre facteur qui influence la longueur de pas est le placement antérieur du pied par rapport au tronc à l'attaque du talon (Roerdink & Beek, 2010). Ce facteur est, entre autres, relié à l'action des FH et donc un changement au niveau des moments FH aurait également pu expliquer les changements dans la longueur de pas dans la période de post-adaptation. En ce sens, des auteurs ont démontré que les personnes hémiparétiques marchant avec une longueur de pas symétrique arrivaient à compenser la faiblesse des FP P par une stratégie compensatoire bilatérale des FH (Allen et al., 2011). Toutefois, aucune différence significative n'a été relevée bilatéralement chez les personnes saines et hémiparétiques lorsque le membre inférieur non dominant (ou P) était sur la courroie lente. Ce facteur n'a donc pas été retenu pour expliquer les changements spatio-temporels observés chez nos participants. Cela n'implique toutefois pas que les FH ne soient pas importants dans le contrôle de la longueur de pas. Cela suggère plutôt que ce type de protocole d'adaptation n'entraîne pas de post-effets dans ce groupe musculaire. À la lumière de ces résultats, il semble que le moment FP soit le facteur le plus important pour expliquer les changements de longueur de pas en post-adaptation chez les deux groupes de participants.

Finalement, les résultats ont également démontré qu'une meilleure symétrie de certains paramètres (par exemple, la longueur de pas) pouvait s'orchestrer au détriment de la symétrie d'autres paramètres (par exemple, les moments des FP). Cela soulève la question suivante : que doit-on privilégier lors de nos interventions locomotrices? L'asymétrie des moments nets (cinétique), l'asymétrie spatiale ou l'asymétrie temporelle? Ce point sera discuté dans la section 6.4.1.

#### **6.1.4. Les niveaux d'effort mesurés sur tapis roulant**

L'hypothèse principale de cette thèse stipulait que l'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques pouvait être due à une préférence à symétriser les efforts musculaires ou à éviter des efforts trop élevés au membre inférieur P. Dans cette section, l'organisation des efforts musculaires lors de la marche confortable des personnes saines et

hémiparétiques sur le tapis roulant sera d'abord discutée (Article #3). Par la suite, l'impact des niveaux d'effort des FP sur la capacité de modifier le patron de marche sur le tapis roulant à DC ainsi que l'effet d'une marche plus symétrique sur les efforts musculaires des membres inférieurs seront discutés (Article #4).

#### **6.1.4.1. Comparaison avec la marche au sol**

Tout d'abord, il était important de porter un jugement sur les niveaux d'effort musculaire lors de la marche confortable sur tapis roulant. Pour ce faire, les valeurs ont été comparées avec les données disponibles dans la littérature, soit des données de marche au sol. Les résultats ont démontré que les personnes saines avaient des niveaux d'effort des FP et des FH comparables à ceux de la marche au sol (Article #3) alors que ceux des EH étaient plus élevés dans notre étude (50,6 % vs 35,3 %) que ceux de l'article de Requião et al. (2005), alors que la vitesse de marche et la force des muscles extenseurs étaient semblables (Requião et al., 2005). La différence pourrait être expliquée par le moment net qui a été démontré comme étant hautement corrélé avec le niveau d'effort lors de la marche chez les personnes saines ( $r \geq 0,80$ ) (Requião et al., 2005). En accord avec cette interprétation, Lee et Hidler (2008) ont rapporté des moments musculaires nets à la hanche en H1 plus élevés au début de la phase d'appui comparativement à la marche au sol (Lee & Hidler, 2008). Dans notre étude, le moment musculaire net au TUMmax de 0,75 Nm/kg était plus élevé que les valeurs obtenues lors de la marche confortable au sol par Winter (1991;  $0,60 \pm 0,32$  Nm/kg) et par Requião et al. (2005; 0,48 Nm/kg). Une flexion du tronc plus prononcée au début de la phase d'appui de la marche sur tapis roulant comparativement à la marche au sol (Bayat et al., 2005) pourrait expliquer le moment plus élevé (Kluger, Major, Fatone, & Gard, 2014). Dans notre étude, l'angle de flexion du tronc n'a pas été analysé, mais la plus grande flexion de hanche au TUMmax en comparaison de celle dans l'étude de Requião et al. (2005) ( $26,8^\circ$  vs  $19,4^\circ$ ) suggère une plus grande inclinaison du tronc vers l'avant chez nos participants (Kluger et al., 2014).

Concernant les différences bilatérales entre les TUM, nous avons également obtenu des résultats très similaires à ceux de Requião et al. (2005) lors de la marche au sol. Ces derniers auteurs ont quantifié des différences absolues de  $6,9 \pm 7,4$  %,  $10 \pm 10$  % et  $9,8 \pm 8,1$  % pour

les FP, FH et EH, respectivement, avec des corrélations entre les côtés supérieures à 0,58 ( $p < 0,001$ ). Dans notre étude, les différences absolues se chiffraient à  $6,1 \pm 4,8 \%$ ,  $7,4 \pm 5,27 \%$  et  $7,5 \pm 6,7 \%$  pour ces mêmes groupes de muscles avec des corrélations supérieures à 0,72 entre les côtés ( $p < 0,001$ ).

Chez les personnes hémiparétiques, nous avons quantifié des TUM relativement similaires à ceux obtenus par Milot et al. (2006) pour les FP (67 % vs 64 %) et les FH (38 % vs 46 %), alors que les TUM des EH étaient plus élevés (47 % vs 33 %). Tout comme chez les personnes saines, les TUM plus élevés dans les EH peuvent s'expliquer par des moments nets plus élevés lors de la marche sur tapis roulant comparativement à la marche au sol, puisque la force musculaire des participants dans notre étude était similaire à celle des participants de l'étude de Milot et al. (2007).

Globalement, ces résultats démontrent que la marche sur tapis roulant conduit à des TUM similaires pour les FP et les FH mais à des TUM plus élevés d'environ 15 % dans les EH, et ce, chez les personnes saines et hémiparétiques.

#### **6.1.4.2. La symétrie des efforts musculaires chez les personnes hémiparétiques**

En tant que groupe, il est possible de conclure, tout comme Milot et al. (2006), à une symétrie des efforts musculaires lors de la marche (Article #3) pour les deux groupes de sujets. La perception des efforts était aussi symétrique chez les personnes hémiparétiques (résultats supplémentaires Article #3). Donc, sur la base des données moyennes, ces résultats étaient en accord avec notre hypothèse stipulant que l'asymétrie locomotrice pouvait être une stratégie qui permettait aux personnes hémiparétiques de symétriser leurs niveaux d'effort. Toutefois, considérant la variabilité des niveaux d'effort des FP P chez les personnes hémiparétiques (écart-type = 23 % comparativement à environ 10 % chez les personnes saines) et le fait que Nadeau et al. (1999) ont démontré que des niveaux d'effort musculaire élevés des muscles FP pouvaient limiter la vitesse de marche, la décision fut prise de diviser le groupe en fonction des niveaux d'effort des FP des participants (hauts niveaux vs bas niveaux d'effort). Ceci était nécessaire afin de vérifier si ces deux groupes avaient une organisation différente de leurs efforts musculaires lors de la marche. Il a ainsi été montré que les personnes avec de hauts niveaux d'effort avaient une vitesse de marche maximale réduite comparativement aux

personnes avec de bas niveaux d'effort, supportant les résultats de Nadeau et al. (1999). Par ailleurs, ces deux groupes (hauts et bas niveaux d'effort) présentaient une organisation différente de leurs efforts : le groupe « hauts niveaux d'effort » présentait des asymétries au niveau des efforts des FP et des EH alors que dans le groupe « bas niveaux d'effort », les valeurs étaient semblables entre les côtés. Concernant les moments musculaires nets, les FP et EH étaient asymétriques et ces asymétries étaient similaires pour les deux groupes. Par contre, le groupe « hauts niveaux d'effort » avait une asymétrie plus importante de la force résiduelle (MMP), au niveau des FP. Pour ce groupe, la force résiduelle des FP P était diminuée de telle sorte qu'elle n'atteignait pas la valeur du moment net à la marche des FP NP. Pour symétriser les moments nets des FP à la marche, il aurait donc fallu que ce groupe diminue le moment net des FP NP. Cela aurait pu conduire à une diminution de leur vitesse de marche, ce qui ne semble pas être la stratégie préconisée puisque ces personnes ont déjà une vitesse de marche réduite. Il est possible que ces personnes optent pour une stratégie visant à augmenter les efforts musculaires du côté P afin de préserver une vitesse de marche acceptable, conduisant ainsi à une asymétrie des efforts musculaires. De plus, dans ce groupe, l'asymétrie des forces maximales était reliée à l'asymétrie des moments musculaires pour les FP et les EH, suggérant que la force musculaire est un facteur à considérer pour expliquer leur asymétrie cinétique. L'ensemble de ces résultats suggère que ces personnes (avec de hauts niveaux d'efforts) sont limitées par la faiblesse musculaire et qu'un programme de renforcement musculaire pourrait leur permettre d'être plus symétriques ou d'augmenter leur vitesse de marche.

Les personnes avec de bas niveaux d'effort musculaire dans les FP ont une force résiduelle suffisante de leur FP P (MMP P : 1,61 Nm/kg) pour égaliser le moment musculaire NP lors de la marche (1,17 Nm/kg) ou pour marcher plus rapidement que 0,65 m/s. Cependant, ces personnes n'utilisent pas cette force résiduelle. De plus, l'asymétrie des forces maximales n'était pas reliée à l'asymétrie des moments musculaires nets lors de la marche pour les FP dans ce groupe, suggérant ainsi que l'asymétrie de force résiduelle n'était pas nécessairement un facteur important permettant d'expliquer leur asymétrie cinétique. Il est possible que des facteurs cliniques, autres que la force musculaire, les empêchent d'utiliser cette force résiduelle, tels que des problèmes de proprioception, d'équilibre, de spasticité, d'amplitude articulaire ou d'incoordination. L'influence de ces facteurs varie probablement

d'un participant à l'autre, car il nous a été impossible de voir une différence entre les groupes (hauts et bas niveaux d'effort) pour un facteur clinique précis. Il est également possible que ces personnes optent pour une stratégie visant à diminuer les efforts musculaires dans leur membre inférieur P à vitesse confortable. En ce sens, le fait qu'elles étaient en mesure de produire des efforts plus importants des FP, mais qu'elles n'adoptent pas cette stratégie, conforte l'idée que leur marche confortable pourrait tendre à une production des efforts symétriques.

En conclusion, bien que certaines personnes hémiparétiques semblent plus limitées par leur capacité résiduelle de force des FP, l'hypothèse stipulant que ces personnes adoptent une marche asymétrique afin de limiter la production d'effort trop élevé dans le membre inférieur P est toujours probable puisque seulement deux d'entre elles avaient des niveaux d'effort atteignant 100 %. Globalement, l'ensemble de ces résultats justifie de documenter les efforts musculaires des personnes hémiparétiques puisque cela permet de détecter les participants les plus susceptibles d'être limités par leur faiblesse musculaire et donc potentiellement de mieux adapter les interventions selon leur facteur limitant. De plus, il s'avérait pertinent d'évaluer l'influence de l'amplitude des niveaux d'effort musculaire (hauts vs bas) des FP P sur la capacité à modifier le patron de marche à la suite d'une période d'adaptation sur le tapis à DC. La prochaine section abordera spécifiquement la relation entre les niveaux d'effort des FP P et l'amplitude du changement du moment FP et de l'asymétrie spatio-temporelle des personnes hémiparétiques.

#### **6.1.4.3. La relation entre le TUM des FP parétiques et les post-effets**

Les résultats de l'article #4 ont montré que les niveaux d'effort dans les muscles FP P influençaient la capacité d'augmenter les moments FP P à la suite de la période d'adaptation sur tapis roulant à DC et conséquemment, leur capacité à modifier la longueur du pas NP. Ces résultats sont importants puisqu'ils suggèrent que la faiblesse des muscles FP P (effort élevé) pourrait être un facteur limitant la capacité d'augmenter la longueur de pas NP et de marcher avec des longueurs de pas symétriques. Bien que les personnes hémiparétiques puissent marcher avec des pas symétriques en réduisant l'utilisation des muscles FP NP et donc la longueur de pas P, il ne serait pas approprié d'encourager cette stratégie parce qu'elle réduirait

la vitesse de marche. De futures études avec un plus grand nombre de sujets présentant une asymétrie de longueur de pas (pas NP plus court) et soumis à un protocole de renforcement seront utiles pour confirmer le rôle de la faiblesse des FP dans l'asymétrie de longueur de pas.

#### **6.1.4.4. Les niveaux d'efforts musculaires lors d'une marche plus symétrique**

Chez les personnes hémiparétiques présentant une asymétrie de la longueur de pas (NP plus court) ou une asymétrie de la durée de double appui (NP plus court) lors de la marche confortable (n=12), une réduction de l'asymétrie a été obtenue en plaçant le membre inférieur P sur la courroie lente pendant la période d'adaptation. Ainsi, en post-adaptation, une augmentation significative du niveau d'effort dans les muscles FP P a été observée avec des valeurs supérieures à 85 %. Ces valeurs s'apparentent à celles observées lors de la marche rapide chez les personnes hémiparétiques (85,9 % dans l'étude de Nadeau et al., 1999 et 77 % dans l'étude de Milot et al., 2007). Il est possible que ce niveau d'effort musculaire soit trop élevé pour être utilisé dans les activités usuelles. Cela pourrait aussi expliquer que la vitesse de marche confortable soit réduite malgré cette réserve musculaire.

Globalement, les résultats concernant l'organisation des efforts musculaires suggèrent de nombreuses pistes intéressantes concernant le rôle de la force et des efforts musculaires qui permettent d'approfondir notre compréhension des stratégies locomotrices utilisées par les personnes hémiparétiques. Tout d'abord, les résultats combinés des articles #2 à #4 suggèrent que la faiblesse musculaire pourrait être un facteur affectant la capacité de marcher avec une longueur de pas plus symétrique tout en conservant une vitesse de marche optimale, puisque les personnes présentant de hauts niveaux d'effort dans les FP devraient diminuer la longueur de pas P pour être symétriques. Pour d'autres, ayant de bas niveaux d'effort, l'asymétrie de la longueur de pas pourrait refléter le désir d'avoir une marche la plus efficace possible sans avoir à fournir des efforts trop élevés du côté P. Il est également possible que des facteurs, autres que la force musculaire, les empêchent d'augmenter le moment FP lors de la marche confortable, comme il est suggéré dans l'article #3.



### **6.1.5. La perception de l'asymétrie locomotrice et des efforts musculaires**

Les résultats chez les personnes saines ont préalablement été discutés dans la discussion de l'article #5. Globalement, ces résultats suggèrent que les personnes saines sont en mesure de détecter les asymétries induites par le tapis roulant à DC de façon précise et que les aspects temporels semblent être utilisés pour juger de cette asymétrie. Il est possible que les afférences sensorielles de type Ib provenant des organes tendineux de Golgi du muscle soléaire soient utilisées par les participants pour identifier la durée de la phase d'appui. En effet, ces afférences renseignent sur la tension musculaire développée par le muscle et pourrait donc informer sur la durée de la phase d'appui en étant actif tout au long de cette dernière (Stephens & Yang, 1996). Malheureusement, il n'est pas possible de comparer ces résultats à ceux d'autres auteurs puisque le seuil de perception de l'asymétrie locomotrice chez les personnes saines n'avait jamais été documenté dans la littérature. Toutefois, de façon intéressante, l'asymétrie de la durée d'appui au seuil de perception (1,05) correspond à la valeur seuil du ratio permettant de qualifier la marche d'asymétrique (limite supérieure de l'intervalle de confiance à 95 %) précédemment documenté par d'autres auteurs (Patterson et al., 2010b). D'autres paramètres non évalués dans notre étude pourraient également être considérés par les personnes pour juger de l'asymétrie. En ce sens, Hoogkamer et al. (2014) suggèrent que la symétrie de l'excursion des membres inférieurs, la vitesse d'oscillation des membres et la puissance musculaire des chevilles pourraient également être utilisées pour détecter l'asymétrie locomotrice induite par ce protocole sur tapis roulant à DC (Hoogkamer, Bruijn, & Duysens, 2014).

Quant aux personnes hémiparétiques, elles ont démontré une meilleure capacité à percevoir l'asymétrie de la durée d'appui comparativement à l'asymétrie de la longueur de pas. Plusieurs facteurs peuvent expliquer ces différences à percevoir l'asymétrie de ces deux paramètres. Tout d'abord, il semble que la longueur de pas soit un paramètre difficile à conceptualiser. En effet, six personnes n'étaient tout simplement pas capables de donner une réponse à la question : « Faites-vous un pas plus long d'un côté que de l'autre ? » et ont répondu : « Je ne sais pas. » comparativement à une seule personne pour la durée d'appui. D'ailleurs, à ce jour, la capacité de perception de la longueur du pas chez les personnes saines

n'est pas documentée dans la littérature. De ce fait, cette difficulté de percevoir l'asymétrie de la longueur de pas ne peut actuellement être associée à un déficit relié à l'AVC. Deuxièmement, la capacité de percevoir la longueur de pas et la durée d'appui relève très certainement de mécanismes différents, mais ceux-ci sont très peu connus (Ivanenko et al., 2011). Des auteurs ont suggéré que le schéma interne locomoteur résulterait d'une interrelation entre la proprioception et la représentation interne des propriétés mécaniques des membres (longueur, dimensions, etc.) qui, elle, ne dépend pas des récepteurs musculaires et articulaires (Gandevia, Refshauge, & Collins, 2002). La question ouverte : « Sur quelles informations vous basez-vous pour juger de votre asymétrie? » nous a permis d'identifier que la majorité des personnes (77 %) basait leur perception sur des paramètres cinématiques tels que la position du pied ou de la jambe dans l'espace (données non présentées dans cette thèse). Cette observation est cohérente avec le rôle de la proprioception dans la capacité de percevoir les différences entre les deux côtés du corps lors de la marche (Ivanenko et al., 2011). Toutefois, une seule personne a mentionné baser sa perception sur la longueur de pas, témoignant ainsi de la faible importance de ce paramètre dans l'appréciation de l'asymétrie de leur patron de marche. Finalement, une plus grande asymétrie de la durée d'appui comparativement à l'asymétrie de la longueur de pas aurait pu être un facteur expliquant la meilleure capacité de détecter l'asymétrie temporelle. Or, cela ne s'est pas avéré être un facteur dans notre étude puisque l'asymétrie moyenne de la longueur de pas et de la durée d'appui ne différait pas (ratios de la plus grande valeur sur la plus petite valeur :  $1.12 \pm 0.12$  pour la longueur de pas et  $1.12 \pm 0.07$  pour la durée d'appui).

De futures études sont nécessaires afin de documenter les mécanismes permettant de percevoir les asymétries locomotrices lors de la marche chez les personnes saines et chez les personnes hémiparétiques. De plus, la capacité de percevoir l'asymétrie de la longueur de pas chez les personnes saines devra être documentée afin d'identifier si le déficit est associé à l'AVC ou bien si tout simplement il s'agit d'un paramètre difficile à percevoir. Globalement, ces résultats chez les personnes hémiparétiques supportent notre hypothèse générale stipulant qu'une incapacité de percevoir l'asymétrie de la longueur de pas pourrait être un des facteurs expliquant la difficulté à la corriger malgré les interventions en physiothérapie. En ce sens, il est pertinent d'encourager le développement d'interventions en clinique visant à donner une

rétroaction visuelle ou proprioceptive de la longueur de pas afin que les personnes puissent mieux intégrer les corrections à apporter (Lewek et al., 2012; Reisman et al., 2007; van Vliet & Wulf, 2006).

Concernant la perception de l'effort musculaire, les résultats supplémentaires à l'article #3 ont démontré que les personnes avec de hauts niveaux d'effort musculaire dans les FP P percevaient également des efforts musculaires plus élevés que les personnes avec de bas niveaux d'effort musculaire dans leur membre inférieur P. L'asymétrie des efforts musculaires perçue était également plus importante chez les personnes avec de hauts niveaux d'effort. Ces résultats étaient donc cohérents avec les niveaux d'effort réels mesurés. Ces résultats diffèrent de ceux de Brière et al. (2013) qui ont démontré que les personnes hémiparétiques n'étaient pas en mesure d'apprécier l'asymétrie des efforts au niveau du genou lors du PAD. Cette différence entre nos résultats et ceux de Brière et al. (2013) peut s'expliquer par l'échelle visuelle analogue utilisée dans leur étude qui demandait aux participants de coter « la distribution d'effort aux genoux ». Il est possible que le concept de « distribution d'effort » n'ait pas été bien compris par les personnes, rendant ainsi leur cotation moins précise. Bien que de futures études soient nécessaires pour préciser les capacités de perception de l'effort dans des activités fonctionnelles, les résultats de notre étude suggèrent que la perception de l'effort musculaire pourrait être une avenue intéressante en clinique afin de détecter les personnes marchant avec de hauts niveaux d'effort musculaire dans les membres inférieurs et donc plus susceptibles d'être limitées par leur faiblesse musculaire. Toutefois, la précision avec laquelle les personnes hémiparétiques perçoivent l'asymétrie des efforts semble peu élevée puisque seulement une faible corrélation a été relevée entre l'asymétrie des efforts produits et celle des efforts perçus ( $r = 0,46$ ;  $p = 0,04$ ; Figure 5-19). De futures études seront donc nécessaires pour approfondir les capacités de percevoir les asymétries locomotrices et les efforts musculaires lors de la marche chez les personnes saines et hémiparétiques. Ceci permettra d'optimiser les protocoles d'intervention visant à réduire les asymétries locomotrices.

## **6.2. Limites de l'étude**

Cette étude comporte certaines limites qui seront détaillées dans les prochaines sections. Les principales limites discutées seront celles reliées à l'utilisation des TUM pour expliquer l'asymétrie locomotrice et pour estimer les efforts musculaires, celles reliées au protocole de recherche utilisé (dont l'utilisation du tapis roulant à DC) et finalement, celles reliées à la population étudiée.

### **6.2.1. Autres déterminants que le TUM pour expliquer l'asymétrie locomotrice**

L'hypothèse principale de cette thèse stipulait que l'asymétrie locomotrice pouvait être entretenue par un besoin de symétriser les efforts musculaires aux membres inférieurs ou encore de limiter la production d'efforts trop élevés du côté P. Bien que les résultats de cette thèse supportent l'importance de documenter les efforts, il faut préciser que d'autres facteurs pourraient également être déterminants dans l'adoption d'un patron de marche asymétrique chez les personnes hémiparétiques. Ces facteurs seront détaillés dans cette section.

#### **6.2.1.1. Effort plus global que celui mesuré à chacune des articulations**

En se basant sur les résultats de Milot et al. (2006) qui ont quantifié des TUM symétriques dans les trois principaux groupes de muscles générateurs d'énergie, la décision a été prise de comparer les TUM de chacun de ces groupes de muscles afin de vérifier l'impact d'une marche symétrique sur les niveaux d'effort musculaire. Cette approche s'est avérée pertinente, car elle nous a permis de cibler l'importance des efforts des FP dans l'asymétrie du patron de marche. Par ailleurs, le fait que certains participants présentaient une asymétrie d'efforts pour les FP et EH n'est pas suffisant pour rejeter l'implication du sens de l'effort lors de la marche. L'effort global au membre inférieur pourrait aussi être un déterminant. D'ailleurs, les résultats de Mercier et al. (2004), lors de tâches d'appariement statiques aux membres supérieurs, ont démontré qu'un modèle basé sur une symétrie des efforts à chacune des articulations impliquées dans une production de force linéaire prédisait seulement de façon faible à modéré l'asymétrie de force linéaire observée lors des tâches d'appariement ( $r^2$  de 0,17 à 0,54). L'asymétrie de force linéaire résultant de la contraction de plusieurs articulations

était plutôt fortement reliée à la force maximale linéaire produite dans chacune des directions ( $r^2=0,72$ ; Mercier et al. 2004). Il serait possible que, lors de la marche, les niveaux d'effort à chacune des articulations ne soient pas symétriques, mais qu'un ratio de la force linéaire produite lors de la marche sur la force linéaire maximale que le membre inférieur pourrait produire soit équivalent entre les côtés P et NP. L'enregistrement de forces linéaires maximales dans les directions similaires à celles retrouvées dans le cycle de marche et impliquant des contractions simultanées de plusieurs articulations, tel qu'effectuées dans un entraînement par Mercier et al. (1999), pourrait permettre de corroborer davantage la théorie d'un sens de l'effort global (Mercier, Bourbonnais, Bilodeau, Lemay, & Cross, 1999).

#### **6.2.1.2. Équilibre et contrôle postural**

Des auteurs ont démontré que l'équilibre était un facteur important à considérer pour expliquer les stratégies locomotrices des personnes hémiparétiques puisqu'il est corrélé avec la vitesse de marche ( $r^2 = 0,41$ ) et l'endurance à la marche ( $r^2 = 0,48$ ) (Patterson et al. 2007). De plus, il existe des liens entre l'asymétrie du patron de marche et l'équilibre (Bovonsunthonchai, Hiengkaew, Vachalathiti, & Vongsirinavarat, 2011; Chisholm, Perry, & McIlroy, 2011; Kim & Eng, 2003b). Entre autres, des auteurs ont suggéré qu'un problème de contrôle de la phase d'appui P causé par un déficit d'équilibre, lorsque le poids du corps est transféré sur ce membre inférieur, pourrait être responsable de l'asymétrie des forces de réaction verticales (Kim & Eng, 2003b), de la plus grande variabilité de déplacement du centre de pression lors de la phase d'appui P (Chisholm et al., 2011) et par conséquent de la diminution de la durée d'appui du côté P. Des auteurs ont également démontré que les personnes avec une lésion de l'hémisphère droit étaient plus enclines à présenter des asymétries locomotrices (Chen, Novak, & Manor, 2014). Cela pourrait s'expliquer, entre autres, par le rôle démontré de l'hémisphère droit dans le contrôle postural et l'équilibre (Pérennou et al., 1999). Puisque la majorité des participants de notre projet (14/20) présentait une lésion de l'hémisphère droit, ce facteur doit être pris en considération. Des problèmes de négligence visuospatiale peuvent également expliquer la diminution du contrôle postural (Pérennou, 2006). Dans notre étude, aucun participant ne présentait une hémignégligence (évaluée par le test des cloches), excluant ce facteur. Puisque le contrôle postural peut

également être influencé par la perception de la verticale subjective (Pérennou et al. 1999), le test de la perception de la verticalité aurait pu nous donner de précieuses informations, mais n'a toutefois pas été évalué chez nos participants (Pérennou, Amblard, Leblond, & Pelissier, 1998). Cet élément sera important à évaluer dans de futures études portant sur l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques puisqu'il pourrait constituer un facteur déterminant dans les stratégies locomotrices utilisées.

### **6.2.1.3. Coordination**

Récemment, Dyer et al. (2011) ont démontré que les personnes hémiparétiques présentaient une co-activation deux fois plus importante des FP et des extenseurs du genou lors de contractions des extenseurs de genou et FP, respectivement, comparativement aux personnes saines (Dyer, Maupas, Andrade Melo, Bourbonnais, & Forget, 2011). De plus, cette co-activation était corrélée avec l'altération de la modulation des voies spinales hétéronymes. En effet, lors de la stimulation du nerf fémoral, les personnes hémiparétiques présentaient une augmentation de la facilitation hétéronyme sur le muscle soléaire suivie d'une diminution de l'inhibition hétéronyme par rapport à celle qui devait normalement être observée. Cette observation peut être d'une grande importance à la marche puisque les muscles extenseurs du genou et les FP doivent être activés de façon indépendante lors du cycle de marche (Olney & Richards, 1996). Dyer et al. (2011) ont d'ailleurs relevé que l'importance de la co-activation entre les FP et les extenseurs de genou était corrélée avec la vitesse de marche ( $r \geq -0,64$ ) et le niveau de récupération motrice évalué par le « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » ( $r \geq 0,66$ ) (Dyer et al., 2011). Comme des études ont déjà démontré des corrélations entre le « *Chedoke McMaster Stroke Assessment* » et l'asymétrie du patron de marche ( $r$  variant entre 0,41 et 0,59 (Patterson, Gage, Brooks, Black, & McIlroy, 2010a)), il est possible que ces déficits de coordination intra-jambe entraînent une asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques.

Des déficits dans la coordination inter-jambe pourraient également expliquer l'asymétrie locomotrice retrouvée chez les personnes hémiparétiques. Entre autres, Kautz et Patten (2005) ont démontré que le membre inférieur NP avait une influence négative sur la coordination du membre inférieur P en comparant des tâches de pédalage unilatérales et

bilatérales (Kautz & Patten, 2005). Lors de la tâche bilatérale, le muscle vaste médial P avait une activation prolongée qui empiétait sur la phase de flexion, ce qui nuisait à la flexion du membre inférieur en produisant un travail musculaire négatif augmenté. La prolongation de l'activité du vaste médial lors de la marche chez les personnes hémiparétiques a déjà été démontrée dans la littérature (Perry, 1993). Habituellement, un couplage inter-jambe facilite les mouvements réciproques et alternés des membres inférieurs pour aider à la locomotion. Ce mécanisme semble perturbé à la suite d'un AVC. Ainsi, puisque la marche nécessite un haut niveau de coordination inter-jambe impliquant un mouvement alterné et réciproque des membres inférieurs, il est possible que la symétrie des efforts musculaires observée lors de tâches bilatérales impliquant des contractions simultanées des membres ne soit pas un critère déterminant de l'asymétrie à la marche des personnes hémiparétiques.

## **6.2.2. Limites reliées au TUM**

Les limites reliées au modèle du TUM et à l'utilisation du TUM max pour objectiver les efforts seront détaillées dans cette section.

### **6.2.2.1. Limites reliées au modèle du TUM**

Tout d'abord, puisque le numérateur du TUM correspond au moment net estimé lors de la marche, les limites de l'analyse biomécanique inverse sont à considérer. En ce sens, les données cinématiques peuvent être influencées par la précision avec laquelle les marqueurs ont été positionnés sur le corps et celle du sondage des repères anatomiques. En plus, le déplacement des tissus mous et la simplification des calculs reliés à l'approche dynamique inverse (Baker, 2006; Harris & Wertsch, 1994; Kadaba et al., 1989; Zajac, Neptune, & Kautz, 2002) peuvent conduire à une diminution de l'exactitude des valeurs, mais l'estimation semble être bonne puisque les résultats sont répliqués d'une étude à l'autre. Par ailleurs, dans les études de cette thèse, des précautions ont été prises pour limiter les erreurs reliées au positionnement des marqueurs et au sondage des repères anatomiques. En effet, ces marqueurs ont toujours été positionnés par les mêmes évaluateurs dans une séquence standardisée. De plus, puisque les comparaisons entre les périodes (contrôle et post-adaptation) ont été faites

dans la même journée avec le même positionnement des marqueurs, les changements entre les périodes n'ont pas été affectés par le positionnement des marqueurs.

Une seconde limite en lien avec le TUM est le fait que le numérateur est insensible aux composantes actives et passives qui composent le moment net. De ce fait, il est possible que la composante active du TUM soit parfois surestimée, particulièrement à la cheville chez les personnes hémiparétiques. Afin de contrôler ce facteur, l'activité EMG des muscles a été mesurée pour vérifier que l'augmentation du moment musculaire net était jumelée avec une augmentation de l'activité EMG des muscles P comme il a été discuté dans la section 6.1.2.

Un autre élément à considérer est le calcul du dénominateur du TUM (moment maximal potentiel prédit, MMP). Tout d'abord, il est possible que la force volontaire maximale (FMV) produite par le participant soit sous-estimée puisque des auteurs ont démontré que les muscles ne sont pas activés entièrement lors de contractions maximales volontaires (Babault et al., 2001; Harridge, Kryger, & Stensgaard, 1999; Shield & Zhou, 2004). Bien que cela ait pu conduire à une surestimation des TUM, nous croyons que la FMV est plus représentative de la réalité fonctionnelle des participants que la force maximale qui pourrait être mesurée avec superposition d'une stimulation électrique, car les activités fonctionnelles nécessitent une production de force générée de façon volontaire. Pour inciter les participants à produire la plus grande force volontaire possible, des encouragements verbaux standardisés ont été donnés à tous les sujets. Une visualisation de chacune des courbes de force produite était aussi effectuée entre chacun des essais par l'évaluateur pour s'assurer d'une bonne reproductibilité de la force produite. Toujours en lien avec le dénominateur du TUM, une autre limite est reliée à l'équation de régression utilisée pour ajuster les données de force maximale concentrique produite par les participants lors de l'évaluation dynamométrique. Toutefois, dans cette étude, les coefficients de régression ( $r^2$ ) étaient supérieurs à 0,90, témoignant d'un excellent ajustement des données de FVM produites par les sujets dans les trois groupes de muscles évalués.

Bien entendu, la FVM produite lors d'une évaluation dynamométrique peut être différente de la force maximale pouvant être générée lors de la marche, puisque l'excitabilité du *pool* de motoneurones peut être différente dans les deux activités (Capaday, Lavoie,



Barbeau, Schneider, & Bonnard, 1999; Misiaszek, 2003; Petersen, Butler, Marchand-Pauvert, & Nielsen, 2001; Schubert, Curt, Jensen, & Dietz, 1997). Pour être le plus près possible des conditions d'évaluation de la marche lors des phases de génération d'énergie, l'évaluation dynamométrique a été effectuée dans des conditions couvrant les vitesses angulaires et les angles produits lors de ces phases pour chacun des muscles. Finalement, l'angle des articulations peut être légèrement différent lors des deux conditions d'évaluation. Sur le Biodex (dynamomètre), l'angle de référence est identifié à l'aide d'un goniomètre et l'appareil est calibré en conséquence alors que, lors de l'évaluation de la marche, l'angle est obtenu à partir de la position des marqueurs et des points sondés. En ce sens, Nadeau et al. (1996) ont évalué qu'une différence de cinq degrés entre les deux conditions à la cheville pouvait conduire à un changement de TUM d'environ 5 %. Cependant, puisque tous les individus ont été évalués selon le même protocole et par les mêmes évaluateurs et que nos objectifs principaux portaient sur l'asymétrie des efforts ou sur les changements d'efforts entre les conditions, ce facteur ne devrait pas affecter les conclusions de l'étude.

De façon générale, puisque les valeurs des TUM obtenues dans notre étude chez les personnes saines marchant à vitesse confortable sur le tapis roulant sont similaires à celles précédemment quantifiées (excepté pour les EH comme il a été expliqué précédemment), il semble que la précision avec laquelle les TUM ont été estimés est adéquate et qu'il s'agit d'une méthode ayant une bonne reproductibilité.

#### **6.2.2.2. Utilisation du TUM max pour estimer les efforts**

Dans le cadre de cette thèse, la valeur sommet de la courbe des TUM (nommée TUM max) a été utilisée pour caractériser l'effort musculaire. Il faut spécifier que l'aire sous la courbe des TUM (nommée TUM aire) aurait pu être quantifiée pour représenter un effort plus global produit tout au long de la durée de la phase concentrique de chacun des muscles à l'étude. Le choix méthodologique, d'utiliser TUM max, a été basé sur les résultats de Milot et al. (2006) qui ont démontré des corrélations significatives ( $0,52 < r < 0,90$ ) entre le TUM max et le TUM aire pour les trois groupes de muscles, et ce, des côtés P et NP (Milot et al. 2006). Cela suggère fortement que le TUM max est représentatif du TUM aire chez les personnes

hémiparétiques. Nous sommes donc confiants que l'utilisation du TUM max était un bon paramètre pour représenter l'effort des groupes musculaires à l'étude.

### **6.2.3. Limites reliées au protocole de recherche**

Dans cette section, les limites reliées au protocole de recherche seront présentées. Tout d'abord, les différences entre la marche au sol et la marche sur tapis roulant chez les personnes hémiparétiques seront discutées. Par la suite, le choix de l'ordre non randomisé des séquences de marche chez les personnes hémiparétiques ainsi que les limites reliées à la meilleure symétrie spatio-temporelle obtenue lors de la période de post-adaptation seront discutés. Finalement, l'influence de l'utilisation du tapis roulant à DC sur la capacité de percevoir l'asymétrie chez les personnes saines et hémiparétiques sera abordée.

#### **6.2.3.1. Les différences avec la marche au sol**

Dans le cadre de cette thèse, la biomécanique de la marche a été évaluée sur un tapis roulant. Les différences entre la marche sur tapis roulant et la marche au sol chez les personnes saines ont préalablement été discutées dans la section 2.2.5. Toutefois, des auteurs ont également relevé des différences entre la marche au sol et celle sur tapis roulant chez les personnes hémiparétiques qui se doivent d'être prises en considération.

Tout d'abord, comme les personnes saines, les personnes hémiparétiques présentent une vitesse de marche confortable diminuée, des durées de double appui et de cycle augmentées, de même qu'une cadence plus rapide sur tapis roulant par comparaison aux valeurs de marche au sol issues de la littérature (Bayat et al., 2005; Kautz et al., 2011). Également, certaines études suggèrent que l'asymétrie spatio-temporelle du patron de marche des personnes hémiparétiques pourrait être modifiée sur le tapis roulant comparativement à la marche au sol. Par exemple, lorsque les participants tiennent les rampes, une meilleure symétrie de la durée d'appui a été observée (Harris-Love, Forrester, Macko, Silver, & Smith, 2001). L'influence des rampes n'est pas un facteur à considérer dans notre étude puisqu'aucun participant n'a pris appui sur celles-ci pendant les périodes d'enregistrement. Lors de la marche sur tapis roulant sans tenir les rampes, des auteurs ont relevé qu'il n'y avait pas de différence quant à l'asymétrie de la durée de simple appui, mais qu'il pouvait y avoir une

différence dans l'asymétrie de la longueur de pas (Kautz et al., 2011). Toutefois, de façon globale, les participants préservait la même direction d'asymétrie dans les deux types de locomotion. Dans l'étude de Kautz et al. (2011), parmi les personnes qui étaient symétriques au sol, 53 % étaient considérées comme asymétriques sur le tapis roulant. De celles-ci, 43 % présentaient la même direction d'asymétrie de longueur de pas sur tapis roulant que lors de la marche à vitesse rapide au sol. Ainsi, les auteurs ont conclu que, globalement, les deux types de locomotion étaient comparables, mais que le tapis roulant pouvait conduire à des exigences similaires à la marche rapide au sol et ainsi exacerber les déficits moteurs existants. Nonobstant ces désavantages, l'utilisation de tapis roulant (permettant l'analyse de plusieurs cycles consécutifs) s'est quand même avérée un choix judicieux puisque les limites sont inférieures aux avantages. En général, les auteurs s'entendent sur le fait que l'analyse de la marche sur tapis roulant est une méthode valide pour quantifier les déficits moteurs des personnes hémiparétiques (Kautz et al., 2011).

#### **6.2.3.2. Randomisation des séquences de marche chez les personnes hémiparétiques**

Dans notre étude, les participants hémiparétiques devaient effectuer deux séquences comprenant chacune trois périodes de marche (contrôle, adaptation, post-adaptation). Lors de la séquence #1, le membre inférieur NP était sur la courroie rapide lors de la période d'adaptation, alors que, dans la séquence #2, le membre inférieur P était sur la courroie rapide. Bien entendu, il aurait été préférable de randomiser ces séquences entre les sujets. Toutefois, ce choix méthodologique a été fait pour s'assurer d'avoir au moins une séquence similaire pour tous les sujets à l'étude, car nous appréhendions que des participants ne soient pas en mesure de compléter tout le protocole, qui était long et exigeant. Pour contrôler ce facteur, les changements obtenus en post-adaptation ont toujours été comparés à la période de marche contrôle correspondante. Ainsi, la période de post-adaptation #1 a été comparée avec la période contrôle #1 et la période de post-adaptation #2 a été comparée avec la période de marche contrôle #2. De ce fait, nous sommes confiants que les changements entre les deux périodes sont bien causés par la période d'adaptation précédente.

### **6.2.3.3. L'hyper-correction du patron de marche des personnes hémiparétiques**

À la suite du protocole d'adaptation sur le tapis roulant à DC, une meilleure symétrie de la longueur de pas est obtenue en plaçant le pas le plus court sur la courroie rapide. Toutefois, il arrive parfois que le patron de marche des participants soit hyper-correcté. Les participants peuvent donc présenter une asymétrie de direction inverse comparativement à leur asymétrie initiale lors de la période de marche contrôle. Les travaux réalisés n'ont pas, jusqu'à présent, déterminé le niveau d'asymétrie pouvant le plus bénéficier du protocole utilisé dans les études de cette thèse. Une plus grande cohorte de participants avec des niveaux variables d'asymétrie pourrait permettre d'identifier cet aspect et de spécifier les paramètres de perturbation nécessaires (durée et intensité de l'adaptation) pour induire un patron de marche symétrique en post-adaptation et éviter l'hyper-correction de ce dernier.

### **6.2.3.4. La perception de l'asymétrie locomotrice**

Chez les personnes saines, le tapis roulant à DC a été utilisé pour induire une asymétrie locomotrice graduelle par l'augmentation progressive de la vitesse d'une courroie. Le fait que ce protocole utilise un changement de vitesse de courroie pour induire indirectement une asymétrie locomotrice comporte quelques limites. Tout d'abord, comme le membre inférieur sur la courroie rapide est accéléré progressivement lors de sa phase d'appui, cette perturbation est artificielle et ne correspond évidemment pas exactement aux caractéristiques de l'asymétrie retrouvée chez les personnes hémiparétiques. De plus, puisque les asymétries créées sont diverses (spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques), ce protocole ne permet pas d'étudier précisément la capacité des personnes saines à détecter l'asymétrie d'un paramètre en particulier. Pour remédier à ces deux principales limites, d'autres protocoles auraient pu être utilisés. Par exemple, un environnement virtuel combiné au tapis roulant permettant de projeter des cibles au sol (Hollands et al., 2013) aurait pu être utilisé pour étudier la capacité des personnes saines à percevoir spécifiquement l'asymétrie de la longueur de pas. Ou encore, un autre type de protocole utilisant une rétroaction auditive pour modifier les durées d'appui des personnes saines aurait également pu être utilisé. Toutefois, l'influence de la rétroaction visuelle ou auditive de ces protocoles aurait pu biaiser la perception des personnes. En effet, dans ces cas, le phénomène étudié pourrait être la capacité à percevoir les

changements dans ces rétroactions plutôt que les différentes asymétries locomotrices. Nous croyons donc qu'à ce jour, l'augmentation progressive de la différence des vitesses des courroies est le protocole indiqué pour évaluer la capacité des personnes saines de percevoir l'asymétrie locomotrice, puisque les changements sont induits de façon involontaire et ne nécessite aucune rétroaction visuelle ou auditive. Il faut cependant préciser que le changement de vitesse d'une courroie induit inévitablement une perturbation de l'équilibre. Il n'est donc pas exclu que les participants aient utilisé un critère basé sur l'équilibre pour détecter la différence de vitesse des courroies et non sur l'asymétrie locomotrice induite par cette dernière perturbation. Les informations subjectives rapportées par les participants montrent que seulement deux participants sur les 16 ont utilisé un critère lié à l'équilibre.

Chez les participants hémiparétiques, ce protocole (asymétrie des vitesses des courroies) n'a pas été utilisé pour juger de leur capacité de perception puisque ces derniers présentaient déjà diverses asymétries locomotrices. Il leur a donc été demandé de juger de ces différentes asymétries locomotrices de façon spécifique (longueur de pas et durée d'appui) lors de la marche confortable sur tapis roulant. Il est possible que la marche sur tapis roulant influence leur capacité à juger l'asymétrie, particulièrement pour le paramètre spatial de la longueur de pas. En effet, des auteurs attribuent les changements entre la marche au sol et la marche sur tapis roulant à l'absence de flux optique lors de cette dernière (Lee & Hidler, 2008). Comme la longueur de pas est un paramètre spatial, la perception de ce dernier pourrait être davantage influencée par la différence de flux visuel lors de la marche sur tapis roulant comparativement au flux visuel habituel lors de la marche au sol. Bien que ces données ne soient pas rapportées dans la thèse, la perception des personnes hémiparétiques à juger de leur asymétrie de longueur de pas a également été évaluée lors de la marche au sol. En comparant les résultats de la marche au sol et sur tapis, il s'est avéré que les interprétations concordaient de sorte qu'aucune différence n'a été relevée entre le nombre de paires concordantes entre la marche au sol et la marche sur tapis roulant. Toutefois, le domaine d'évaluation des perceptions des asymétries spatiales et temporelles a reçu peu d'attention des chercheurs en réadaptation et il faudra effectuer d'autres études afin de mieux documenter les capacités perceptuelles des personnes hémiparétiques et en préciser l'impact sur la fonction locomotrice.

#### **6.2.4. Limites reliées à la population étudiée et généralisation des résultats**

Tout comme dans la majorité des études, la population étudiée amène certaines limites quant à la généralisation des données de cette thèse. Un des critères importants de sélection des participants ayant subi un AVC était de pouvoir marcher sans aide technique sur de courtes distances. Ceci était nécessaire afin d'être en mesure de bien interpréter les changements cinétiques aux membres inférieurs entre les périodes de marche (contrôle et post-adaptation). En ce sens, l'étude de sujets pilotes avait montré que les participants utilisant des aides techniques lors de la marche et pouvant marcher sans aide sur une courte distance ne réussissaient pas à retirer l'appui des mains sur les rampes lors de la période de post-adaptation en raison d'une crainte de perdre l'équilibre. Notre groupe de participants hémiparétiques se situe donc parmi ceux qui ont une bonne récupération. Nos participants avaient un score sur l'échelle de Berg supérieur à 43/56 et une vitesse moyenne de marche confortable au sol de 0,94 m/s avec une étendue de 0,51 m/s à 1,4 m/s. Il est donc approprié de généraliser les résultats de cette thèse à des personnes ayant des caractéristiques similaires à six mois ou plus après leur AVC.

L'asymétrie spatio-temporelle (longueur de pas ou durée d'appui) de nos participants se situait entre 1,04 et 1,56. Un seul participant avait une asymétrie sévère (supérieure à 1,5) selon un critère établi par Patterson et al. (2010b). Puisqu'il est démontré que les personnes marchant à des vitesses inférieures à 0,6 m/s sont plus enclines à présenter des asymétries locomotrices sévères (Patterson et al., 2010b), l'exigence de devoir être en mesure de marcher sur le tapis roulant sans tenir les rampes dans la période de post-adaptation a limité le recrutement de personnes les plus susceptibles de présenter des asymétries locomotrices sévères. Finalement, un dernier élément qui limite la généralisation des résultats est le nombre restreint de participants hémiparétiques (n=20). La difficulté de recruter des participants présentant des asymétries locomotrices tout en étant capable de réaliser le protocole expérimental ainsi que la complexité des collectes et de l'analyse des données sont des facteurs qui ont limité le nombre de participants hémiparétiques à l'étude dans le cadre de cette thèse.

## **6.3. Les retombées cliniques**

Ce présent projet doctoral permet de suggérer plusieurs pistes intéressantes pouvant être utilisées en clinique afin d'améliorer les pratiques quant à la rééducation de l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques.

### **6.3.1. Améliorer la personnalisation des interventions locomotrices**

Les résultats de cette thèse pourront conduire à une meilleure personnalisation des interventions locomotrices visant à réduire l'asymétrie locomotrice. Premièrement, tel qu'exposé précédemment dans la revue de la littérature, il est connu que la direction de l'asymétrie de la longueur de pas est variable : 47 % à 76 % des personnes hémiparétiques asymétriques présentent un pas plus court du côté NP (Balasubramanian et al., 2009; Patterson et al., 2010b). À la lumière de l'article #2, les personnes hémiparétiques présentant un pas NP plus court semblent être de meilleures candidates au protocole d'adaptation sur le tapis roulant à DC puisque ce dernier conduit à une meilleure symétrie de la longueur de pas tout en améliorant également la symétrie des moments FP via une augmentation du moment FP du côté P. Étant donné que ce groupe musculaire est très important à la marche et qu'il est très fréquemment diminué du côté P, le développement d'interventions permettant d'améliorer l'utilisation des muscles FP P dans la fonction locomotrice est très prometteuse. En ce sens, bien que d'autres études soient nécessaires pour statuer sur les effets à long terme de l'entraînement sur les changements cinétiques, les cliniciens sont encouragés à utiliser ce protocole chez les patients avec un pas NP plus court, en plaçant membre inférieur P sur la courroie lente lors de la période d'adaptation. Pour les patients présentant un pas P plus court, l'amélioration de l'asymétrie de la longueur de pas semble être obtenue via une réduction du moment FP P et une augmentation du moment FP NP, ce qui augmente l'asymétrie des moments. Ainsi, de futures études portant sur l'effet à long terme de ce protocole sont nécessaires afin de confirmer ou d'infirmer les conclusions tirées de cette thèse sur les indications pour sélectionner le pied à placer sur la courroie rapide.

Deuxièmement, l'hétérogénéité des réponses aux interventions est bien documentée dans la littérature. L'une des raisons pouvant expliquer l'hétérogénéité des réponses aux

interventions est que la cause de l'asymétrie locomotrice peut varier selon les individus. Par exemple, l'article #3 de cette thèse a mis en évidence que, chez les personnes présentant de hauts niveaux d'effort dans les FP, l'asymétrie cinétique du patron de marche était reliée à l'asymétrie de force résiduelle. Chez ces patients, un programme d'entraînement visant une augmentation de la force pourrait être pertinent afin d'améliorer leur asymétrie locomotrice. Chez les individus avec de bas niveaux d'effort, les cliniciens devraient prioriser des interventions ciblant d'autres déficits, puisque la force ne semble pas être un facteur prédominant permettant d'expliquer leur asymétrie locomotrice. Comme démontré dans l'article #4, les personnes avec de bas niveaux d'effort musculaire dans les FP sont celles qui ont la plus grande capacité d'augmenter leur moment FP P et la longueur de pas NP. Ces derniers sont donc probablement de bons candidats au protocole sur le tapis roulant à DC. Bien entendu, déterminer les niveaux d'effort musculaire dans les membres inférieurs lors de la marche nécessite une instrumentation complexe qui n'est pas possible de réaliser en clinique. Toutefois, les résultats démontrant que les personnes hémiparétiques avec de hauts niveaux d'effort cotent également leur niveau d'effort plus élevé que les personnes avec de bas niveaux d'effort permettent de suggérer que les cliniciens pourraient guider leurs interventions en se basant sur le niveau d'effort musculaire perçu par les participants. De futures études sont nécessaires afin de déterminer si les niveaux d'effort musculaire réels et perçus sont un bon moyen de guider les interventions locomotrices.

### **6.3.2. Encourager les interventions locomotrices optimisant une rétroaction sensorielle de l'asymétrie de la longueur de pas**

Quant aux résultats sur la perception de l'asymétrie locomotrice, les résultats de cette thèse suggèrent que les personnes hémiparétiques pourraient bénéficier d'une rétroaction sensorielle lors de leur réadaptation locomotrice, particulièrement pour la longueur de pas puisque ceux-ci ne semblent pas être en mesure de bien apprécier la direction de leur asymétrie. Pour ce faire, la mise en place d'interventions innovatrices telles qu'une rétroaction visuelle de la longueur de pas sur le tapis roulant est encouragée (Hollands et al., 2013; Lewek et al., 2012). Par exemple, Lewek et al. (2012) ont présenté une intervention intéressante dans une étude de cas qui a donné des résultats encourageants. Dans cette étude, ces auteurs ont



utilisé un tapis roulant à DC et les participants étaient immergés dans un environnement virtuel, permettant de donner une rétroaction visuelle (rotation de l'environnement virtuel) et proprioceptive (modification des vitesses de courroie) selon l'asymétrie de la longueur de pas ou de l'asymétrie de la durée d'appui (Lewek et al., 2012). La faisabilité de l'implantation de ces types d'intervention dans les milieux cliniques doit être étudiée puisqu'ils nécessitent une technologie plus complexe qui est associée à un coût non négligeable.

### **6.3.3. Évaluer l'asymétrie locomotrice de façon plus exhaustive en milieu clinique**

Tel que démontré dans cette thèse, l'intervention locomotrice appropriée varie en fonction de l'asymétrie spatio-temporelle initiale des patients. Il est donc primordial de développer des moyens de mieux quantifier l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques dans les milieux cliniques. De plus, puisque l'asymétrie spatio-temporelle peut être plus indicative des différentes compensations utilisées par les patients que la vitesse de marche (Allen et al., 2011; Balasubramanian et al., 2007; Bowden et al., 2006), il est essentiel que les cliniciens puissent quantifier cette asymétrie afin de mieux cibler leurs interventions locomotrices et surtout, afin de quantifier l'efficacité de leurs interventions. À ce jour, la majorité des milieux cliniques ne possède aucun autre moyen que l'observation visuelle afin d'évaluer l'asymétrie du patron de marche de leurs patients. Étant donné l'importance de l'asymétrie locomotrice chez ces personnes, l'implantation de tapis instrumenté tel que le GAITRite devrait être encouragée dans les milieux cliniques. En ce sens, des centres de réadaptation torontois ont déjà intégré dans leur routine une évaluation de l'asymétrie locomotrice grâce à ce type d'instrumentation (Patterson et al., 2014). L'utilisation d'accéléromètres portatifs semble également être une avenue prometteuse en clinique pour caractériser le patron de marche des personnes hémiparétiques puisque ces accéléromètres sont moins dispendieux que les tapis instrumentés (Atallah et al., 2014; Jasiewicz et al., 2006).

## **6.4. Les avenues futures de recherche**

Les résultats de cette thèse ont soulevé plusieurs questions qui nécessiteront d'être abordées lors de futures études. Quelques-unes de celles-ci seront détaillées dans les prochaines sections.

### **6.4.1. L'asymétrie du patron de marche : que faut-il symétriser?**

Les personnes hémiparétiques présentent des asymétries diverses au niveau spatial, temporel et cinétique. De plus, l'intervention utilisée pour réduire l'asymétrie de certains paramètres peut conduire à une augmentation de l'asymétrie d'autres paramètres. Ainsi, quel(s) paramètre(s) faut-il symétriser pour augmenter l'efficacité à la marche des personnes hémiparétiques? De futures études portant sur la relation entre la meilleure symétrie des différents paramètres de marche et l'augmentation de la fonction locomotrice seront nécessaires afin de déterminer les paramètres les plus importants à symétriser chez cette clientèle.

À la lumière des résultats de cette thèse et de la revue de la littérature, l'asymétrie spatio-temporelle est le résultat de diverses compensations qui proviennent principalement d'une asymétrie de propulsion vers l'avant des FP P. À notre avis, il serait préférable de symétriser les paramètres cinétiques en encourageant le développement d'interventions qui augmentent la capacité de propulsion du côté P. En ce sens, le protocole présenté dans cette thèse semble particulièrement intéressant pour les personnes hémiparétiques présentant un pas NP plus court ou une durée de double appui NP plus courte. Pour les participants présentant un pas P plus court, de futures études sont nécessaires afin de quantifier l'effet à long terme de cette intervention sur la cinétique du patron de marche.

### **6.4.2. L'asymétrie de la longueur de pas : stratégies compensatoires**

Une avenue intéressante à aborder sera également d'approfondir les stratégies compensatoires utilisées chez les personnes hémiparétiques présentant un pas NP plus court comparativement à celles présentant un pas P plus court. Les niveaux d'effort musculaire sont très certainement un modèle qui pourrait permettre de mettre en lumière ces différentes

stratégies. Cela a été tenté dans la présente étude, mais le nombre limité de participants présentant des asymétries diverses nous a empêchés de faire ce type de comparaisons. Dans de futures études, il sera important d'augmenter le nombre de sujets afin de pouvoir stratifier les participants selon la direction de leur asymétrie pour mieux cibler les stratégies compensatoires qu'ils utilisent et ainsi mieux personnaliser les interventions locomotrices chez cette clientèle.

#### **6.4.3. L'effet à long terme d'un protocole d'entraînement sur tapis roulant à DC**

Dans cette thèse, la période de post-adaptation a été analysée et comparée à la période de marche confortable. Bien entendu, les modifications du patron de marche obtenues en post-adaptation ne sont que ponctuelles et un retour au patron de marche habituel s'effectue de façon graduelle. Dans de futures études, il sera pertinent de documenter les changements à long terme qui s'opèrent au niveau cinétique à la suite d'un entraînement répétitif sur le tapis roulant DC. De plus, le transfert de ces modifications au sol est également un enjeu majeur à évaluer dans de futures études.

#### **6.4.4. La période d'adaptation : un entraînement pour symétriser la durée d'oscillation et la durée d'appui?**

Dans la présente thèse, la période d'adaptation a été utilisée pour induire des changements dans la période de post-adaptation. Toutefois, il serait intéressant d'étudier si la période d'adaptation en elle-même peut conduire à une meilleure symétrie de la durée d'oscillation ou de la durée d'appui à long terme. En effet, lorsque les vitesses de courroie sont inégales, la durée d'appui est automatiquement réduite du côté de la courroie rapide comparativement à la courroie lente (Reisman et al., 2005). Puisque les personnes hémiparétiques présentent fréquemment une durée d'appui plus courte du côté P, cette intervention pourrait encourager l'augmentation de la durée de mise en charge de ce côté et ainsi conduire à une meilleure symétrie de ce paramètre à long terme.

De plus, dans de futures études, il sera important de détailler les modifications cinétiques durant cette période chez les personnes hémiparétiques afin de déterminer si cette période d'adaptation peut être utilisée comme une intervention facilitant l'utilisation des muscles du côté P. Si tel est le cas, cette intervention pourrait être utilisée comme un renforcement musculaire dans la tâche.

#### **6.4.5. Les effets de l'asymétrie sur la vitesse de marche, l'équilibre et la conservation d'énergie**

Comme relevé dans l'article #1 qui est présenté dans la recension des écrits, bien que de nombreuses études portent sur l'asymétrie du patron de marche des personnes hémiparétiques, très peu permettent de conclure sur les effets de l'asymétrie locomotrice sur la vitesse de marche, l'équilibre et la conservation d'énergie. Des études longitudinales comparant ces différents facteurs à la suite d'un entraînement conduisant à une meilleure symétrie du patron de marche sont essentielles pour une meilleure compréhension des impacts néfastes de l'asymétrie locomotrice. L'identification des paramètres les plus importants à symétriser pour limiter les effets néfastes et améliorer la fonction sera également essentielle à documenter à l'avenir afin de mieux adapter les interventions locomotrices.

#### **6.4.6. Approfondir les connaissances sur les capacités de percevoir les efforts musculaires lors de la marche**

Compte tenu de l'importance des niveaux d'effort musculaire dans l'asymétrie du patron de marche, il serait intéressant de pouvoir mieux quantifier la capacité des personnes hémiparétiques à percevoir les efforts musculaires. Pour ce faire, dans de futures études, il serait intéressant de quantifier la variabilité inter-essai et de documenter l'association entre l'effort perçu et celui réellement fourni à différents niveaux d'effort lors de la marche afin d'identifier si les personnes saines et hémiparétiques sont capables de percevoir des changements d'effort lorsqu'elles marchent. De plus, l'effet de différents protocoles de calibration entre l'effort réellement produit et la cotation sur l'échelle de Borg serait intéressant à étudier afin d'évaluer si ceux-ci améliorent la précision avec laquelle les personnes peuvent percevoir leur effort musculaire lors de la marche (Spielholz, 2006).

#### **6.4.7. Approfondir les connaissances sur les structures neurophysiologiques impliquées dans l'amélioration de l'asymétrie locomotrice**

La revue de la littérature présentée dans cette thèse a démontré que plusieurs déficits sensorimoteurs étaient reliés à l'asymétrie spatio-temporelle du patron de marche des personnes hémiparétiques. Entre autres, des corrélations significatives ont été retrouvées entre l'asymétrie de force musculaire des fléchisseurs plantaires et l'asymétrie locomotrice temporelle et spatiale (Hsu et al., 2003 ; Lin et al., 2006), ce qui est cohérent avec les résultats obtenus quant aux relations entre les changements des moments fléchisseurs plantaires et les changements de longueur de pas. Il faut également préciser que des études neurophysiologiques ont démontré des liens entre les changements de l'asymétrie d'activation du cortex sensorimoteur primaire et de l'asymétrie de la durée d'oscillation ( $r = 0,723$  ;  $p = 0,04$ ) suite à une période de réadaptation intensive, suggérant ainsi un rôle du cortex sensorimoteur primaire dans la récupération de l'asymétrie locomotrice des personnes hémiparétiques (Miyai et al., 2003). D'autres auteurs ont également démontré que suite à une stimulation magnétique transcrânienne répétitive visant à réduire l'excitabilité du cortex moteur primaire de l'hémisphère non lésé, une meilleure symétrie de l'excitabilité du cortex moteur primaire entre les deux hémisphères cérébraux et une meilleure symétrie de la longueur de pas étaient observées chez les personnes hémiparétiques (Wang et al., 2012). Cela suggère un rôle de l'asymétrie de l'excitabilité corticale dans l'amélioration de l'asymétrie de la longueur de pas chez les personnes hémiparétiques. Ainsi, dans de futures études neurophysiologiques, il sera intéressant de documenter si l'amélioration de l'asymétrie du patron de marche observée à la suite de cette intervention est associée aux changements au niveau du cortex moteur primaire et sensorimoteur primaire.

## Chapitre 7. Conclusion

Les causes de l'asymétrie du patron de marche des personnes ayant subi un AVC ainsi que sa résistance aux interventions conventionnelles sont source de nombreuses interrogations en recherche et en clinique. Bien que différents facteurs puissent expliquer en partie l'asymétrie locomotrice observée comme il a été détaillé dans l'article #1, ceux-ci ne permettent pas d'expliquer que ces personnes utilisent un patron de marche asymétrique alors qu'elles ont la capacité de marcher plus symétriquement. Dans cette thèse, trois pistes innovatrices ont été explorées, soit la symétrie des efforts musculaires, l'exigence d'une marche plus symétrique au niveau des efforts musculaires ainsi que la capacité de perception de l'asymétrie locomotrice. L'objectif principal de cette thèse était donc d'étudier le rôle des efforts musculaires aux membres inférieurs et de la perception de l'asymétrie locomotrice lors de la marche chez des personnes saines et hémiparétiques. Ceci à l'aide d'une méthodologie innovatrice rendue possible grâce à l'utilisation d'un tapis roulant à DC.

Chacun des articles présentés dans cette thèse apporte des contributions importantes et innovatrices dans le domaine de l'asymétrie locomotrice et soulève de nombreuses questions qui devront être étudiées dans de futures recherches. Tout d'abord, les résultats de l'article #2 de cette thèse ont démontré, grâce à un protocole d'intervention prometteur, le rôle des FP dans les changements de l'asymétrie de la longueur de pas observés suite à la période d'adaptation sur le tapis roulant à DC. Ces données ont été complétées par celles de l'article #4 qui ont révélé l'impact de la faiblesse musculaire (effort musculaire élevé) des FP dans la capacité d'augmenter le moment FP P et réciproquement, d'augmenter la longueur de pas du côté NP. De plus, chez un groupe de sujets asymétriques au niveau de la longueur de pas (NP plus court) ou de la durée de double appui (NP plus courte), une marche plus symétrique conduisait à des efforts musculaires plus importants dans les muscles FP P. À notre connaissance, il s'agit de la première étude à expliquer une partie de la variabilité des stratégies utilisées par les personnes hémiparétiques sur le tapis roulant à DC et à quantifier les exigences musculaires d'une marche plus symétrique. Ces informations sont nécessaires à une meilleure compréhension des stratégies locomotrices utilisées par les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC. Ces résultats combinés (articles #2 et #4) ont donc permis

de cibler spécifiquement le rôle des FP dans la capacité de modifier l'asymétrie spatio-temporelle du patron de marche.

Deuxièmement, par l'étude des efforts musculaires lors de la marche confortable sur tapis roulant, l'étude #3 a permis de cibler les personnes hémiparétiques étant le plus susceptibles de bénéficier d'un entraînement locomoteur visant le renforcement des muscles P par l'identification d'un rôle distinct de l'asymétrie de force résiduelle sur l'asymétrie des moments à la marche. Ces résultats sont importants puisqu'un enjeu majeur du domaine de la réadaptation est de cibler les participants ayant le potentiel de mieux répondre à certaines interventions (personnalisation des interventions).

Finalement, l'étude #5 a utilisé une méthodologie innovatrice afin d'évaluer les capacités de perception de l'asymétrie locomotrice des personnes saines. Cette méthodologie a été bien documentée dans l'article et pourra servir à d'autres chercheurs et à des cliniciens qui s'intéressent à l'évaluation de la perception de l'asymétrie locomotrice.

Globalement, ces résultats novateurs pourront guider les cliniciens dans le choix de leurs interventions locomotrices visant à réduire l'asymétrie des personnes hémiparétiques. De plus, nos conclusions ouvrent la porte à de futures études qui contribueront à préciser l'apport des protocoles d'adaptation et des post-effets à la rééducation de l'asymétrie des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC.

## Chapitre 8. Bibliographie

- Ada, L., Canning, C. G., & Dwyer, T. (2000). Effect of muscle length on strength and dexterity after stroke. *Clin Rehabil*, 14, 55-61.
- Adams, R. W., Gandevia, S. C., & Skuse, N. F. (1990). The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain*, 113 ( Pt 5), 1459-1476.
- Allen, J. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2011). Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait Posture*, 33, 538-543.
- Allen, J. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2014). Forward propulsion asymmetry is indicative of changes in plantarflexor coordination during walking in individuals with post-stroke hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*.
- Andrews, A. W., & Bohannon, R. W. (2000). Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clin Rehabil*, 14, 79-87.
- Arene, N., & Hidler, J. (2009). Understanding motor impairment in the paretic lower limb after a stroke: a review of the literature. *Top Stroke Rehabil*, 16, 346-356.
- Atallah, L., Wiik, A., Lo, B., Cobb, J. P., Amis, A. A., & Yang, G. Z. (2014). Gait asymmetry detection in older adults using a light ear-worn sensor. *Physiol Meas*, 35, N29-40.
- Babault, N., Pousson, M., Ballay, Y., & J., V. H. (2001). Activation of Human Quadriceps Femoris During Isometric, Concentric, and Eccentric Contractions. *J Appl Physiol*, 91, 2628-2634.
- Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., & Van Hoecke, J. (2003). Effect of Quadriceps Femoris Muscle Length and Neural Activation During Isometric and Concentric Contractions. *Journal of Applied Physiology*, 94, 983-990.
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 3, 4.
- Balaban, B., & Tok, F. (2014). Gait Disturbances in Patients With Stroke. *Pm r*, 6, 635-642.
- Balasubramanian, C. K., Bowden, M. G., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 88, 43-49.
- Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2009). Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture*, 29, 408-414.
- Bastian, A. J. (2006). Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Curr Opin Neurobiol*, 16, 645-649.
- Bayat, R., Barbeau, H., & Lamontagne, A. (2005). Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 19, 115-124.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. I. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 27, 27-36.
- Bertrand, A. M. (2004). *Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral.* (Ph.D.), Université de Montréal, Montréal.



- Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2001). Effects of upper limb unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 403-411.
- Bertrand, A. M., Mercier, C., Shun, P. L. W., Bourbonnais, D., & Desrosiers, J. (2004). Effects of Weakness on Symmetrical Bilateral Grip Force Exertion in Subjects with Hemiparesis. *J Neurophysiol*, 91, 1579-1585.
- Betschart, M., Lauzière, S., Miéville, C., McFadyen, B., & Nadeau, S. (2014). *Timing and coordination of distal lower limb muscles after split-belt treadmill walking in chronic stroke survivors*. Paper presented at the 36e symposium international: Réadaptation sensorimotrice: à la croisée des sciences fondamentales et cliniques.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1995). Limb Muscle Strength is Impaired Bilaterally after Stroke. *J. Phys. Ther. Sci.*, 7, 1-7.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1998). Relationships between impairments in strength of limb muscle actions following stroke. *Percept Mot Skills*, 87, 1327-1330.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (2011). Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97, 182-189.
- Bohannon, R. W., Andrews, A. W., & Smith, M. B. (1988). Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. *Int J Rehabil Res*, 11, 181-182.
- Bohannon, R. W., Horton, M. G., & Wikholm, J. B. (1991). Importance of 4 variables of gait to patients with stroke. *Int J Rehabil Res*, 14, 246-150.
- Bohannon, R. W., & Schaefer, L. (1990). Perception of unilateral weightbearing during unilateral and bilateral upright stance. *Percept Mot Skills*, 71, 123-128.
- Bohannon, R. W., & Tinti Wald, D. (1991). Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Percept Mot Skills*, 72, 935-941.
- Bohannon, R. W., & Waldron, R. M. (1991). Weightbearing during comfortable stance in patients with stroke: Accuracy and reliability of measurements. *Australian Journal of Physiotherapy*, 37, 19-22.
- Bohannon, R. W., & Walsh, S. (1992). Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 73, 721-725.
- Bohannon, R. W., Walters, M., & Farr, M. (1997). Trunk muscle performance in stroke patients. *Physiother Res Int*, 2, 197-199.
- Bohannon, R. W., & Waters, G. (1989). Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills*, 69, 875-880.
- Bohannon, R. W., & Williams, A. (1995). Relationship between impariments and gait performance after stroke: a summary of relevant research. *Gait Posture*, 3, 236-240.
- Bourbonnais, D., Vanden Noven, S., & Pelletier, R. (1992). Incoordination in patients with hemiparesis. *Can J Public Health*, 83 Suppl 2, S58-63.
- Bouyer, L. J. (2011). Challenging the adaptive capacity of rhythmic movement control: from denervation to force filed adaptation. *Prog Brain Res*, 188, 119-134.
- Bovonsunthonchai, S., Hiengkaew, V., Vachalathiti, R., & Vongsirinavarat, M. (2011). Gait symmetrical indexes and their relationships to muscle tone, lower extremity function, and postural balance in mild to moderate stroke. *Journal of the Medical Association of Thailand*, 94, 476-484.

- Bowden, M. G., Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2006). Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke*, 37, 872-876.
- Brandstater, M. E., de Bruin, H., Gowland, C., & Clark, B. M. (1983). Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 64, 583-587.
- Brière, A. (2011). *Perception d'effort et de mise en charge et asymétrie motrice lors du passage assis à debout chez le sujet hémiparétique*. (Ph.D.), Université de Montréal, Montréal.
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 41, 1704-1708.
- Briere, A., Nadeau, S., Lauziere, S., & Gravel, D. (2013). Perception of weight-bearing and effort distribution during sit-to-stand in individuals post-stroke. *Percept Mot Skills*, 117, 1208-1223.
- Briere, A., Nadeau, S., Lauziere, S., Gravel, D., & Dehail, P. (2013). Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis and healthy controls. *J Electromyogr Kinesiol*, 23, 508-515.
- Burnett, D. R., Campbell-Kyureghyan, N. H., Cerrito, P. B., & Quesada, P. M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 21, 610-615.
- Cahalan, T. D., Johnson, M. E., Liu, S., & Chao, E. Y. (1989). Quantitative Measurements of Hip Strength in Different Age Groups. *Clin Orthop Relat Res*, 246, 136-145.
- Canning, C. G., Ada, L., & O'Dwyer, N. (1999). Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 80, 66-70.
- Capaday, C., Lavoie, B. A., Barbeau, H., Schneider, C., & Bonnard, M. (1999). Studies on the corticospinal control of human walking: I. Responses to focal transcranial magnetic stimulation of the motor cortex. *J Neurophysiol*, 81, 129-139.
- Carson, R. G., Riek, S., & Shahbazzpour, N. (2002). Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *Journal of Physiology*, 539, 913-925.
- Cham, R., & Redfern, M. S. (2002). Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture*, 15, 159-171.
- Chang, M. D., Shaikh, S., & Chau, T. (2009). Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait. *Gait Posture*, 30, 431-435.
- Chen, H. C., Tang, S. F.-T., Wu, C.-Y., Cheng, P.-T., & Hong, W.-H. (2003). Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 925-935.
- Chen, G., Patten, C., Kothari, D. H., & Zajac, F. E. (2005). Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture*, 22, 51-56.
- Chen, I. H., Novak, V., & Manor, B. (2014). Infarct hemisphere and noninfarcted brain volumes affect locomotor performance following stroke. *Neurology*, 82, 828-834.

- Chisholm, A. E., Perry, S. D., & McIlroy, W. E. (2011). Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait Posture*, 33, 238-243.
- Claeys, R. (1983). The analysis of ground reaction forces in pathological gait secondary to disorders of the foot. *Int Orthop*, 7, 113-119.
- Clark, D. J., Condliffe, E. G., & Patten, C. (2006). Activation impairment alters muscle torque-velocity in the knee extensors of persons with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*, 117, 2328-2337.
- Collins, S., Visscher, P., De Vet, H. C., Zuurmond, W. W., & Perez, R. S. (2010). Reliability of the Semmes Weinstein Monofilaments to measure coetaneous sensibility in the feet of healthy subjects. *Disabil Rehabil*, 32, 2019-2027.
- Dattola, R., Girlanda, P., Vita, G., Santoro, M., Roberto, M. L., Toscano, A., . . . Messina, C. (1993). Muscle rearrangement in patients with hemiparesis after stroke: an electrophysiological and morphological study. *European Neurology*, 33, 109-114.
- Davies, J. M., Mayston, M. J., & Newham, D. J. (1996). Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. *Disability & Rehabilitation*, 18, 83-90.
- Dietz, V., Ketelsen, U. P., Berger, W., & Quintern, J. (1986). Motor unit involvement in spastic paresis. Relationship between leg muscle activation and histochemistry. *J Neurol Sci.*, 75, 89-103.
- Dietz, V., Zijlstra, W., & Duysens, J. (1994). Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion. *Exp Brain Res*, 101, 513-520.
- Downs, S., Marquez, J., & Chiarelli, P. (2013). The Berg Balance Scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review. *J Physiother*, 59, 93-99.
- Duclos, C., Nadeau, S., & Lecours, J. (2008). Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabilitation Neural Repair*, 22, 715-722.
- Dyer, J. O., Maupas, E., Andrade Melo, S., Bourbonnais, D., & Forget, R. (2011). Abnormal coactivation of knee and ankle extensors is related to changes in heteronymous spinal pathways after stroke. *Journal of Neuroengineering & Rehabilitation*, 8, 1-13.
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, 12, 189-198.
- Fouad, K., & Pearson, K. (2004). Restoring walking after spinal cord injury. *Progress in Neurobiology*, 73, 107-126.
- Frontera, W. R., Grimby, L., & Larsson, L. (1997). Firing rate of the lower motoneuron and contractile properties of its muscle fibers after upper motoneuron lesion in man. *Muscle Nerve*, 20, 938-947.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977). Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. *Journal of Physiology*, 272, 673-689.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1978). Interpretation of perceived motor commands by reference to afferent signals. *Journal of Physiology*, 283, 493-499.
- Gandevia, S. C., Refshauge, K. M., & Collins, D. F. (2002). Proprioception: Peripheral inputs and perceptual interactions. *Adv Exp Med Biol*, 508, 61-68.

- Gao, F., Grant, T. H., Roth, E. J., & Zhang, L. Q. (2009a). Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*, 90, 819-826.
- Gao, F., Grant, T. H., Roth, E. J., & Zhang, L. Q. (2009b). Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*, 90, 819-826.
- Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D., & Arsenault, A. B. (1992). Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain*, 115, 1193-1207.
- Gauthier, L., Dehaut, F., & Joanette, Y. (1989). The Bells Test: A quantitative and qualitative test for visual neglect. *International Journal of Clinical Neuropsychology*, 11, 49-54.
- Gaviria, M., D'Angeli, M., Chavet, P., Pelissier, J., Peruchon, E., & Rabischong, P. (1996). Plantar dynamics of hemiplegic gait: A methodological approach. *Gait Posture*, 4, 297-305.
- Gerrits, K. H., Beltman, M. J., & Koppe, P. A. (2009). Isometric muscle function of knee extensors and the relation with functional performance in patients with stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 90, 480-487.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., . . . Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24, 58-63.
- Gravel, D., Ricahrds, C. L., & Filion, M. (1988). Influence of Contractile Tension Development on Dynamic Strength Measurements of the Plantarflexors in Man. *J Biomech*, 21, 89-96.
- Gray, V., Rice, C. L., & Garland, S. J. (2012). Factors that influence muscle weakness following stroke and their clinical implications: a critical review. *Physiother Can*, 64, 415-426.
- Griffin, M. P., Olney, S. J., & McBride, I. (1995). Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait Posture*, 3, 132-142.
- Harkema, S. J., Behrman, A. L., & Barbeau, H. (2011). *Locomotor Training: Principles and Practice*. New York: Oxford University Press, Inc.
- Harridge, S. D., Kryger, A., & Stensgaard, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve*, 22, 831-839.
- Harris-Love, M. L., Forrester, L. W., Macko, R. F., Silver, K. H., & Smith, G. V. (2001). Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 15, 105-112.
- Harris, G. F., & Wertsch, J. J. (1994). Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 75, 216-225.
- Hartman-Maeir, A., Soroker, N., Ring, H., Avni, N., & Katz, N. (2007). Activities, participation and satisfaction one-year post stroke. *Disabil Rehabil*, 29, 559-566.
- Hawker, G. A., Mian, S., Kendzerska, T., & French, M. (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, S240-S252.

- Hébert, L. J., Gravel, D., & Arsenault, B. (1995). Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilisation ratios. *Scand J Rehabil Med*, 27, 83-88.
- Helbostad, J. L., & Moe-Nilssen, R. (2003). The effect of gait speed on lateral balance control during walking in healthy elderly. *Gait Posture*, 18, 27-36.
- Hesse, S., Reiter, F., Jahnke, M., Dawson, M., Sarkodie-Gyan, T., & Mauritz, K. H. (1997). Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke subjects. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78, 719-724.
- Hodgson, C. (1998). Prevalence and disabilities of community-living seniors who report the effect of stroke. *Canadian Medical Association Journal*, 159, S9-S14.
- Hollands, K. L., Pelton, T., Wimperis, A., Whitham, D., Jowett, S., Sackley, C., . . . van Vliet, P. (2013). Visual cue training to improve walking and turning after stroke: a study protocol for a multi-centre, single blind randomised pilot trial. *Trials*, 14, 276.
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture*, 34, 111-118.
- Hoogkamer, W., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2014). Gait Parameters Affecting the Perception Threshold of Locomotor Symmetry : Comment on Lauzière, et al. (2014). *Percept Mot Skills*.
- Horstman, A. M., Beltman, M. J., & Gerrits, K. H. (2008). Intrinsic muscle strength and voluntary activation of both lower limbs and functional performance after stroke. *Clin Physiol Funct Imaging*, 28, 251-261.
- Horstman, A. M., Gerrits, K. H., Beltman, M. J., Koppe, P. A., Janssen, T. W., & de Haan, A. (2010). Intrinsic properties of the knee extensor muscles after subacute stroke. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 91, 123-128.
- Hsu, A. L., Tang, P. F., & Jan, M. H. (2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84, 1185-1193.
- Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Daprati, E., Nico, D., Cappellini, G., & Lacquaniti, F. (2011). Locomotor body scheme. *Hum Mov Sci*, 30, 341-351.
- Ivey, F. M. P., Macko, R. F. M., Ryan, A. S. P., & Hafer-Macko, C. E. M. (2005). Cardiovascular Health and Fitness After Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 12, 1-16.
- Jarayam, G., Galea, J. M., Bastian, A. J., & Celnik, P. (2011). Human locomotor adaptative learning is proportional to depression of cerebellar excitability. *Cerebral Cortex*, 21, 1901-1909.
- Jasiewicz, J. M., Allum, J. H., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B., & Li, R. C. (2006). Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait Posture*, 24, 502-509.
- Jones, L. A. (1983). Role of central and peripheral signals in force sensation during fatigue. *Experimental Neurology*, 81, 497-503.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983a). Effect of fatigue on force sensation. *Experimental Neurology*, 81, 640-650.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983b). Force and EMG correlates of constant effort contractions. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 51, 75-83.

- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983c). Perceived force in fatiguing isometric contractions. *Perception & Psychophysics*, 33, 369-374.
- Jorgensen, Crabtree, N. J., Reeve, J., & Jacobsen, B. K. (2000). Ambulatory level and asymmetrical weight bearing after stroke affects bone loss in the upper and lower part of the femoral neck differently: Bone adaptation after decreased mechanical loading. *Bone*, 27, 701-707.
- Jorgensen, Nakayama, H., Raaschou, H. O., & Olsen, T. S. (1995). Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 76, 27-32.
- Jorgensen, L., & Jacobsen, B. K. (2001). Changes in muscle mass, fat mass, and bone mineral content in the legs after stroke: a 1 year prospective study. *Bone*, 28, 655-659.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*, 7, 849-860.
- Kandel, Schwartz, & Jessel. (2000). Chapitre 37 : Locomotion. In I. McGraw-Hill Companies (Ed.), *Principles of Neural Science (4th Edition)*: McGraw-Hill Companies, Inc.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M. (2000). *Principles of neural science (4th Edition)*: McGraw-Hill Companies, Inc.
- Kautz, S. A., Bowden, M. G., Clark, D. J., & Neptune, R. R. (2011). Comparison of motor control deficits during treadmill and overground walking poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 25, 756-765.
- Kautz, S. A., & Patten, C. (2005). Interlimb influences on paretic leg function in poststroke hemiparesis. *J Neurophysiol*, 92, 2460-2473.
- Kepple, T. M., Siegel, K. L., & Stanhope, S. J. (1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait Posture*, 6, 1-8.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2003a). The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Phys Ther*, 83, 49-57.
- Kim, C. M., & Eng, J. 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 Posture*, 18, 23-28.
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture*, 20, 140-146.
- Kim, C. M., Kothari, D. H., Lum, P. S., & Patten, C. (2005). Reliability of Dynamic Muscle Performance in the Hemiparetic Upper Limb. *Journal of Neurological Physical Therapy*, 29, 9-17.
- Klein, C. S., Brooks, D., Richardson, D. E., McIlroy, W. E., & Bayley, M. T. (2010). Voluntary activation failure contributes more to plantar flexor weakness than antagonist coactivation and muscle atrophy in chronic stroke survivors. *Journal of Applied Physiology*, 109, 1337-1346.
- Kluger, D., Major, M. J., Fatone, S., & Gard, S. A. (2014). The effect of trunk flexion on lower-limb kinetics of able-bodied gait. *Hum Mov Sci*, 33, 395-403.
- Knikou, M. (2010). Neural control of locomotion and training-induced plasticity after spinal and cerebral lesions. *Clinical Neurophysiology*, 121, 1655-1668.

- Kokmen, E., Bossemeyer, R. W., Jr., Barney, J., & Williams, W. J. (1977). Neurological manifestations of aging. *J Gerontol*, 32, 411-419.
- Lamontagne, A., & Fung, J. (2004). Faster is better : Implications for Speed-Intensive Gait Training after Stroke. *Stroke*, 35, 2543-2548.
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2000). Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81, 351-358.
- Laurent, K., De Seze, M. P., Delleci, C., Koleck, M., Dehail, P., Orgogozo, J. M., & Mazaux, J. M. (2011). Assessment of quality of life in stroke patients with hemiplegia. *Ann Phys Rehabil Med*, 54, 376-390.
- Lauzière, S., Brière, A., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight bearing distribution during sit-to-stand task in healthy young and elderly individuals. *Perceptual & Motor Skills*, 11, 187-198.
- Lauziere, S., Dubois, B., Briere, A., & Nadeau, S. (2012). Magnitude of force perception errors during static contractions of the knee extensors in healthy young and elderly individuals. *Atten Percept Psychophys*, 74, 216-224.
- Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology*, 104, 747-755.
- Lerner-Frankiel, M., Vargas, S., Brown, M., Krusell, L., & Schoneberger, W. (1990). Functional community ambulation: what are your criteria? *Clin Management*, 6, 12-15.
- Levin, M. F., & Hui-Chan, C. W. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 85, 131-142.
- Lewek, M. D., Feasel, J., Wentz, E., Brooks, F. P., Jr., & Whitton, M. C. (2012). Use of visual and proprioceptive feedback to improve gait speed and spatiotemporal symmetry following chronic stroke: a case series. *Phys Ther*, 92, 748-756.
- Li, K. W., & Yu, R. (2011). Assessment of grip force and subjective hand force exertion under handedness and postural conditions. *Appl Ergon*, 42, 929-933.
- Li, X., Zhou, P., & Aruin, A. S. (2007). Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. *Ann Biomed Eng*, 35, 1532-1538.
- Lin, P., Yang, Y., Cheng, S., & Wang, R. (2006). The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87, 562-568.
- Lin, S.-I. (2005). Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86, 197-203.
- Lord, S. E., McPherson, K., McNaughton, H. K., Rochester, L., & Weatherall, M. (2004). Community ambulation after stroke: how important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 85, 234-239.
- Lum, P. S., Patten, C., Kothari, D. H., & Yap, R. (2004). Effects of velocity on maximal torque production in poststroke hemiparesis. *Muscle Nerve*, 30, 732-742.
- Madhavan, S., Krishnan, C., Jayaraman, A., Rymer, W. Z., & Stinear, J. W. (2011). Corticospinal tract integrity correlates with knee extensor weakness in chronic stroke survivors. *Clin Neurophysiol*, 122, 1588-1594.

- Marigold, D. S., & Patla, A. E. (2002). Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. *J Neurophysiol*, 88, 339-353.
- Marques, B., Colombo, G., Muller, R., Dursteler, M. R., Dietz, V., & Straumann, D. (2007). Influence of vestibular and visual stimulation on split-belt walking. *Exp Brain Res*, 183, 457-463.
- Marzolini, S., McIlroy, W., Tang, A., Corbett, D., Craven, B. C., Oh, P. I., & Brooks, D. (2014). Predictors of low bone mineral density of the stroke-affected hip among ambulatory individuals with chronic stroke. *Osteoporos Int*.
- Matsas, A., Taylor, N., & McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture*, 11, 46-53.
- Mayo, N. E., Wood-Dauphinee, S., Ahmed, S., Gordon, C., Higgins, J., McEwen, S., & Salbach, N. (1999). Disablement following stroke. *Disabil Rehabil*, 21, 258-268.
- Mayo, N. E., Wood-Dauphinee, S., Cote, R., Durcan, L., & Carlton, J. (2002). Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 1035-1042.
- McCloskey, Ebeling, P., & Goodwin, G. M. (1974). Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a sense of effort. *Experimental Neurology*, 42, 220-232.
- McGowan, C. P., Neptune, R. R., & Kram, R. (2008). Independent effects of weight and mass on plantar flexor activity during walking: implications for their contributions to body support and forward propulsion. *Journal of Applied Physiology*, 105, 486-494.
- Meijer, J. W., Smit, A. J., Lefrandt, J. D., van der Hoeven, J. H., Hoogenberg, K., & Links, T. P. (2005). Back to basics in diagnosing diabetic polyneuropathy with the tuning fork! *Diabetes Care*, 28, 2201-2205.
- Meinders, M., Gitter, A., & Czerniecki, J. M. (1998). The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scand J Rehabil Med*, 30, 39-46.
- Mercier, C., Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2004). Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching in hemiparetic subjects. *Exp Brain Res*, 157, 32-42.
- Mercier, C., Bourbonnais, D., Bilodeau, S., Lemay, J. F., & Cross, P. (1999). Description of a new motor re-education program for the paretic lower limb aimed at improving the mobility of stroke patients. *Clin Rehabil*, 13, 199-206.
- Miller, M., Flansbjerg, U. B., & Lexell, J. (2009). Voluntary activation of the knee extensors in chronic poststroke subjects. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 286-291.
- Milot, M. H. (2007). *Effet du renforcement musculaire sur les niveaux d'effort des muscles de la cheville et de la hanche lors de la marche chez le sujet hémiparétique*. (Ph.D.), Université de Montréal, Montréal.
- 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 & Kinesiology*, 17, 184-193.
- Milot, M. H., Nadeau, S., Gravel, D., & Requiaio, L. F. (2006). Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 37, 2070-2075.



- Misiaszek, J. E. (2003). The H-reflex as a tool in neurophysiology: Its limitation and uses in understanding nervous system function. *Muscle Nerve*, 28, 144-160.
- Miyai, I., Yagura, H., Hatakenaka, M., Oda, I., Konishi, I., & Kubota, K. (2003). Longitudinal optical imaging study for locomotor recovery after stroke. *Stroke*, 34, 2866-2870.
- Morton, S. M., & Bastian, A. J. (2006). Cerebellar Contributions to Locomotor Adaptations during Splitbelt Treadmill Walking. *The journal of Neuroscience*, 26, 9107-9116.
- Nadeau, S., Arsenault, A. B., Gravel, D., Lepage, Y., & Bourbonnais, D. (1998). Analysis of a spasticity index used in adults with a stroke. *Canad J Rehabil*, 11, 219-220.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1996). A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4, 386-394.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1999). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics*, 14, 125-135.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Goyette, M. (1996). Preloading and range of motion effect on plantarflexor muscle performance. *Arch Phys Med Rehabil*, 77, 1000-1004.
- Nadeau, S., Gravel, D., & Olney, S. J. (2001). Determinants, Limiting Factors, and Compensatory Strategies in Gait. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 13, 1-25.
- Neely, G., Ljunggren, G., Sylven, C., & Borg, G. (1992). Comparison between the Visual Analogue Scale (VAS) and the Category Ratio Scale (CR-10) for the evaluation of leg exertion. *Int J Sports Med*, 13, 133-136.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 34, 1387-1398.
- Noble, B. J., Borg, G., Jacobs, I., Ceci, R., & Kaiser, P. (1983). A category-ratio perceived exertion scale : Relationship to blood and muscle lactate and heart rate. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 15, 523-528.
- O'Sullivan, S. B., & Schmitz, T. J. (2007). Stroke. In F. A. Davis (Ed.), *Physical Rehabilitation* (pp. 1383). Philadelphia: F.A. Davis.
- Odajima, N., Ishiai, S., Okiyama, R., Furukawa, T., & Tsukagoshi, H. (1987). CT findings of leg muscles in the hemiplegics due to cerebrovascular accidents-correlation to disuse atrophy. *Rinsho Shinkeigaku*, 27, 1154-1162.
- 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. *J Neurophysiol*, 111, 722-732.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., & McBride, I. (1994). Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther*, 74, 872-885.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N., & McBride, I. D. (1991). Work and power in gait of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 72, 309-314.
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and Posture*, 4, 136-148.

- Parvataneni, K., Ploeg, L., Olney, S. J., & Brouwer, B. (2009). Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24, 95-100.
- Patten, C., Lexell, J., & Brown, H. E. (2004). Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy. *J Rehab Res Dev*, 41, 293-312.
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010a). Changes in gait symmetry and velocity after stroke: A cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 24, 783-790.
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2010b). Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*, 31, 241-246.
- Patterson, K. K., Mansfield, A., Biasin, L., Brunton, K., Inness, E. L., & McIlroy, W. E. (2014). Longitudinal Changes in Poststroke Spatiotemporal Gait Asymmetry Over Inpatient Rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*.
- Patterson, K. K., Nadkarni, N. K., Black, S. E., & McIlroy, W. E. (2012). Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait Posture*, 35, 590-594.
- Patterson, K. K., Parafianovicz, 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 & Rehabilitation*, 89, 304-310.
- Pedretti, L. W. (1985). Evaluation of sensation, perception and cognition. In L. W. P. e. B. Z. (Eds.) (Ed.), *Occupational Therapy: Practice Skills for Physical Dysfunction* (Second ed., pp. 99). St-Louis : CV Mosby.
- Pérennou, D. (2006). Postural disorders and spatial neglect in stroke patients: A strong association. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 24, 319-334.
- Pérennou, D., Benaim, C., Rouget, E., Rousseaux, M., Blard, J. M., & Pelissier, J. (1999). [Postural balance following stroke: towards a disadvantage of the right brain-damaged hemisphere]. *Rev Neurol (Paris)*, 155, 281-290.
- Pérennou, D., Péliissier, J., & Amblard, B. (1996). La posture et le contrôle postural du patient cérébrolésé vasculaire: une revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 39, 497-513.
- Pérennou, D. A., Amblard, B., Leblond, C., & Pelissier, J. (1998). Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci Lett*, 252, 75-78.
- Perera, S., Mody, S., Woodman, R., & Studenski, S. (2006). Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *Journal of American Geriatrics Society*, 54, 743-749.
- Perry, J. (1993). Determinants of muscle function in the spastic lower extremity. *Clin Orthop Relat Res*, 288, 10-26.
- Petersen, N. T., Butler, J. E., Marchand-Pauvert, V., & Nielsen, J. B. (2001). Suppression of EMG activity by transcranial magnetic stimulation in human subjects during walking. *Journal of Physiology*, 537, 651-656.
- Peterson, C. L., Cheng, J. T., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2010). Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait Posture*, 32, 451-456.

- Peterson, C. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2011). Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. *Gait Posture*, 33, 562-567.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., & Erikson, W. H. (2000). Perceived exertion during isometric quadriceps contraction. A comparison between men and women. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 40, 319-326.
- Pineiro, R., Pendlebury, S. T., Smith, S., Flitney, D., Blamire, A. M., & Styles, P. (2000). Relating MRI changes to motor deficit after ischemic stroke by segmentation of functional motor pathways. *Stroke*, 31, 672-679.
- Pohl, P. S., Duncan, P. W., Perera, S., Liu, W., Lai, S. M., Studenski, S., & Long, J. (2002). Influence of stroke-related impairments on performance in 6-minute walk test. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 39, 1-6.
- Reisman, D. S., Bastian, A. J., & Morton, S. M. (2010). Neurophysiologic and rehabilitation insights from the split-belt and other locomotor adaptation paradigms. *Phys Ther*, 90, 187-195.
- Reisman, D. S., Block, H. J., & Bastian, A. J. (2005). Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *J Neurophysiol*, 94, 2403-2415.
- Reisman, D. S., McLean, H., & Bastian, A. J. (2010a). Split-belt treadmill training poststroke: a case study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 34, 202-207.
- Reisman, D. S., Mclean, H., & Bastian, A. J. (2010b). Split-Belt Treadmill Training Poststroke: A Case Study. *Physical Therapy*, 34, 202-207.
- Reisman, D. S., McLean, H., Keller, J., Danks, K. A., & Bastian, A. J. (2013). Repeated split-belt treadmill training improves poststroke step length asymmetry. *Neurorehabil Neural Repair*, 27, 460-468.
- Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K., & Bastian, A. J. (2007). Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, 130, 1861-1872.
- Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K., & Bastian, A. J. (2009). Split-belt treadmill adaptation transfers to overground walking in persons poststroke. *Neurorehabilitation & Neural Repair*, 23, 735-744.
- Requiao, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Gagnon, D. (2005). Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 15, 393-405.
- Requião, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Gagnon, D. (2005). Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 15, 393-405.
- Reynolds, R. F., & Bronstein, A. (2007). The moving platform after-effect reveals dissociation between what we know and how we walk. *Journal of Neural Transmission*, 114, 1297-1303.
- Reynolds, R. F., & Bronstein, A. M. (2003). The broken escalator phenomenon. Aftereffect of walking onto a moving platform. *Exp Brain Res*, 151, 301-308.
- Reynolds, R. F., & Bronstein, A. M. (2006). Self-initiated gait increases susceptibility to the moving platform after-effect. *Neuroreport*, 17, 1503-1505.

- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*, 26, 17-24.
- Robertson, R., & Noble, B. (1997). *Perception of physical exertion : methods, mediators, and applications*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Roerdink, M., & Beek, P. J. (2010). Understanding Inconsistent Step-Length Asymmetries Across Hemiplegic Stroke Patients: Impairments and Compensatory Gait. *Neurorehabil Neural Repair*.
- Roerdink, M., Lamoth, C., Kwakkel, G., Van Wieringen, P., & Beek, P. J. (2007). Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. *Phys Ther*, 87, 1009-1023.
- Ryan, A. S., Dobrovolsky, C. L., Smith, G. V., Silver, K. H., & Macko, R. F. (2002). Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 1703-1707.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait : a review. . *Gait Posture*, 12, 34-45.
- Schubert, M., Curt, A., Jensen, L., & Dietz, V. (1997). Corticospinal input in human gait: modulation of magnetically evoked motor responses. *Exp Brain Res*, 115, 234-246.
- Shield, A., & Zhou, S. (2004). Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Med*, 34, 253-267.
- Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N., & Gruber, W. (1997). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Phys Ther*, 77, 812-819.
- Simon, A. M., & Ferris, D. P. (2008). Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. *Exp Brain Res*, 187, 129-138.
- Simon, A. M., Kelly, B. M., & Ferris, D. P. (2009). Sense of Effort Determines Lower Limb Force Production During Dynamic Movement in Individuals with Poststroke Hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, 23, 811-818.
- Simoneau, E., Martin, A., & Van Hoecke, J. (2007). Effects of Joint Angle and Age on Ankle Dorsi- and Plantar-Flexor Strength. *J Electromyogr Kinesiol*, 17, 307-316.
- Solnik, S., Rider, P., Steinweg, K., DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2010). Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *Eur J Appl Physiol*, 110, 489-498.
- Spielholz, P. (2006). Calibrating Borg scale ratings of hand force exertion. *Appl Ergon*, 37, 615-618.
- Stephens, M. J., & Yang, J. F. (1996). Short latency, non-reciprocal group I inhibition is reduced during the stance phase of walking in humans. *Brain Res*, 743, 24-31.
- Studenski, S., Perera, S., Patel, K., Rosano, C., Faulkner, K., Inzitari, M., . . . Guralnik, J. (2011). Gait speed and survival in older adults. *Jama*, 305, 50-58.
- Svantesson, U., Grimby, G., & Thomee, R. (1994). Potentiation of Concentric Plantar Flexion Torque Following Eccentric and Isometric Muscle Actions. . *Acta Physiol Scand*, 152, 287-293.
- Taylor, N., Sanders, R., Howick, E., & Stanley, S. (1991). Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62, 180-188.

- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., McBride, I., & Olney, S. J. (2001). Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33, 53-60.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., & Requião, L. F. (2008). Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical Biomechanics*, 23, 769-778.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., Milot, M. H., Gravel, D., Requião, L. F., & Piote, F. (2005). Changes in Lower Limb Joint Contributions to Energy Generation and Absorption During Gait Related to Cadence and Laterality. *Gait Posture*, 21, S151.
- Titianova, E. B., & Tarkka, I. M. (1995). Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 32, 236-244.
- Toffola, E. D., Spargaglione, D., Pistorio, A., & Buonocore, M. (2001). Myoelectric manifestations of muscle changes in stroke patients. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 82, 661-665.
- Torres-Oviedo, G., & Bastian, A. J. (2012). Natural error patterns enable transfer of motor learning to novel context. *J Neurophysiol*, 107, 346-356.
- Turns, L. J., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking. *Arch Phys Med Rehabil*, 88, 1127-1135.
- Tveter, A. T., Dagfinrud, H., Moseng, T., & Holm, I. (2014). Health-related physical fitness measures: Reference values and reference equations for use in clinical practice. *Arch Phys Med Rehabil*.
- Tyson, S. F., Chillala, J., Hanley, M., Selley, A. B., & Tallis, R. C. (2006). Distribution of weakness in the upper and lower limbs post-stroke. *Disabil Rehabil*, 28, 715-719.
- Van de Putte, M., Hagemester, N., St-Onge, N., Parent, G., & de Guise, J. A. (2006). Habituation to treadmill walking. *Biomed Mater Eng*, 16, 43-52.
- van Vliet, P. M., & Wulf, G. (2006). Extrinsic feedback for motor learning after stroke: what is the evidence? *Disability & Rehabilitation*, 28, 831-840.
- Visintin, M., Barbeau, H., Korner-Bitensky, N., & Mayo, N. E. (1998). A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, 29, 1122-1128.
- von Schroeder, H. P., Coutts, R. D., Lyden, P. D., Billings, E., Jr., & Nickel, V. L. (1995). Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev*, 32, 25-31.
- Wall, J. C., & Turnbull, G. I. (1986). Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 67, 550-553.
- Wang, R. Y., Tseng, H. Y., Liao, K.-K., Wang, C. J., Lai, K. L., & Yang, Y. R. (2012). rTMS Combined With Task-Oriented Training to Improve Symmetry of Interhemispheric Corticomotor Excitability and Gait Performance After Stroke : A Randomized Trial. *Neurorehab. Neural Repair*, 26, 222-230.
- Ward, A. B. (2012). A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. *Eur J Neurol*, 19, 21-27.

- Ward, N. S., Newton, J. M., Swayne, O. B., Lee, L., Thompson, A. J., & Greenwood, R. J. (2006). Motor system activation after subcortical stroke depends on corticospinal system integrity. *Brain*, 129, 809-819.
- Waters, R. L., & Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*, 9, 207-231.
- Watt, J. R., Franz, J. R., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2010). A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25, 444-449.
- White, S. C., Yack, H. J., Tucker, C. A., & Lin, H. Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc.*, 30, 1537-1542.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 57, 435-443.
- Wilkinson, P. R., Wolfe, C. D., Warburton, F. G., Rudd, A. G., Howard, R. S., Ross-Russell, R. W., & Beech, R. R. (1997). A long-term follow-up of stroke patients. *Stroke*, 28, 507-512.
- Winegard, K. J., Hicks, A. L., & Vandervoort, A. A. (1997). An evaluation of the length-tension relationship in elderly human plantarflexor muscles. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 52, B337-343.
- Winter, D. A. (1991). *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological* (Second ed.). Waterloo, Ontario, Canada: University of Waterloo Press.
- Yang, J. F., Lam, T., Pang, M. Y. C., Lamont, E., Musselman, K., & Seinen, E. (2004). Infant stepping: a window to the behaviour of the human pattern generator for walking. *Canadian Journal of Physiology & Pharmacology*, 82, 662-674.
- Yang, J. F., Lamont, E. V., & Pang, M. Y. C. (2005). Split-belt treadmill stepping in infants suggests autonomous pattern generators for the left and right leg in humans. *Journal of Neuroscience*, 25, 6869-6876.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*, 16, 215-232.
- Zhu, L. L., Lindenberg, R., Alexander, M. P., & Schlaug, G. (2010). Lesion load of the corticospinal tract predicts motor impairment in chronic stroke. *Stroke*, 41, 910-915.

## **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.

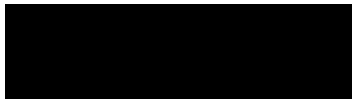
Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal**

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

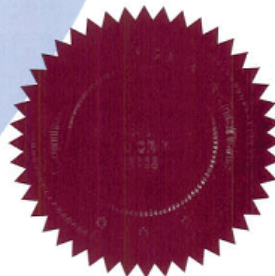
1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;



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.

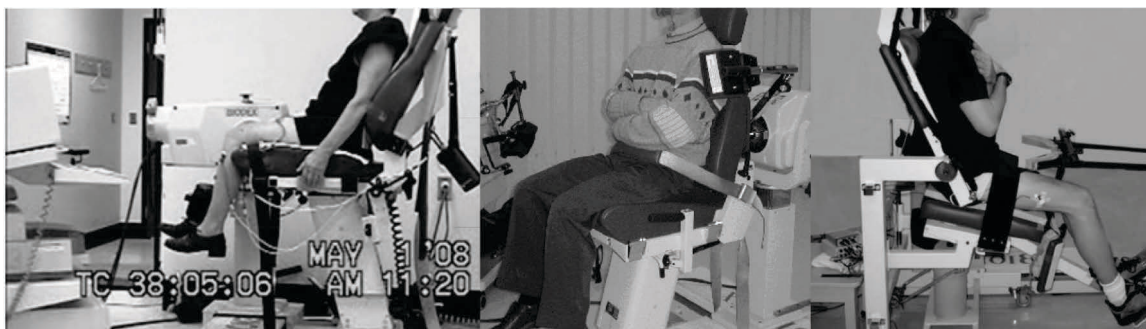


Photo 1. Dynamomètre Biodex et courroies de stabilisation

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.

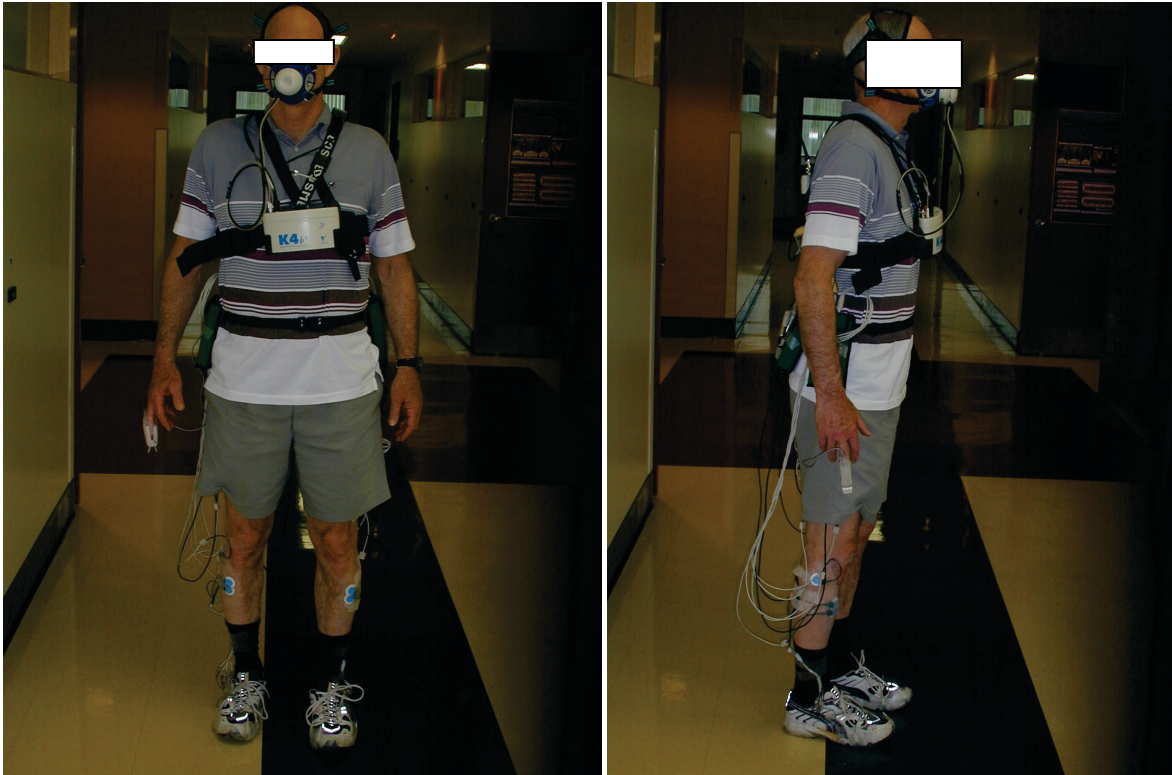


Photo 2. Système d'acquisition des paramètres cardiorespiratoires (COSMED)



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 préleverons à votre dossier certaines informations sur votre état de santé, sur les tests et mesures réalisés par les cliniciens en lien avec les évaluations décrites plus haut.

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

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée pour 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 Sylvie Nadeau, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet, au numéro de téléphone [REDACTED]

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

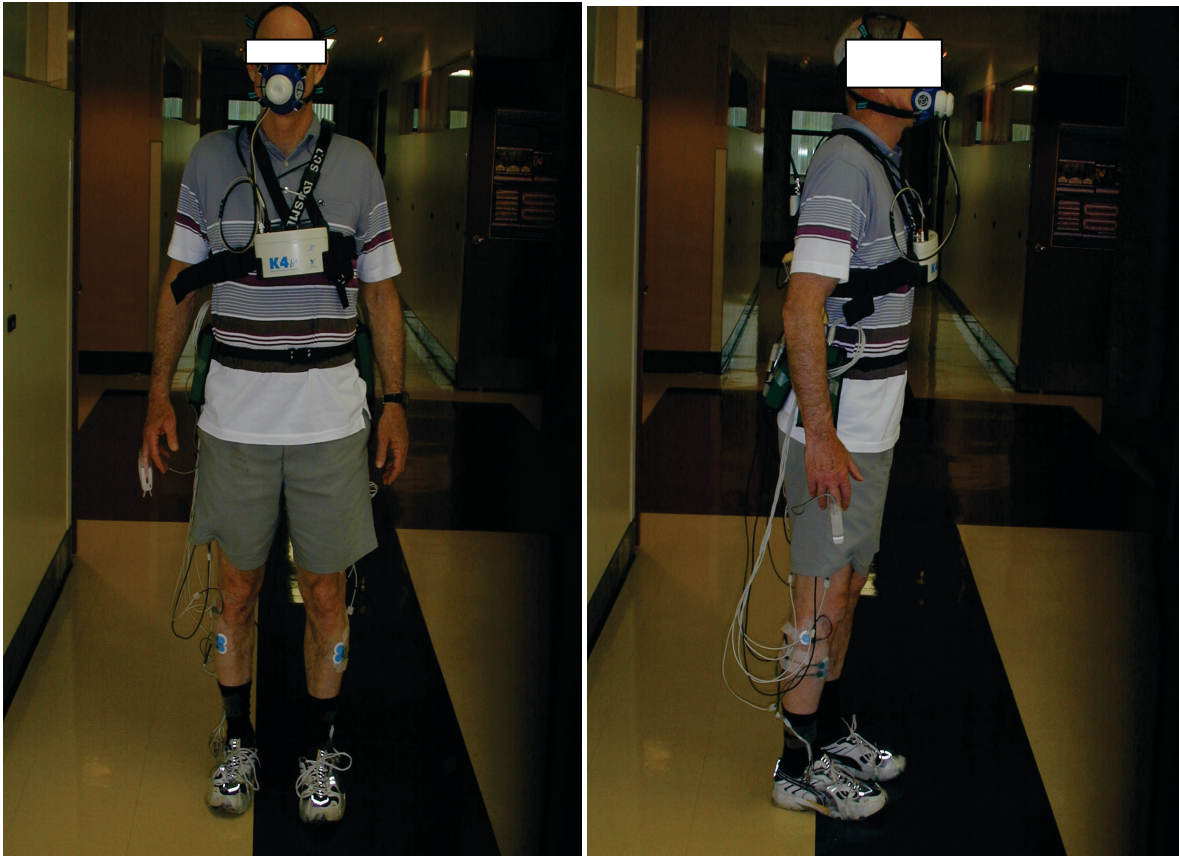


Photo 2. Système d'acquisition des paramètres cardiorespiratoires (COSMED)



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 Sylvie Nadeau, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet, au numéro de téléphone [REDACTED]

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

## **CONSETEMENT**

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 : Preuve de soumission de l'article #3

---

## Submission Confirmation

---

Clinical Biomechanics <deb@spineresearch.org.uk>  
À : selena.lauziere@umontreal.ca

2 septembre 2014 14:30

Dear Mrs. Séléna Lauzière,

Your submission entitled "Individuals post stroke with high and low levels of plantarflexor muscular utilization could benefit from different locomotor trainings" under article type: Research Paper has been received by Clinical Biomechanics.

You may check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/clbi/>.

Your username is: [selena.lauziere@umontreal.ca](mailto:selena.lauziere@umontreal.ca)  
If you need to retrieve password details,  
please go to: [http://ees.elsevier.com/clbi/automail\\_query.asp](http://ees.elsevier.com/clbi/automail_query.asp)

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Elsevier Editorial System  
Clinical Biomechanics

## **Annexe V : Abrégés des communications publiés**

## **ABRÉGÉ #1**

Joint World Congress ISPGR and Gait & Mental Function (2012)

Norvège, 24-28 juin 2012 (#P2-J-18)

Publié dans le recueil d'abrégés du Joint World Congress ISPGR and Gait & Mental  
Function

Présentation affichée

## Perception threshold of locomotor asymmetry while walking on a split-belt treadmill in healthy elderly individuals

S  l  na Lauzi  re, Carole Mi  ville, Rachid Aissaoui and Sylvie Nadeau

**Background and aim:** Asymmetrical movements during functional tasks are well documented in people with hemiparesis following a stroke; thus, training these individuals to perform more symmetrically is one of the goals of rehabilitation therapists. However, studies reveal that individuals with hemiparesis do not perceive themselves as asymmetrical as they really are when executing the sit-to-stand task or while standing. Therefore, it would be relevant to determine whether they can better perceive their asymmetries for a repetitive task such as gait. As a first step, this study assessed how healthy subjects perceived difference between the two limbs when walking on a split-belt treadmill.

**Methods:** Twelve healthy elderly individuals ( $\geq 70$  years old) participated in the study. They were asked to walk at their natural speed on an instrumented split-belt treadmill with both belts running at the same speed (natural gait). Afterwards, the perception threshold of locomotor asymmetry was determined using the ascending method of limits. In this condition, the speed of the belt under the dominant side was gradually increased until participants reported that they perceived themselves as walking asymmetrically. 2 trials were executed. At the perception threshold and during natural gait, the temporal parameters (stance time and double support time), vertical and anteroposterior (AP) peak ground reaction forces were identified for 5 consecutive gait cycles and then expressed as a ratio of asymmetry (slow belt/fast belt). Ratios at the perception threshold and ratios at natural gait were compared using paired Student t test. Relative differences between ratios were calculated for a better interpretation  $[\frac{(\text{ratio at threshold} - \text{ratio at natural speed})}{\text{ratio at natural}} \times 100]$ .

**Results:** Elderly individuals perceived their gait as asymmetrical when the ratio of belt speed was  $0.89 \pm 0.06$  (ranged from 0.79 to 0.96). A strong association was found between the two trials ( $r = 0.838$ ,  $p < 0.01$ ); thus, the mean value was used in subsequent analyses. Table 1 presents the asymmetry ratios of the gait parameters during natural gait and at threshold during asymmetrical gait. Significant differences were observed between natural gait and at threshold during asymmetrical gait for the ratios of stance time and for the AP force (P1). These parameters were also the most correlated with the ratio of belt speed ( $r = -0.74$ ;  $p < 0.001$  for stance time and  $r = 0.42$ ;  $p > 0.05$  for P1).

**Table 1. Ratios of asymmetry at threshold and at natural gait**

Gait parameters	Natural	Threshold	Difference (%)
Belts speed	1.0	$0.89 \pm 0.06$	$11 \pm 6$ **
Stance	$0.99 \pm 0.01$	$1.04 \pm 0.03$	$4.3 \pm 2.8$ **
Double support	$1.02 \pm 0.07$	$1.03 \pm 0.06$	$0.7 \pm 4.2$
P1 vertical	$1.0 \pm 0.05$	$1.02 \pm 0.05$	$2 \pm 4.8$
P3 vertical	$1.0 \pm 0.03$	$0.98 \pm 0.04$	$-2.5 \pm 4.7$
P1antero-posterior	$0.96 \pm 0.11$	$0.87 \pm 0.07$	$-10.6 \pm 11.4$ *
P2antero-posterior	$1.03 \pm 0.19$	$0.95 \pm 0.17$	$-9.8 \pm 20.4$

P1, P2, P3 refer to first, second and third peak values, respectively.

\*\*  $p < 0.001$ ; \*  $p < 0.05$

**Conclusions:** Healthy elderly individuals perceived themselves as asymmetrical when the belt speed differed by 11%. Stance time ratio showed the highest significant difference between conditions and was also highly correlated with the gait speed asymmetry suggesting that this factor should be considered in order to determine if a gait pattern is asymmetrical. In a future study, the data found at threshold will be used to determine whether stroke participants perceive adequately their asymmetrical gait.

## **ABRÉGÉ #2**

Progress in Motor Control IX (2013)

Montréal, 14-16 juillet (#134)

Publié dans le recueil d'abrégé du congrès Progress in Motor Control IX

Présentation par affiche

Prix de la meilleure présentation affichée dans la catégorie : Motor Control and  
Recovery from Injury



**Title :** Post-adaptation kinetic changes following walking on a split-belt treadmill with asymmetrical belt speeds in healthy individuals

**Authors:** Séléna Lauzière, pht, M.Sc., Carole Miéville, M.Sc., Rachid Aissaoui, Eng., Ph.D., and Sylvie Nadeau, pht, Ph.D.

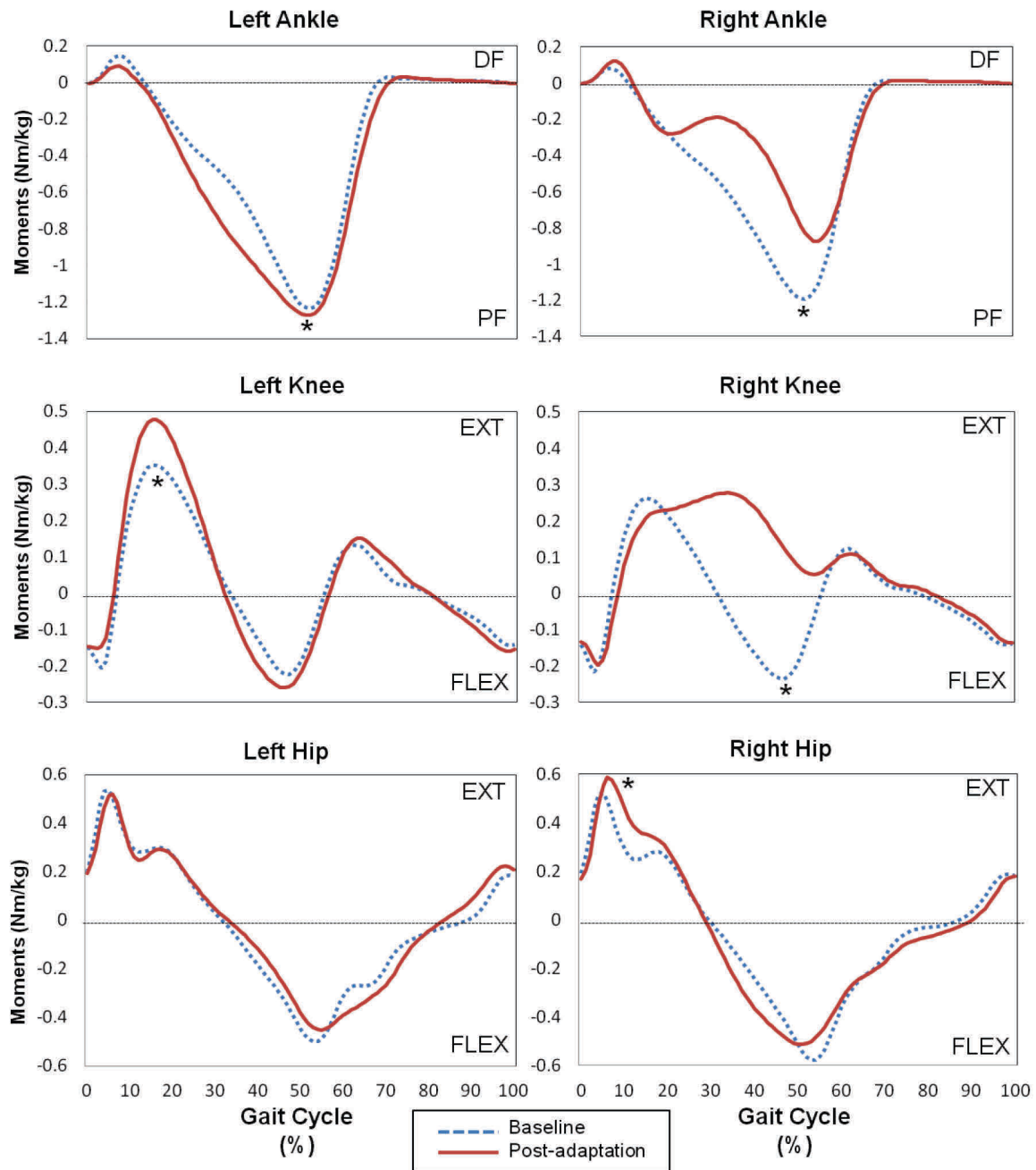
**Introduction:** Recent studies have shown a reorganization of the locomotor pattern after walking on a split-belt treadmill. The leg on the faster belt presented a longer step length compared to the other leg when both belts returned to the same speed, therefore resulting in asymmetrical step length in healthy controls and reduced step length asymmetry in post-stroke individuals. However, no study has ever reported the biomechanical causes of these changes. The aim of this study was therefore to characterize the kinetic aftereffects of the lower limbs following a perturbation on the dominant side imposed by a split-belt treadmill in healthy individuals.

**Methods:** Twelve healthy individuals ( $\geq 65$  years) participated in the study. Participants walked under 3 conditions: 1) with the speed set 30% slower than their comfortable speed (baseline); 2) with the speed of the right belt set at twice the speed of the left belt for 6 minutes (adaptation); and 3) with both belts set at baseline speed (post-adaptation). Kinematic data were obtained using the Optotrak system and ground reaction forces were collected via the instrumented split-belt treadmill (Bertec FIT). An inverse dynamics approach was used in conjunction with biomechanical analysis to quantify the net moments of the lower limb joints. Baseline and post-adaptation data from 5 gait cycles were compared with the Wilcoxon test for paired samples.

**Results:** The preliminary results ( $n=8$ ) revealed that the joint moments for both lower limbs differed between baseline and post-adaptation performance. For the right limb, the plantarflexor moment was reduced by 20% between 25% and 60% of the gait cycle ( $p = 0.012$ ). The knee moment was also significantly modified towards extensor moment compared to baseline, while a slight increase of the extensor moment at the beginning of the stance phase was observed at the hip ( $p = 0.017$ ). For the left limb, a slight increase of the plantarflexor moment was observed during the stance phase ( $p = 0.035$ ), while the knee extensor moment only increased during early stance ( $p = 0.025$ ).

**Conclusion:** These results showed that motor adaptation occurs in both limbs due to the bilateral kinetic changes observed post-adaptation, which could explain the step length asymmetry previously observed in the post-adaptation period among healthy individuals. The reduction of the right plantarflexor moment and the increase of the left plantarflexor moment could explain this asymmetrical step length since one of the most important factors in generating step length is the forward propulsion of the contralateral limb during stance by the plantarflexors. The increased plantarflexor moment on the left side is interesting as it is often reduced in hemiparetic gait. Future studies in stroke individuals will help determine whether this kind of perturbation can be used to train the plantarflexors and better understand the biomechanical changes associated with step length asymmetry.

We thank CIHR, MENTOR, OPPQ, REPAR and SMRRT for financial support.



**Figure 1.** Average (five cycles) joint moment profiles (normalized to body mass) for the ankle, knee, and hip on the right and left side. (\*) = significant difference between peak values at baseline and post-adaptation. DF = dorsiflexor moment; PF = plantarflexor moment; EXT = extensor moment; FLEX = flexor moment.

### **ABRÉGÉ #3**

Canadian Physiotherapy Association's annual Congress (2013)

Montréal, 23-26 mai (#S-15)

Publié dans le recueil d'abrégé du congrès annuel de l'Association Canadienne de  
Physiothérapie

Présentation affichée

## **Perception of locomotor asymmetry in people with hemiparesis following a stroke**

*Séléna Lauzière, Carole Miéville, Cyril Duclos, Steve Kautz and Sylvie Nadeau*

**Objective:** To determine the perception of locomotor asymmetry in persons post stroke.

**Relevance:** An individual's ability to perceive movement is often required in rehabilitation. After a stroke, individuals have an asymmetrical locomotor pattern and therapists must prompt them to walk more symmetrically using equal step lengths. Consequently, further study is needed to investigate whether patients are aware of this asymmetrical motor behaviour.

**Methods:** Eleven chronic stroke individuals ( $58 \pm 13$  years) were asked to rate their locomotor asymmetry perception on a visual analogue scale when walking at natural speed. Five of them were also questioned on specific aspects of their asymmetry. Comparisons between actual and perceived locomotor asymmetries were performed for step length and stance time.

**Analysis:** Gait parameters were expressed as symmetry ratios. Descriptive and parametric analyses were used.

**Results:** All participants reported using a visual analogue scale that their gait was asymmetrical. All participants presented asymmetry in some gait parameters. Indeed, 10 out of 11 participants demonstrated stance time asymmetry (average ratio =  $1.19 \pm 0.1$ ) and 10 out of 11 presented step length asymmetry (average ratio =  $1.26 \pm 0.29$ ). No significant associations were found between actual and perceived locomotor asymmetries. Four out of five participants correctly perceived that they spent more time on the nonparetic side, while only two correctly perceived the direction of the step length asymmetry.

**Conclusion:** The results showed that post-stroke individuals are indeed able to perceive gait asymmetry and that stance time could be a preponderant criterion in determining asymmetrical gait.

## **ABRÉGÉ #4**

36e symposium international du GRSNC (2014)

Montréal, 12-13 mai (#10)

Publié dans le recueil d'abrégés du 36<sup>e</sup> symposium international du GRSNC

Présentation affichée

## **Relation between step length and plantarflexion net joint moments after-effects following walking on a split-belt treadmill in individuals post stroke**

*S. Lauzière, C. Miéville, M. Betschart, C. Duclos, R. Aissaoui, S. Nadeau*

Recent studies have shown that individuals post stroke experience a reorganization of their locomotor pattern after walking on a split-belt treadmill. The aim of this study was to quantify the after-effects on the plantarflexion (PF) net joint moments and step length (SL) after walking on a split-belt treadmill in individuals post stroke and to assess the relationships between changes in these parameters. Twenty individuals with chronic stroke (mean age  $\pm$  SD:  $49.3 \pm 13.2$  years) walked on a split-belt treadmill under two conditions during three walking periods: baseline (comfortable speed for 2 minutes), adaptation (speed of one belt set at twice the speed of the other for 6 minutes) and post-adaptation (both belts set at the baseline speed for 3 minutes). This protocol was performed twice to allow the paretic (P) and nonparetic (NP) side to be on the fast belt (NP fast and P fast conditions). Kinematic data and ground reaction forces were obtained using the Optotrak system and instrumented split-belt treadmill (Bertec FIT), respectively. An inverse dynamic approach allowed estimation of the PF moments on both sides during five consecutive gait cycles. From these profiles, peak values of PF moments were identified and expressed in symmetry ratios (NP/P) as SL values. Percentage changes in the PF moments and SL between baseline and post-adaptation period [(post adaptation value – baseline value)/baseline value]\*100] were calculated. Pearson correlation coefficients were used to assess the relationships between changes in ankle PF and SL parameters while symmetry ratios were compared at baseline and at post-adaptation with paired Student *t*-tests. For the NP fast condition and the P fast condition, the PF moment ratios at baseline (NP:  $1.38 \pm 0.28$  and P:  $1.30 \pm 0.27$ ) differed from post-adaptation (NP:  $1.10 \pm 0.23$  and P:  $1.83 \pm 0.52$ ) ( $p \leq 0.001$ ). When both conditions were pooled, changes in SL and PF moment ratios were negatively correlated ( $r = -0.72$ ) and changes in PF moments were positively correlated to changes in contralateral SL ( $r \geq 0.66$ ). To conclude, these results revealed that SL adaptation observed during the post-adaptation period is related to changes in PF moments. The increase in the PF moment on the P side during the NP fast condition is clinically relevant because the PF moment during gait, at the push-off phase, is often reduced in individuals after stroke. Future studies are needed to assess the long-term effect of this protocol on PF moment.

## **ABRÉGÉ #5**

7th World Congress of Biomechanics (WCB) (2014)

Boston, Massachusetts, USA, 6-11 Juillet

Publié dans le recueil d'abrégé du WCB

Présentation affichée

## **Joint moment after-effects following walking on a split-belt treadmill in stroke individuals**

**Author Block S. Lauzière<sup>1</sup>**, C. Miéville<sup>1</sup>, M. Betschart<sup>1</sup>, C. Duclos<sup>1</sup>, R. Aissaoui<sup>2</sup>, S. Nadeau<sup>1</sup>;

<sup>1</sup>Université de Montréal et Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), Montréal, QC, CANADA, <sup>2</sup>École de Technologie Supérieure, CRIR, Montréal, QC, CANADA.

### *Abstract:*

**Background and aim:** Recent studies have shown that stroke individuals experience a reorganization of their locomotor pattern after walking on a split-belt treadmill(1). Reduced step length asymmetry is observed following an adaptation period, with the shorter step on the fast belt. The aim of this study was to characterize the after-effects on the ankle and hip joint moments after walking on a split-belt treadmill in stroke individuals since the muscles acting at these joints play an important role in determining step length characteristics. **Methods:** Twenty individuals with chronic stroke walked under two conditions during three walking periods: baseline (comfortable speed for 2 minutes), adaptation (speed of one belt set at twice the speed of the other for 6 minutes) and post-adaptation (both belts set at the baseline speed for 3 minutes). This protocol was performed twice to allow the paretic and nonparetic side to be on the fast belt (paretic fast and nonparetic fast conditions). Kinematic data and ground reaction forces were obtained using the Optotrak system and instrumented split-belt treadmill (Bertec FIT), respectively. An inverse dynamic approach allowed for the net lower limb joint moments to be estimated on both sides during five consecutive gait cycles. The mean peak values at baseline and at post-adaptation were compared with ANOVAs and paired Student t-tests. **Results:** For both conditions (paretic fast and nonparetic fast), the peak plantarflexion moment of the fast leg decreased ( $\geq 7\%$ ,  $p < 0.01$ ), the peak plantarflexion moment of the slow leg increased ( $\geq 16.5\%$ ,  $p < 0.01$ ) and the hip extension moment of the fast leg increased ( $\geq 16.1\%$ ,  $p < 0.01$ ) during the post-adaptation period compared to baseline. The paretic hip flexion moment decreased by 14% ( $p < 0.01$ ) under the paretic fast condition. **Conclusion:** These results demonstrate that step-length adaptation observed during the post-adaptation period in previous studies could be explained by bilateral kinetic changes. The increase in the plantarflexion moment on the paretic side following the adaptation period with the nonparetic side on the fast belt is particularly interesting because stroke individuals often show a reduced paretic plantarflexion moment during gait. Future studies are needed to assess the long-term effect of this protocol and to determine if it could be used as an efficient training method for increasing the paretic plantarflexion moment during gait in stroke individuals.

### **Reference:**

1. Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* 2007; 130: 1861-72.