

Université de Montréal

**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**

par

Marie-Hélène Milot

Études supérieures, École de réadaptation

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures

en vue de l'obtention du grade de Ph.D.

en Sciences biomédicales

option réadaptation

décembre, 2007

© Marie-Hélène Milot, 2007



W
4
U58
2008
v.012

AVIS

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

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

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

NOTICE

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

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

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

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

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

présentée par :

Marie-Hélène Milot

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Robert Forget, président-rapporteur

Sylvie Nadeau, directeur de recherche

Denis Gravel, co-directeur

Serge Rossignol, membre du jury

Sandra Olney, examinateur externe

Bertrand Arsenault, représentant du doyen de la FES

Résumé

Parmi les études démontrant un lien entre la force musculaire et la performance à la marche, à la suite d'un AVC, peu d'entre elles ont tenté de déterminer objectivement les stratégies musculaires utilisées par les personnes hémiparétiques durant la marche. Grâce au modèle du Taux d'utilisation musculaire (TUM), ce projet de doctorat avait donc pour objectifs principaux d'explorer ces stratégies musculaires par : 1) l'estimation du niveau d'effort des fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche lors de la génération d'énergie à la marche et, 2) l'évaluation de l'impact d'un gain de force sur ces niveaux d'effort et sur la performance à la marche. La première étude estimait le TUM maximal (TUM_{max}) du côté parétique. Contrairement à la vitesse naturelle où les fléchisseurs plantaires présentaient un TUM_{max} plus important que celui des muscles de la hanche, une utilisation équivalente de tous les groupes de muscles s'observait à la vitesse maximale. La deuxième étude évaluait bilatéralement le TUM_{max} et l'aire sous la courbe du TUM (TUM_{AIRE}) et comparait ces variables avec celles des individus sains. En présence d'une faiblesse marquée des muscles parétiques, l'obtention d'un TUM_{max} similaire entre les deux côtés suggérait que la personne hémiparétique se basait sur les niveaux d'effort pour déterminer sa vitesse de marche. Par ailleurs, pour une même cadence de marche, les participants hémiparétiques présentaient un TUM_{max} et un TUM_{AIRE} plus élevés que les individus sains permettant de conclure qu'ils fournissaient un effort plus important lors de la marche. La troisième étude quantifiait le gain de force musculaire du membre inférieur parétique suite à un entraînement spécifique du membre inférieur (expérimental) ou

supérieur (contrôle). Les gains de force du groupe expérimental ne se sont pas avérés supérieurs à ceux du groupe contrôle. Ceci conduisait donc à une mise en commun des données de tous les participants. La dernière étude évaluait l'impact d'un gain de force des muscles parétiques sur le TUMmax et le TUM_{AIRE} bilatéral. Avec ces gains de force, une diminution préférentielle du TUMmax et du TUM_{AIRE} (fléchisseurs de la hanche) du côté parétique seulement s'observait par opposition à une augmentation moins importante de la vitesse de marche.

Par l'émergence d'explications novatrices découlant de l'utilisation du TUM, ce projet a permis une compréhension accrue du lien entre la force et la performance à la marche post-AVC. L'utilisation du TUM à d'autres tâches fonctionnelles permettra d'obtenir une vue d'ensemble plus vaste de l'organisation de l'effort chez la personne hémiparétique.

Mots-clés : accident vasculaire cérébral, hémiparétique, marche, biomécanique, niveaux d'effort, génération d'énergie, force, programme de renforcement musculaire

Abstract

Although correlative studies have found an association between strength and gait performance following a stroke, few of them have tried to determine objectively the muscular strategies utilized by the hemiparetic individuals during walking. Using the Muscular Utilization Ratio (MUR), the main objectives of this doctorate project was to explore these muscular strategies by: 1) estimating the levels of effort of the plantarflexors, hip flexors and extensors during the energy generation of gait and 2) evaluating the impact of a gain in strength on these levels of effort and gait performance. The first study quantified the peak MUR on the affected side. At the self-selected speed, the peak MUR of the plantarflexors was greater than the one of the hip muscles while at the maximal speed, all muscle groups showed equivalent peak MUR. The second study evaluated bilaterally the peak MUR and the area under the curve of the MUR (MUR_{AREA}) and compared the data with the one of healthy individuals. With the presence of weaker affected muscles, the similar peak MUR noted between sides has suggested that the hemiparetic individuals relied on the level of effort to determine their gait speed. Also, as compared to healthy individuals walking at a similar cadence, the greater peak MUR and MUR_{AREA} of the hemiparetic participants allowed to conclude that they had to exert a greater effort during gait. The third study quantified the gain in strength of the affected lower-limb muscles following a specific strengthening program of the lower (experimental) or upper (control) limb. The gains in strength obtained for the experimental group was not greater than that of the control group. Thus, a pooling of the data of all the participants was done. The last

study assessed the impact of strength gain of the affected muscle groups on the related bilateral peak MUR and MUR_{AREA} . As the hemiparetic participants gained strength, they decreased significantly their peak MUR and the MUR_{AREA} (hip flexors) on the affected side only, instead of them increasing their gait speed in a way that was clinically relevant.

Altogether, with the help of the MUR model, this doctoral project has brought novel explanations allowing a better understanding of the relation between strength and hemiparetic gait performance. The application of the MUR model to other functional tasks will help gain a better perspective of the organization of the effort of the hemiparetic individuals.

Keywords: stroke, hemiparetic, gait, biomechanics, level of effort, energy generation, strength, strengthening program

Table des matières

Introduction.....	1
Recension de la littérature.....	6
L'accident vasculaire cérébral.....	6
1. Définition et impact immédiat de l'AVC.....	6
2. Récupération motrice de la phase aiguë à la phase chronique d'un AVC.....	7
3. Déficiences, incapacités et situations de handicaps retrouvées à la phase chronique de l'AVC.....	8
La marche.....	10
1. La marche dite normale.....	11
2. La marche de la personne hémiparétique.....	18
La force musculaire et son impact sur la marche post-AVC.....	30
1. Les facteurs influençant la production d'une force maximale.....	30
2. La présence de faiblesse musculaire chez la personne hémiparétique et son impact sur la marche post-AVC.....	39
Le renforcement musculaire chez la personne hémiparétique.....	47
1. Les recommandations de l'American College of Physical Medicine.....	47
2. Les changements neuromusculaires reliés à l'entraînement.....	50
3. L'impact d'un programme de renforcement spécifique en résistance du membre inférieur parétique chez la personne hémiparétique.....	54
4. L'utilisation du TUM pour l'évaluation de l'impact d'un gain de force musculaire sur la marche post-AVC.....	59
Hypothèses générales et objectifs spécifiques de l'étude.....	62
Hypothèses générales.....	62
Objectifs spécifiques.....	64
Méthodologie.....	66
1. Les participants à l'étude.....	66
2. L'évaluation de la marche en laboratoire.....	68

3. L'évaluation de la force maximale volontaire concentrique.....	71
4. La détermination du TUM	75
Étape 1. La détermination du numérateur du TUM.....	76
Étape 2. La détermination du dénominateur du TUM	76
Étape 3. L'estimation du TUM et le calcul des paramètres TUM _{max} et TUM _{AIRE}	80
5. Le programme de renforcement musculaire	84
6. L'analyse statistique.....	86
Résultats.....	87
1. Article 1 : Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds	88
2. Article 2 : Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals.....	126
3. Article 3 : Effects of Six-week Isokinetic Strengthening of the Muscle Groups involved in Energy Generation during Gait on Strength and Gait Parameters of Chronic Stroke Individuals	152
4. Article 4 : Effect of increases in plantarflexor and hip flexor muscle strength on the levels of effort during gait in individuals with hemiparesis.....	189
Résultats complémentaires aux articles	222
Discussion	224
Les participants	224
Le programme de renforcement musculaire spécifique en résistance	226
Les changements cliniques suite au programme de renforcement musculaire spécifique en résistance	228
Le niveau d'effort lors de la marche de la personne hémiparétique	230
Les effets reliés aux groupes de muscles et à la vitesse de marche	231
Les effets reliés aux groupes d'individus et aux côtés.....	235
L'effet relié au gain de force musculaire	241
Limites de l'étude.....	248

Limites reliées au programme de renforcement musculaire spécifique en résistance	248
Limites reliées au TUM	251
Généralisation des résultats.....	261
Conclusion	263

Liste des tableaux

Recension de la littérature

Tableau 1 : Principes d'entraînement selon les recommandations de l'ACSM..... 49

Article 1

Tableau 1 : Ranges of angle and velocity obtained at peak MUR during self-selected and maximal gait speeds and during dynamometric assessment. Parameters used to predict the maximal potential moment and the corresponding determination coefficient (r^2) are also shown for the paretic plantarflexors, hip flexors and extensor muscles 106

Tableau 2 : Pearson product moment correlation coefficients between peak MUR and voluntary concentric muscle strength of paretic plantarflexors, hip flexors and extensors at self-selected and maximal speeds 111

Article 3

Tableau 1: Strengthening program for both training groups and each muscle group ... 164

Tableau 2 : Demographic and clinical characteristics of the lower-limb and upper-limb groups before the beginning of the training programs 168

Tableau 3 : Mean (SD), range, median, 25th and 75th percentiles and effect size for the maximal torque (Nm) taken at a common angle of 7° of ankle dorsiflexion, 0° (hip in neutral position) and 40° of hip flexion for the plantarflexors, hip

flexors and extensors, respectively for the lower-limb (n=15) and upper-limb (n=15) training groups at baseline and at post-training 171

Tableau 4 : Mean (SD), range, median, 25th and 75th percentiles and effect size for the laboratory self-selected and maximal gait speeds (m/s) and mean (SD) for the related peak positive power of the affected plantarflexors, hip flexors and extensors for the lower-limb (n=15) and upper-limb (n=15) training groups at baseline and at post-training 174

Article 4

Tableau 1 : Mean (standard deviation) of the time-distance parameters and the kinematic and kinetic gait variables related to the peak MUR for the affected plantarflexors and hip flexors at pre- and at post-training 201

Tableau 2 : Pre- and post-training ranges of angle and velocity obtained at peak MUR during self-selected and maximal speeds and during dynamometric evaluation for the affected and unaffected plantarflexors and hip flexors. Predictors retained for the computation of the regression equations and the related coefficients of determination (r^2) are also shown for both sides together ... 203

Résultats complémentaires aux articles

Tableau 1 : Données cliniques du groupe expérimental (n=15) et du groupe contrôle (n=15) avant et après le programme de renforcement musculaire 223

Liste des figures

Recension de la littérature

- Figure 1 : Graphiques des puissances nettes moyennes à la cheville (haut) et à la hanche (bas) lors d'un cycle de marche chez 14 individus sains marchant à quatre cadences imposées 17

Méthodologie

- Figure 2 : Les positions d'évaluation de la force maximale concentrique en flexion plantaire (a), flexion et extension de la hanche (b) avec le dynamomètre Biodex. Il est à noter qu'aux fins de la photographie, la position du membre inférieur non évalué a été modifiée à la hanche 74

- Figure 3 : Courbe de force obtenue lors de l'évaluation de la force maximale volontaire concentrique des extenseurs de la hanche du côté parétique et force prédite par l'équation de régression. Y figurent aussi l'équation de régression, les facteurs retenus dans l'ajustement de la courbe de force originale ainsi que le coefficient de détermination correspondant. Il faut noter qu'un moment maximal en extension de la hanche sur le dynamomètre est positif. Les moments maximaux ont été obtenus pour chaque degré dans l'amplitude de mouvement évalué, mais pour des fins de clarté, les valeurs sont présentées à chaque 5° 78

- Figure 4 : Courbe de force obtenue lors de l'évaluation de la force maximale volontaire concentrique des fléchisseurs de la hanche du côté parétique et force prédite par l'équation de régression. Y figurent aussi l'équation de régression, les facteurs retenus dans l'ajustement de la courbe de force originale ainsi que le

coefficient de détermination correspondant. Il faut noter qu'un moment maximal en flexion de la hanche sur le dynamomètre est négatif. Les moments maximaux ont été obtenus pour chaque degré dans l'amplitude de mouvement évalué, mais pour des fins de clarté, les valeurs sont présentées à chaque 5⁰..... 79

- Figure 5 : Étapes de l'estimation du TUM des fléchisseurs et extenseurs de la hanche parétique à 60 % et 12 % du cycle de marche, respectivement. 81
- Figure 6 : Profil du TUM lors de la phase de génération d'énergie des extenseurs et des fléchisseurs de la hanche parétique 83

Article 1

- Figure 1 : Effect of speed on peak MUR values for paretic plantarflexors, hip flexors and extensors. Peak MUR values were obtained at the same self-selected and maximal gait speeds for all three muscle groups. For the hip flexors and extensors, the symbols were shifted only for clarity of the standard deviation..... 108
- Figure 2 : Graphics of correlation between peak MUR and voluntary concentric strength of paretic plantarflexors, hip flexors and extensors at maximal speed 110

Article 2

- Figure 1 : Bilateral peak MUR, MUR_{AREA} and duration of energy generation phase of plantarflexors (*upper line*), hip flexors (*middle line*) and extensors (*lower line*) of affected (*square*) and unaffected (*circle*) sides of hemiparetic

individuals and right (*triangle*) and left (*lozenge*) sides of the able-bodied matched for cadence. In each graph, the first three mean values (SD) are, from top to bottom: affected, unaffected and average of the right and left sides of hemiparetic and healthy participants at self-selected cadence, respectively. In the same order, the next three mean values are for the maximal cadence..... 140

Article 3

Figure 1 : Chart of the recruitment and randomization procedures 167

Figure 2 : Box plots of the gain (%) in strength for the plantarflexors, hip flexors and extensors of the lower-limb and upper-limb training groups at baseline and at post-training. The box plots indicate median (thick line), the 75th (top of the box plot) and 25th (bottom of the box plot) percentiles. Outliers, represented by a circle, are values 1.5 times greater or less than the interquartile range..... 170

Figure 3 : Box plots of the gain (%) in self-selected and maximal gait speeds of the lower-limb and upper-limb training groups at baseline and at post-training. The box plots indicate median (thick line), the 75th (top of the box plot) and 25th (bottom of the box plot) percentiles. Outliers, represented by a circle, are values 1.5 times greater or less than the interquartile range..... 173

Article 4

Figure 1 : Bilateral pre- and post-training peak MUR, MUR_{AREA} and duration of concentric phase of affected (white lozenge) and unaffected (black lozenge)

plantarflexors and affected (white circle) and unaffected (black circle) hip flexors of hemiparetic participants (n=15) at self-selected and maximal gait speeds. The symbols were shifted only for clarity of the standard deviation. In each graph, the first four mean values (SD) are, from top to bottom: affected and unaffected plantarflexors MUR parameters and affected and unaffected hip flexors MUR parameters at the pre-training evaluation. In the same order, the next four mean values are for the post-training evaluation..... 206

Figure 2 : Graphs of correlation between the change in the voluntary concentric strength (%) and the peak MUR values (%) over time for the affected plantarflexors and hip flexors at the self-selected and maximal speeds. Negative changes (%) are towards a decrease while positive changes (%) are towards an increase..... 209

Liste des équations

Methodologie

Équation 1 : Équation du Taux d'utilisation musculaire..... 75

Équation 2 : Équation de régression..... 77

Liste des sigles et des abréviations

ACSM :	American College of Sports Medicine
AVC :	accident vasculaire cérébral
CCI :	coefficient de corrélation intra-classe
CCM :	coefficient de corrélation multiple
EMG :	électromyographique
ex. :	exemple
ET :	écart-type
m :	mètre
MMP :	moment maximal potentiel
m/s :	mètre par seconde
Nm :	Newton-mètre
N/cm ² :	Newton par centimètre au carré
° :	degré
°/s :	degré par seconde
% :	pour cent
%/s :	pour cent par seconde
pas/min :	pas par minute
RM :	résistance maximale
s :	seconde
TUM :	taux d'utilisation musculaire
TUM _{max} :	taux d'utilisation musculaire maximal
TUM _{AIRE} :	aire sous la courbe du taux d'utilisation musculaire
W/kg :	Watts par kilogramme
~ :	environ
± :	plus ou moins
< :	plus petit

*« Vis comme si tu devais mourir demain.
Apprends comme si tu devais vivre
toujours. » Mahatma Gandhi*

Remerciements

Je tiens à remercier les membres du jury de m'avoir consacré de leur temps à la lecture et aux commentaires de ce présent ouvrage.

Merci du fond du coeur à toi, Sylvie Nadeau, directrice hors pair, pour ton dévouement, ta disponibilité, ton soutien et tes encouragements tout au long de ma formation. Pour moi, tu es la preuve vivante que dans les petits pots sont les meilleurs onguents!

Merci aussi à toi, Denis Gravel, mon co-directeur, pour ton enthousiasme contagieux et ton souci de synthétiser des concepts théoriques complexes. Ta capacité cérébrale m'impressionnera toujours grandement!

Merci également à Daniel Bourbonnais pour son aide apportée au projet et pour la pertinence de ses commentaires lors de la rédaction des articles.

Merci aux ingénieurs et aux techniciens de l'Institut de réadaptation de Montréal. Tout d'abord un grand merci à Pierre Desjardins, pour l'élaboration de logiciels d'acquisition et d'analyse pour le projet et pour les explications face à mes interrogations multiples concernant leur fonctionnement! Je remercie également Michel Goyette pour toute l'aide informatique et mille excuses pour la pollution auditive lors de mes collectes de données! Merci à Daniel Marineau pour les multiples réparations du matériel brisé et ce, tout en gardant le sourire (même si ce n'était jamais ma faute!) et merci à André Dumoulin pour l'aide apportée à l'amélioration des appareils (sans vous, je soignerais toujours une subluxation bilatérale des pouces!).

Merci à tous les physiothérapeutes de l'Institut de réadaptation et du Centre de réadaptation Lindsay de Montréal (Pauline Cross, Josianne Fecteau, Susan Crabb, Sonia Nguyen, Josianne DeSerres, Julie Lecours) et à tous les assistants de recherche du

laboratoire de pathokinésiologie (Alexandra Duranceau, Fabiana Antunes, Luis Requiao, Pierre-Luc Lévesque) sans qui la réalisation de ce projet n'aurait pas été possible. Votre aide me fut très précieuse et m'a permis de terminer mes études doctorales avec un peu moins de cheveux blancs!

Un merci spécial à tous les participants du projet. Apprendre à vous connaître tout au long de ces années fut pour moi un plaisir immense. Grâce à votre bras ou à votre jambe, vous m'avez permis de vivre une belle aventure!

Merci à l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec, au Fonds de la recherche en santé du Québec et aux Instituts de recherche en santé du Canada pour votre support financier.

Finalement, merci à ma famille, Robert, Céline, Isabelle, Paul, Marianne, Charlotte, Arianne, Maïa et Victor, à mes amis, Carolyne, Luc, Suzanne, Sonia, Martin, Myriam, Simon, Sandra, Benoît, Maélie, Nadia et la gang du labo (Alexandra, Anabèle, Dany (avec Dominique, Henri et Clémence!), France, Guylaine, Julie et Nathaly) pour m'avoir permis de garder les deux pieds sur terre et m'avoir supportée dans tous les hauts et les bas que peuvent occasionner la formation d'un futur chercheur!

Introduction

Pour l'année 2000, l'accident vasculaire cérébral (AVC) touchait près de 40 000 Canadiens constituant la 3^e cause de décès au pays (Santé Canada 2000). L'AVC représentait 7 % du taux de mortalité, mais grâce aux progrès technologiques et à la précocité des interventions médicales, ce taux demeure sensiblement le même depuis environ 10 ans (Warlow et al. 2003). En contrepartie, le nombre d'individus vivant avec des déficiences et des incapacités telles la faiblesse musculaire (Bourbonnais et al. 1989) et l'altération de la marche (Olney et al. 1996) ne cesse d'augmenter (Santé Canada 2000). Ces atteintes résiduelles sont lourdes de conséquences et font en sorte que plusieurs personnes hémiparétiques ne peuvent fonctionner de façon efficace dans la communauté et vaquer à leurs activités fonctionnelles habituelles (Hill et al. 1997; Lord et al. 2004; Michael et al. 2005). Parmi ces dernières, la marche revêt un caractère particulier puisque sa récupération optimale représente un des buts premiers du clinicien et de l'individu hémiparétique lui-même (Bohannon et al. 1991; Lord et al. 2004).

Après la survenue d'un AVC, plusieurs études ont noté la présence d'une atteinte importante de la performance à la marche chez les personnes hémiparétiques, se manifestant notamment, par une diminution marquée de la vitesse de marche, avec des valeurs aussi basses que 0,23 m/s. Qui plus est, chez certaines personnes hémiparétiques ayant récupéré une bonne fonction motrice, la vitesse naturelle adoptée correspondait à la vitesse lente des personnes saines (Brandstater et al. 1983; Wade et al. 1987; Turnbull et al. 1995; Goldie et al. 2001). Divers facteurs influent sur la performance à la marche post-

AVC, mais le facteur déterminant le plus reconnu est certes la force musculaire résiduelle (Nadeau et al. 1999 (b); Nadeau et al. 2001). En effet, maintes études ont démontré l'existence d'une relation entre la force résiduelle de plusieurs groupes musculaires du côté parétique et la vitesse de marche de la personne hémiparétique (Bohannon 1986; Bohannon 1987; Olney et al. 1996; Nadeau et al. 1999 (a); Nadeau et al. 1999 (b)). À titre d'exemple, Nadeau et al (1996, 1999) ont obtenu des relations significatives entre la force résiduelle maximale des fléchisseurs de la hanche du côté parétique mesurée avec un dynamomètre et les vitesses naturelle ($r=0,83$) et maximale ($0,84 < r < 0,88$) de leurs participants hémiparétiques. De telles relations significatives ont été également obtenues entre la vitesse naturelle et la force résiduelle maximale des extenseurs de la hanche ($0,60 < r < 0,80$) et des fléchisseurs plantaires ($0,46 < r < 0,76$) (Bohannon 1986; Bohannon 1989). Afin de mieux apprécier le rôle de la force musculaire dans la limitation de la vitesse de marche post-AVC, des chercheurs ont utilisé un modèle biomécanique, le Taux d'utilisation musculaire (TUM) (Nadeau et al. 1996 (a)). Le TUM représente un indicateur de l'effort fourni par un groupe de muscles lors de la marche puisqu'il met en relation le moment net utilisé lors de la marche et le moment maximal d'un groupe de muscles.

L'utilisation du TUM a permis d'estimer les niveaux d'efforts lors de la génération d'énergie à la marche c'est-à-dire lors de l'activité concentrique (Winter 1991) des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche chez la personne saine marchant à quatre cadences prédéterminées (Requiao et al. 2005) et des muscles

fléchisseurs plantaires chez la personne hémiparétique en phase chronique marchant à vitesse naturelle et maximale (Nadeau et al. 1999 (b)). Chez la personne saine, indépendamment de la cadence, Requiao et al (2005) ont obtenu des TUM similaires entre les côtés pour tous les groupes de muscles évalués. À vitesse naturelle, les résultats ont révélé des TUM maximaux (moyenne des deux côtés) de 61 % pour les fléchisseurs plantaires, de 43 % pour les fléchisseurs de la hanche et de 33 % pour les extenseurs de la hanche. De plus, à vitesse rapide, les valeurs de ces TUM augmentaient. Chez la personne hémiparétique, une utilisation de 76 % de la force maximale des fléchisseurs plantaires lors de la génération d'énergie a été constatée à vitesse naturelle de même qu'un niveau d'effort plus important avec l'augmentation de la vitesse de marche (Nadeau et al. 1999 (b)). De ce fait, considérant le haut niveau d'effort des fléchisseurs plantaires à vitesse naturelle, il a été suggéré que certains participants pouvaient marcher plus rapidement en utilisant davantage les fléchisseurs de la hanche, compensant ainsi la faiblesse des fléchisseurs plantaires. Cependant, les TUM des fléchisseurs et extenseurs de la hanche, autres importants muscles contributeurs à la génération d'énergie à la marche (Winter 1991), n'ont pas été évalués dans le cadre de l'étude de Nadeau et al (1999).

Afin de réduire l'impact de la faiblesse musculaire du membre inférieur parétique sur la performance à la marche de la personne hémiparétique, diverses études ont évalué l'impact d'un programme de renforcement musculaire tant spécifique que fonctionnel sur la performance motrice post-AVC (Eng 2004; Morris et al. 2004; van de Port et al. 2007 (a)).

Une amélioration de la performance à la marche des personnes hémiparétiques se manifestant, entre autres, par une augmentation significative de la vitesse de marche, a pu être observée grâce aux gains de force obtenus (Eng 2004; Morris et al. 2004; van de Port et al. 2007 (a)). Cependant, jusqu'à maintenant, aucune étude n'a examiné les mécanismes sous-jacents à l'amélioration de la marche de la personne hémiparétique suite à un gain de force du membre inférieur parétique. Pour concrétiser cette analyse, l'utilisation du modèle du TUM représente une méthode objective pertinente permettant une compréhension accrue du lien entre ces deux variables.

La pertinence de ce projet de doctorat repose donc sur l'estimation rigoureuse des niveaux d'efforts bilatéraux des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche lors de la génération d'énergie à la marche de la personne hémiparétique en phase chronique et l'évaluation de l'impact d'un gain de force de ces groupes de muscles sur ces niveaux d'efforts et la performance à la marche.

Ainsi, ce travail présentera une recension de la littérature brochant un tableau sommaire de divers points pertinents, en lien direct avec le présent projet de doctorat. Cette recension comprendra : une définition de l'AVC et de son tableau clinique lors de la phase chronique, une description de la marche dite normale et celle post-AVC, une présentation des facteurs influençant la génération d'une force maximale et de son impact sur la marche

de la personne hémiparétique ainsi qu'une description des divers constituants d'un programme de renforcement musculaire. Suite à cette section y figureront les hypothèses générales et les objectifs spécifiques de ce projet de doctorat et de la méthodologie employée lors des collectes et de l'analyse des données. Finalement, découlant directement des données de ce projet de doctorat quatre articles, dont deux publiés, un soumis et un sous presse, seront présentés suivis d'une discussion, résumant l'ensemble des divers résultats obtenus ainsi que d'une conclusion.

Recension de la littérature

L'accident vasculaire cérébral

1. Définition et impact immédiat de l'AVC

L'Organisation mondiale de la santé définit l'accident vasculaire cérébral comme un syndrome clinique caractérisé par l'arrivée rapide d'un déficit cérébral focal durant plus de 24 heures ou conduisant à la mort sans cause apparente autre que vasculaire (Warlow et al. 2003). Cette perturbation focale aiguë d'une partie du cerveau provient soit d'un arrêt du flux sanguin par un caillot (ischémie) ou d'une rupture d'un vaisseau sanguin (hémorragie) à l'intérieur du cerveau (Fondation des maladies du coeur 2007; ww2.fmcoeur.ca.). Au Canada, environ 80 % des AVC sont d'origine ischémique (thrombotique ou embolique), principalement occasionnés par une accumulation de plaque sur les parois des artères et environ 20 % proviennent d'une hémorragie à la surface du cerveau ou à l'intérieur de celui-ci (Fondation des maladies du coeur 2007; ww2.fmcoeur.ca.). L'AVC entraîne dans son sillage une diminution immédiate de la circulation sanguine générale du cerveau, une perte des inputs excitateurs et une mort des cellules cérébrales de l'hémisphère touché. Parallèlement à cela, s'installent, dans les minutes suivant la survenue de l'AVC, une ischémie et un œdème cérébral (Andrews 1991). Il s'ensuit donc une diminution de l'excitabilité du cortex moteur et par le fait même une difficulté notable dans l'exécution de mouvements volontaires (Nudo et al. 2001).

Fort heureusement, l'ischémie et l'œdème cérébral constituent deux phénomènes transitoires et leur résorption dans les jours suivants l'AVC entraîne un certain retour moteur spontané chez l'hémiplégique (Hallett 2001; Young et al. 2007). La réorganisation cérébrale, impliquant notamment le recrutement d'aire motrice secondaire, participe également à ce retour moteur (Ward et al. 2004). Malgré un certain retour moteur spontané, des séquelles, propres à l'artère touchée et à l'hémisphère du cerveau irrigué par cette dernière (Kandel et al. 2000), peuvent persister. Abstraction faite de l'artère impliquée, un AVC situé dans l'hémisphère gauche du cerveau engendrera, notamment, une faiblesse ou paralysie du côté droit du corps, une difficulté à lire, parler ou penser ainsi qu'à acquérir de nouvelles connaissances. Un AVC se présentant dans l'hémisphère droit du cerveau, quant à lui, occasionnera, entre autres, une faiblesse ou paralysie du côté gauche du corps, une atteinte de la perception spatiale et un problème de jugement et d'impulsivité (Kandel et al. 2000; Fondation des maladies du coeur 2007: ww2.fmcoeur.ca).

2. Récupération motrice de la phase aiguë à la phase chronique d'un AVC

L'amélioration de la fonction motrice se poursuit majoritairement dans les six premiers mois suivant l'AVC (Jorgensen et al. 1995; Young et al. 2007). Dans son article synthèse sur la récupération suivant un AVC, Young et al (2007) rapportent une durée moyenne de 8, 13 et 17 semaines pour un retour fonctionnel optimal pour un AVC dit léger, modéré et sévère. Toutefois, certains facteurs tels l'incontinence, la sévérité des

déficits et la récurrence d'un AVC influencent négativement la récupération motrice de l'individu dans les trois premiers mois suivant son AVC (Jongbloed 1986; Mayo et al. 1999; Carod-Artal et al. 2005). Ceci fait en sorte qu'un an suivant leur AVC, une grande proportion de personnes hémiparétiques présentent toujours un degré élevé d'incapacité et de handicap (Mayo et al. 1999).

3. Déficiences, incapacités et situations de handicaps retrouvées à la phase chronique de l'AVC

Malgré le fait qu'une certaine récupération s'opère toujours cinq ans après la survenue d'un AVC (Lindmark et al. 1995), maintes déficiences se manifestent chez la personne hémiparétique. Du point de vue de la déficience psychologique, près de 19 % des personnes hémiparétiques sont aux prises avec un diagnostic de dépression (van Wijk et al. 2006; van de Port et al. 2007 (b)) et 35 % souffrent toujours d'un problème d'ordre cognitif, tel qu'évalué par le « Mini-Mental State Examination », un an post-AVC (Patel et al. 2003). Concernant la déficience physique, les études rapportent une atteinte de la sensibilité (Brandstater et al. 1983; Nadeau et al. 1999 (a)) et une présence d'altération du tonus musculaire (Levin et al. 1993; Ada et al. 1998; Lamontagne et al. 2001), où près de 2/3 des personnes hémiparétiques présentent de la spasticité du muscle parétique lorsque l'articulation est mobilisée passivement. La faiblesse musculaire, tant du côté ipsilatéral que controlatéral à la lésion cérébrale (Patten et al. 2004), s'observe également à la phase

chronique de l'AVC. De ces déficiences découle l'apparition d'incapacités (Lindmark et al. 1995; Patel et al. 2003) se manifestant, entre autres, par une altération de l'équilibre (Dettmann et al. 1987; Lindmark et al. 1995; Niam et al. 1999), par de l'incoordination lors de mouvements volontaires (Bourbonnais et al. 1992) et par une vitesse de marche moindre que la norme (Olney et al. 1996).

Les déficiences et les incapacités peuvent ensemble entraîner à leur suite une situation de handicap, c'est-à-dire une restriction dans l'accomplissement d'une activité reliée à la vie quotidienne ou à un rôle social joué par l'individu (Cardol et al. 1999). Ainsi, Hartman-Maeir et al (Hartman-Maeir et al. 2007) ont rapporté que bien que 90 % de leurs participants hémiparétiques s'avéraient indépendants à l'échelle motrice de la mesure de l'indépendance fonctionnelle, bon nombre d'entre eux requerraient une assistance complète pour l'accomplissement d'activités domestiques telles que préparer les repas (77 %), faire le ménage (70 %) ou le lavage (82 %). De plus, Desrosiers et al (Desrosiers et al. 2002) ont observé que cinq variables reliées à la mobilité (ex. vitesse de marche) étaient significativement associées avec la présence d'une situation de handicap ($r > 0,60$) à la phase chronique de l'AVC. D'autres variables prédictives d'une situation de handicap ont été mises en évidence comme l'affect et la durée de la réadaptation (Desrosiers et al. 2002; Sturm et al. 2004). Il est à noter que les déficiences et les incapacités aux membres inférieurs concourent davantage à la production d'une situation de handicap que les

déficiences et incapacités aux membres supérieurs (Desrosiers et al. 2002; Desrosiers et al. 2003).

Malgré tout, 39 % à 88 % des personnes hémiparétiques se disent satisfaites de leur vie en général, lorsqu'interrogées de un à cinq ans post-AVC (Lindmark et al. 1995; Hartman-Maeir et al. 2007), mais ces dernières rapportent que la mobilité demeure toutefois un des domaines engendrant le plus de situations de handicap (Sturm et al. 2004). Dans le domaine de la mobilité, l'altération de la performance à la marche de la personne hémiparétiques représente une incapacité grandement évaluée dans la littérature tout comme la faiblesse musculaire, reconnue comme un facteur l'affectant. Ces deux points méritent ainsi une considération notable.

La marche

La marche représente une activité fonctionnelle permettant à l'individu de jouir d'un certain niveau d'indépendance et d'explorer son environnement (Shumway-Cook et al. 2001). Cependant, l'arrivée d'une pathologie, tel l'AVC, peut compromettre la pleine réalisation de cette activité. Afin de pallier l'impact d'un AVC sur la performance à la marche, il devient impératif de bien comprendre les caractéristiques de la marche de la

personne hémiparétique. Toutefois, une connaissance approfondie des composantes de la marche dite normale s'avère un préalable.

1. La marche dite normale

1.1. Définition

La marche, de par sa grande complexité, représente un défi de taille pour quiconque ose la résumer en une simple définition. Voilà pourquoi le corps scientifique ne présente aucune description universelle de cette tâche fonctionnelle. Cappozzo (Cappozzo 1991) a formulé une définition générale en décrivant la marche comme une action permettant le mouvement du corps de l'animal dans un environnement aérien, aquatique ou terrestre. D'Angeli-Chevassut et Gaviria (voir Pélissier et al. 1994) quant à eux, décrivent plus précisément la marche humaine :

« ... la combinaison dans le temps et l'espace de mouvements plus ou moins complexes des différents segments du corps aboutissant au déplacement de l'individu sur un plan horizontal » (p.9)

Ducroquet et al (Ducroquet et al. 1965), pour leur part, ajoutent qu'à tout instant un pied doit demeurer en contact avec le sol. La course et la marche quadrupède s'en trouvent donc exclues. Parallèlement, Smidt (Smidt 1990) parfait cette définition en stipulant que la marche normale représente un moyen de locomotion demandant un minimum d'énergie et

s'exécutant sans symptôme ni aide technique. En plus, Shumway-Cook et al (Shumway-Cook et al. 2001) apportent un élément nouveau en invoquant dans leur définition que les membres inférieurs se déplacent symétriquement de façon alternée faisant en sorte que le cycle d'un membre inférieur débute lorsque le cycle de l'autre se situe à la moitié.

Afin de comprendre et interpréter la marche de façon optimale, la majorité des chercheurs s'attardent plutôt à une description de la marche en termes de diverses sous-tâches (Harris et al. 1994). Par exemple, Winter (Winter 1991) a défini la marche en cinq sous-tâches soient le support du corps, le maintien de l'équilibre, le contrôle de la trajectoire du pied, la génération d'énergie et l'absorption d'énergie. Dans le cadre de ce projet de doctorat, l'accent a été mis sur la sous-tâche reliée à la génération d'énergie. Les raisons de ce choix sont que, d'une part, cette sous-tâche possède un impact majeur sur la vitesse de marche par l'activité musculaire des divers groupes de muscles impliqués (Winter 1991). D'autre part, jusqu'à maintenant, les niveaux d'effort des individus sains et hémiparétiques ont été évalués durant la génération d'énergie (Nadeau et al. 1999 (b); Requião et al. 2005). Finalement, la comparaison des résultats de ce projet de doctorat avec ceux déjà publiés pourra être faite. De ce fait, dans la section suivante, une attention particulière sera apportée à la description de la génération d'énergie lors de la marche tant chez l'individu sain que chez la personne hémiparétique.

1.2. La cadence, la vitesse et la longueur du cycle

Les variables dites spatio-temporelles, lors de la marche normale, sont décrites par la cadence, la vitesse et la longueur du cycle. Il existe ainsi une relation entre ces trois variables spatio-temporelles mise en évidence par cette formule :

$$\text{Vitesse} = \frac{\text{longueur du cycle} \times \text{cadence}}{120}$$

où la longueur du cycle s'exprime en mètre et la cadence en pas/min. Chez l'individu sain, la vitesse de marche varie de 1 à 1,4 m/s pour une cadence de 100 à 120 pas/min et une longueur de cycle de 1,51 m (Winter 1991). La variation de la vitesse de marche s'opère donc par l'entremise d'un changement de la longueur du cycle et/ou de la cadence. À une cadence supérieure à 120 pas/min, la cadence joue un rôle prédominant dans l'augmentation de la vitesse de marche tandis qu'à une cadence inférieure à 120 pas/min, l'accroissement de la vitesse de marche résulte d'une modification tant de la longueur du cycle que de la cadence (Winter 1991).

1.3. Le cycle de marche

La caractérisation de la marche s'effectue habituellement grâce à l'analyse d'un cycle de marche c'est-à-dire l'intervalle séparant deux contacts successifs du talon du même pied (Kim et al. 2003 (a)). Sachant que deux pas s'effectuent dans un cycle de

marche complet et que la cadence de marche correspond au nombre de pas par minute, la durée d'un cycle de marche peut donc être calculée à partir de cette formule :

$$\begin{array}{l} 2 \text{ pas} \qquad \qquad \rightarrow \text{durée du cycle de marche} \\ \text{cadence (nombre de pas)} \rightarrow 60 \text{ secondes} \end{array}$$

$$\text{Durée du cycle de marche} = \frac{60 \text{ secondes} \times 2 \text{ pas}}{\text{cadence}}$$

Chez l'individu sain, le cycle de marche dure environ une seconde (Turnbull et al. 1995; Meinders et al. 1998) et comporte deux phases distinctes : les phases d'appui et d'oscillation. La phase d'appui correspond à la période où le pied demeure en contact avec le sol et s'échelonne de 0 à 60 % du cycle de marche. La phase d'oscillation, quant à elle, se rapporte à la période où le pied n'est plus en contact avec le sol et correspond au dernier 40 % du cycle de marche. À même le cycle de marche, se trouve la sous-tâche de génération d'énergie où les différents groupes de muscles impliqués produisent une puissance nette positive impliquant une contraction concentrique, soit un raccourcissement des fibres musculaires, pour assurer la progression du corps vers l'avant (Winter 1991).

1.4. La phase de génération d'énergie à la marche

Les principaux muscles contributeurs à la phase de génération d'énergie à la marche sont les fléchisseurs plantaires, les extenseurs de la hanche et les fléchisseurs de la hanche (Winter 1991; Nadeau et al. 2001). Les extenseurs du genou produisent également une puissance nette positive durant la marche, mais cette dernière est souvent négligée par les chercheurs parce qu'elle contribue peu à la production d'énergie positive totale et donc à la progression du corps vers l'avant (Winter 1983). En se rapportant à la Figure 1, la phase de génération d'énergie des fléchisseurs plantaires et des extenseurs et fléchisseurs de la hanche correspond à l'aire sous la courbe des valeurs positives de puissance nette. À l'opposé, l'aire sous la courbe des valeurs négatives de puissance nette, A1 et H2, correspond à l'absorption d'énergie par les fléchisseurs plantaires et les fléchisseurs de la hanche durant la marche. Ces phases d'absorption, impliquant une contraction excentrique, ne sont toutefois pas abordées dans le présent ouvrage.

Dans un cycle de marche commençant par l'appui du pied au sol, la phase de génération d'énergie débute par une puissance nette positive des extenseurs de la hanche ($\sim 0,3$ W/kg) (Teixeira-Salmela et al. 2005). En fait, au début de la phase d'appui, alors que la hanche se trouve à environ 20° de flexion, les extenseurs de la hanche supportent, certes le poids du corps, mais au même instant, déplacent le tronc vers l'avant en produisant une extension de la hanche (Nadeau et al. 2001). Cette phase de génération d'énergie, classifiée

H1, se nomme « *push from behind* » et contribue à environ 12 % de l'énergie positive totale chez l'individu sain marchant à vitesse naturelle (Winter 1991; Teixeira-Salmela et al. 2005). Au milieu de la période d'appui (40-50 % du cycle de marche), un processus important de génération d'énergie s'orchestre par une activité concentrique des fléchisseurs plantaires (~ 2,5 W/kg) et des fléchisseurs de la hanche (~ 0,9 W/kg) (Teixeira-Salmela et al. 2005). Pour ce qui est des fléchisseurs plantaires, le début de leur activité concentrique, à environ 40 % du cycle de marche, cause un décollement du talon. Par la suite, une contraction rapide des fléchisseurs plantaires vers la flexion plantaire à une vélocité angulaire d'environ $160^{\circ}/s$ amène un décollement des orteils et par le fait même un déplacement du membre inférieur vers l'avant. Cette phase importante de poussée (A2 ; « *push-off* ») se termine ainsi à environ 60 % du cycle de marche et contribue majoritairement à la génération d'énergie chez l'individu sain (entre 51 % et 80 % de l'énergie positive totale d'un cycle de marche à vitesse naturelle) (Winter 1983; Winter 1991; Meinders et al. 1998; Teixeira-Salmela et al. 2005). Concernant les fléchisseurs de la hanche, par leur activité concentrique, s'échelonnant de 50 % à 80 % du cycle de marche, ce groupe de muscles tire le membre inférieur vers le haut et l'avant d'une position d'extension maximale de la hanche ($\sim 10^{\circ}$) à une position de 20-30 $^{\circ}$ de flexion, permettant ainsi son avancée. Cette phase de génération d'énergie, appelée « *pull-off* » (H3), est la plus importante pour les muscles de la hanche et concoure à environ 20 % à 29 % de l'énergie positive totale durant la marche à vitesse naturelle de l'individu sain (Winter 1991; Meinders et al. 1998; Teixeira-Salmela et al. 2005) (voir Figure 1) .

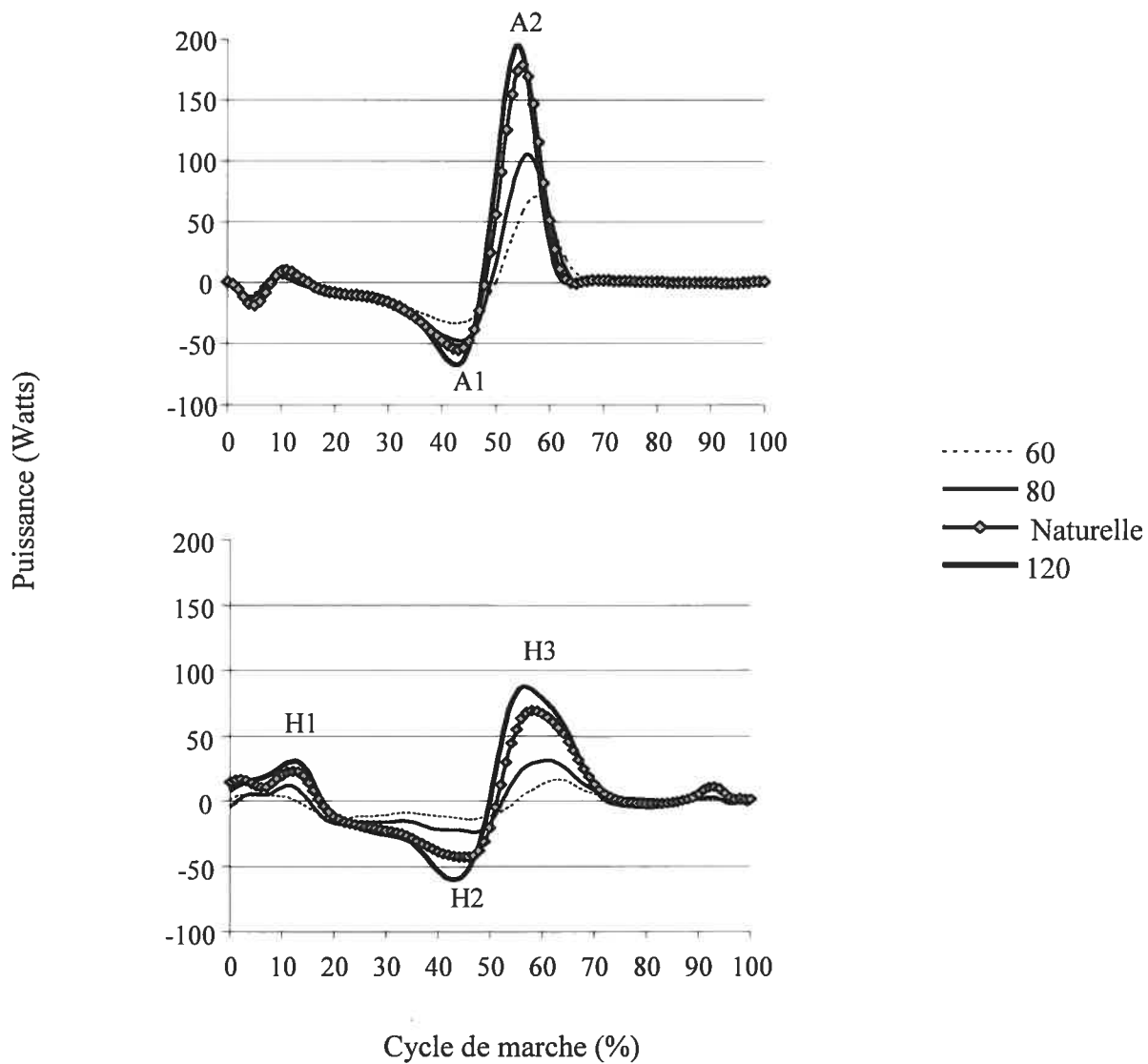


Figure 1 : Graphiques des puissances nettes moyennes à la cheville (haut) et à la hanche (bas) lors d'un cycle de marche chez 14 individus sains marchant à quatre cadences imposées

Figure adaptée de Teixeira-Salmela et al (Teixeira-Salmela et al. 2005)

1.5. Effet d'une augmentation de la vitesse de marche sur ses divers paramètres

L'augmentation de la vitesse de marche affecte sans contredit les paramètres cinématiques (ex. déplacements et vitesses articulaires) et cinétiques (ex. moments nets et puissances nettes). Abstraction faite du genou qui voit sa flexion augmentée avec la vitesse de marche, le déplacement angulaire de la hanche et de la cheville demeure assez stable. À l'opposé, la vitesse angulaire de la hanche, du genou et de la cheville augmente linéairement avec la vitesse de marche (Winter 1991). Concernant la cinétique, les variables de moment et puissance nets aux trois articulations possèdent des profils similaires entre les différentes vitesses, mais leurs amplitudes s'avèrent plus importantes avec l'augmentation de la vitesse de marche (Winter 1991). Conséquemment, une génération d'énergie plus marquée s'observe alors avec l'augmentation de la vitesse de marche (Winter 1983; Teixeira-Salmela et al. 2005) (voir Figure 1).

2. La marche de la personne hémiparétique

À l'arrivée au centre hospitalier par suite d'un AVC, deux individus sur trois présentent un problème majeur de locomotion et près de 50 % d'entre eux ne peuvent pas marcher, et ce, même avec assistance (Jorgensen et al. 1995). Mayo et al (Mayo et al. 1999) rapportent que plusieurs facteurs influent sur la capacité de marcher à nouveau chez la personne hémiparétique dont, entre autres, le type d'AVC, l'atteinte physique, le temps d'immobilisation au lit et l'incontinence. Le temps de récupération de la marche varie

d'une étude à l'autre. Mayo et al (1999) ont noté, par l'entremise de la vitesse de marche sur 10 mètres, que la majeure partie de la récupération de la marche s'effectuait durant les trois premiers mois suivant l'AVC avec une amélioration marquée au cours du premier mois tandis que Jorgensen et al (1995) ont rapporté que la plupart de leurs participants atteignaient un plateau après 11 semaines tel que mesuré par l'index de Barthel; index évaluant le niveau d'indépendance fonctionnelle de l'individu. Néanmoins, tous s'entendent pour dire qu'une amélioration substantielle de la marche s'avère toujours possible puisque 85 % des personnes hémiparétiques démontrent toujours un déficit de marche après trois mois suivant leur AVC par comparaison aux normes établies (Jorgensen et al. 1995; Mayo et al. 1999).

2.1. La cadence, la vitesse et la longueur du cycle de marche chez la personne hémiparétique

À la marche, le changement le plus indéniable suivant un AVC est certes la diminution marquée de la vitesse. Les écrits scientifiques rapportent une vitesse de marche de l'ordre de 0,23 à 1 m/s où, en moyenne, la vitesse naturelle des personnes hémiparétiques correspond à la vitesse lente des individus sains (Brandstater et al. 1983; Turnbull et al. 1995; Olney et al. 1996; Goldie et al. 2001). Qui plus est, Brandstater et al (1983) ont obtenu une relation positive ($r=0,88$) entre la vitesse de marche et le retour moteur de la personne hémiparétique tel qu'évalué par l'échelle de Fugl-Meyer. En d'autres

mots, un pauvre retour moteur s'associe à une vitesse de marche lente. Les études signalent également une diminution tant de la cadence que de la longueur du cycle avec la réduction de la vitesse de marche par comparaison aux individus sains (Brandstater et al. 1983; Turnbull et al. 1995; Olney et al. 1996). Par exemple, pour une vitesse de marche naturelle, Brandstater et al (1983), ont trouvé une diminution de la longueur du cycle et de la cadence de leurs participants présentant un bon retour moteur par comparaison aux individus sains (longueur du cycle; 0.91 ± 0.09 m versus 1.32 ± 0.12 m et cadence; 57 ± 18 pas/min versus 104 ± 9 pas/min). Ces deux variables ont été mises en relation avec la diminution de la vitesse de marche de la personne hémiparétique où une relation positive a été établie (longueur du cycle; $r=0.96$ et cadence; $r=0.94$) (Brandstater et al. 1983).

2.2. Le cycle de marche de la personne hémiparétique

La durée du cycle de marche passe d'environ une seconde chez l'individu sain à 1,5-1,8 secondes chez l'individu hémiparétique (Turnbull et al. 1995; Ada et al. 1998). À l'intérieur de ce cycle de marche, la phase d'appui occupe également une plus grande proportion de ce cycle avec une durée de double appui prolongée et un temps d'appui unipodal plus important du côté non parétique par comparaison au côté parétique (0.53 ± 0.11 versus 0.42 ± 0.06 s) (Brandstater et al. 1983; Olney et al. 1996; Hsu et al. 2003; Kim et al. 2003 (a)). Pour ce qui est de la phase d'oscillation, les résultats d'études indiquent une durée d'oscillation du membre inférieur parétique plus importante que le

membre non parétique (Brandstater et al. 1983; Olney et al. 1996; Hsu et al. 2003; Kim et al. 2003 (a)). À titre d'exemple, le contact du talon du côté parétique se produit à environ 55 % du cycle de marche du côté non parétique en comparaison d'un contact du pied non parétique à 45 % du cycle de marche du côté parétique (Olney et al. 1996).

À la lumière de ces résultats, force est de constater la présence d'une asymétrie à la marche suite à un AVC où une contribution préférentielle du membre inférieur non parétique s'observe (Olney et al. 1996; Hsu et al. 2003; Kim et al. 2003 (a)). Maints chercheurs ont tenté d'expliquer ces changements du patron de marche. Tout d'abord, l'appui unipodal prolongé du côté non parétique pourrait découler d'une difficulté notable de l'avancée du membre parétique oscillant; difficulté émergeant possiblement de la présence de faiblesse musculaire du côté parétique (Olney et al. 1996; Kim et al. 2003 (a)). De plus, ce temps d'appui prolongé pourrait représenter une stratégie préconisée par la personne hémiparétique pour s'allouer un temps raisonnable afin de dégager le pied parétique du sol et le placer adéquatement avant le contact suivant du pied (Olney et al. 1996; Goldie et al. 2001). Le prolongement de la période de double appui, quant à elle, témoignerait non seulement d'un équilibre précaire de la personne hémiparétique, mais également d'une difficulté d'acceptation de la mise en charge du côté parétique lors de l'initiation de la phase de double appui (Morita et al. 1995; Goldie et al. 2001). Pour illustrer ce dernier point, l'analyse de la force verticale de la réaction du sol révèle que la

personne hémiparétique présente une atténuation, voire même une absence, du sommet observé normalement lors du contact du pied du membre inférieur. Cette atténuation, d'autant plus marquée que le retour moteur est pauvre ($r=0.86$), serait donc une conséquence directe de la difficulté d'acceptation de la mise en charge du membre inférieur parétique (Morita et al. 1995). Ce fait pourrait également être expliqué par la diminution de la vitesse de marche de la personne hémiparétique (Kim et al. 2003 (a)).

2.3. Les variables cinématiques de la personne hémiparétique

À la suite d'un AVC, les profils des excursions angulaires aux différentes articulations s'avèrent similaires aux individus sains. Cependant, ce sont l'occurrence des excursions angulaires et leurs amplitudes qui diffèrent de la norme; différence d'autant plus notable que la vitesse de marche s'éloigne de celle des individus sains (Olney et al. 1991). Au début de la phase d'appui, les études rapportent, notamment, un contact avec le pied à plat au sol associé à une augmentation de la flexion du genou et une diminution de la flexion de la hanche. Par la suite, une diminution de la flexion plantaire et de l'extension de la hanche s'observe entraînant le genou vers une hyperextension. En ce qui a trait à la phase d'oscillation, s'ajoute dans certains cas à la diminution de flexion du genou une circumduction ou une augmentation de la flexion de la hanche pour une clairance appropriée du pied oscillant (Olney et al. 1996; Nadeau et al. 2001). Certains changements cinématiques s'observent également du côté non parétique où une augmentation de la flexion du genou à l'oscillation et une diminution de l'extension à l'appui ont été relevés.

Cependant, ces changements s'avèrent moins importants que ceux du côté parétique (Olney et al. 1991; Olney et al. 1996; Teixeira-Salmela et al. 2001). Il est à noter que les variables cinématiques des personnes hémiparétiques démontrent une grande variabilité inter-individus et que les données doivent donc être analysées avec précaution (Olney et al. 1991).

2.4. La phase de génération d'énergie de la personne hémiparétique

Tout comme les variables cinématiques, le moment net et la puissance nette positive des articulations de la hanche, du genou et de la cheville du côté parétique possèdent un profil semblable à celui des individus sains, mais l'amplitude s'avère réduite (Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2001; Parvataneni et al. 2007 (in press)). À la hanche, dépendamment des études, la génération d'énergie par les extenseurs au début du cycle de marche (H1) peut être complètement absente ou demeurer inférieure à celle des individus sains ($\sim 0,2$ W/kg) (Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2001). La phase H3 de génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche ($\sim 0,5$ W/kg) reste, quant à elle, présente peu importe la vitesse de marche de la personne hémiparétique, mais tend à diminuer avec cette même vitesse de marche (Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2001). À la cheville, la puissance nette positive ($\sim 0,9$ W/kg) générée par l'activité concentrique des fléchisseurs plantaires à la phase de poussée (A2) contribue toujours à la génération d'énergie, mais dans une moindre mesure. Pour corroborer ces faits, Morita et al

(Morita et al. 1995) ont évalué la force de réaction du sol à l'aide de plate-forme de force. Ces auteurs ont trouvé une accélération moindre de la composante antéro-postérieure de la réaction du sol du côté parétique reflétant ainsi, selon ces derniers, une phase de poussée déficitaire. Qui plus est, pour les personnes hémiparétiques marchant à basse vitesse ($\leq 0,25$ m/s), la génération d'énergie par les fléchisseurs plantaires s'avère absente (Olney et al. 1991). De ce fait, il a été énoncé que les fléchisseurs de la hanche contribuent davantage à la génération d'énergie à la marche que les fléchisseurs plantaires chez la personne hémiparétique; tendance opposée à celle des individus sains marchant à vitesse naturelle (Nadeau et al. 2001).

Pour ce qui est du côté non parétique, les mêmes tendances s'observent avec toutefois un moment net et une puissance nette positive plus importants que ceux du côté parétique, mais demeurant quand même sous les valeurs normales (Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2001). Durant la marche de la personne hémiparétique, l'énergie positive produite par les muscles du côté non parétique se situe dans un ratio de 60/40 et celui-ci demeure relativement similaire pour différents degrés de compétence à la marche (Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2001).

2.5. Autres facteurs influençant la marche de la personne hémiparétique

2.5.1. La raideur passive de la cheville parétique

La raideur passive à une articulation donnée est définie par le changement du moment généré à cette articulation en fonction de sa position (Gajdosik 2001). Chez la personne hémiparétique, une augmentation de la raideur passive à la cheville parétique s'observe par comparaison à la cheville non parétique (Svantesson et al. 2000; Lamontagne et al. 2002). Cette augmentation de la raideur passive pourrait provenir du raccourcissement chronique du muscle parétique secondairement à l'hyperactivité de ce dernier post-AVC (Svantesson et al. 2000; Singer et al. 2002). En fait, la raideur passive à la cheville parétique peut contribuer jusqu'à deux fois plus au moment total de flexion plantaire durant la marche que la raideur passive de la cheville non parétique (17 % versus 7 %) (Lamontagne et al. 2000 (a)). Cette contribution plus importante de la raideur passive pourrait faciliter la phase de poussée déficitaire des fléchisseurs plantaires lors de la marche (Salsich et al. 2000; Lamontagne et al. 2000 (a)). Toutefois, si la raideur passive devient trop importante, elle restreindrait la rotation du membre inférieur autour de la cheville au début de la phase d'appui et nuirait ainsi à la performance à la marche (Lamontagne et al. 2002). De plus, cette adaptation deviendrait insuffisante pour favoriser une marche fonctionnelle chez les individus présentant une faiblesse marquée des muscles de la cheville (Lamontagne et al. 2000 (a)).

2.5.2. La présence de spasticité et de co-contraction au membre inférieur parétique

La spasticité, définie comme une réponse réflexe exagérée à l'étirement du muscle et s'accroissant de façon linéaire avec l'augmentation de la vitesse d'étirement (Lance et al. 1974), peut se caractériser par une hyperreflexie, une hypertonie et un clonus (Chapman et al. 1982). Les recherches portant sur l'impact de la spasticité sur la performance à la marche de la personne hémiparétique ne donnent pas de résultats francs. Certaines études rapportent que l'activité prématurée des fléchisseurs plantaires durant la phase d'appui à la marche entraîne une phase de poussée moindre et cette hyperactivité opposerait également une résistance à la flexion dorsale faisant en sorte qu'à la phase d'oscillation, les orteils ne se dégagent pas suffisamment du sol pour permettre l'avancée du membre inférieur de façon adéquate (Olney et al. 1996). De plus, Lamontagne et al (Lamontagne et al. 2001), en évaluant la spasticité des fléchisseurs plantaires à la marche, ont obtenu une relation négative significative entre la vitesse de marche de leurs participants hémiparétiques et la spasticité des fléchisseurs plantaires ($r=-0.47$). Toutefois, ces chercheurs mettent un bémol en mentionnant que d'autres facteurs corréleraient davantage avec la vitesse de marche suite à un AVC. Ada et al (Ada et al. 1998), quant à eux, précisent que la présence de spasticité des fléchisseurs plantaires constatée lors de la mobilisation passive de la cheville n'est pas garante de la présence de spasticité lors d'un mouvement actif tel la marche. D'autres chercheurs corroborent ces faits en indiquant que la spasticité évaluée cliniquement n'est pas corrélée avec la vitesse de marche de la personne hémiparétique (Nadeau et al. 1999 (a)).

Par l'analyse EMG, d'autres études ont examiné plus sérieusement le phénomène de co-contraction, soit une innervation simultanée des muscles agoniste et antagoniste au mouvement (Kandel et al. 2000), et de son lien avec la marche de la personne hémiparétique. Bien que la co-contraction s'avère une composante normale du contrôle moteur d'un individu, assurant, entre autres, une stabilité posturale, il arrive que, suite à une lésion centrale, ce phénomène devienne anormal (Knutsson et al. 1979; Lamontagne et al. 2000 (b)). Lamontagne et al (2000) ont évalué la co-contraction à la cheville de 30 participants hémiparétiques. Durant la phase d'appui de la marche, ces auteurs ont noté une co-contraction des muscles gastrocnémien interne et tibial antérieur plus importante du côté non parétique en comparaison au côté parétique. Cet état de fait a également été remarqué en comparaison aux individus sains. Ce phénomène, surtout observé lors de la phase de double appui, témoignerait d'une compensation entre les deux membres inférieurs où le côté non parétique, par sa co-contraction prolongée, assure le maintien d'une stabilité posturale lors de la marche. De plus, cette co-activation excessive du côté non parétique contribue à la réduction du moment maximal net à la cheville non parétique, observée lors de la phase d'appui à la marche (Lamontagne et al. 2002). L'existence d'une co-contraction moindre des muscles de la cheville du côté parétique par rapport au côté non parétique et aux individus sains, serait le reflet, quant à elle, d'une stabilité et d'une performance motrice précaires. Combinée à la co-contraction marquée des muscles de la cheville non parétique, elle concourait ainsi à la diminution de la vitesse de marche rencontrée chez la personne hémiparétique (Lamontagne et al. 2000 (b)).

2.5.3. Le niveau d'effort musculaire déployé par les muscles du membre inférieur parétique

L'estimation du niveau d'effort musculaire lors de la marche, soit le pourcentage de la force maximale utilisée par un groupe de muscles, s'effectue à l'aide du modèle du Taux d'utilisation musculaire (TUM) (Ericson et al. 1986; Ericson 1988; Richards et al. 1989; Hebert et al. 1995; Nadeau et al. 1996 (a)). Ce modèle met en relation l'activité EMG d'un muscle produite lors de la marche et l'activité EMG de ce même muscle enregistrée lors d'une contraction maximale (Ericson et al. 1986; Richards et al. 1989) (TUM EMG) ou le moment net d'un groupe de muscles produit lors de la marche et le moment maximal de ce groupe de muscles prédit par des mesures dynamométriques (Nadeau et al. 1996 (a); Requião et al. 2005) (TUM mécanique). Le TUM sera décrit plus explicitement à la section « Méthodologie » (p.75).

Chez la personne hémiparétique, une seule étude, soit celle de Nadeau et al (Nadeau et al. 1999 (b)), s'est intéressée à la quantification du niveau d'effort des fléchisseurs plantaires par le TUM mécanique afin de déterminer si leur faiblesse musculaire représentait ou non un facteur limitant de la vitesse de marche post-AVC. À vitesse naturelle, la valeur maximale du TUM était de 76,4 % (ET : 34,7 %), soit en moyenne près de 17 % plus élevée que chez l'individu sain marchant à une vitesse similaire, tandis que la valeur maximale du TUM à vitesse maximale correspondait à 85,9 % (ET : 31,9 %). À cette vitesse, les auteurs ont constaté que dix participants sur dix-sept utilisaient à 100 % la

force musculaire de leurs fléchisseurs plantaires et qu'ils présentaient une génération de force maximale concentrique moindre lors de l'évaluation dynamométrique que les autres participants. Ces faits ont donc permis de confirmer objectivement que la faiblesse musculaire des fléchisseurs plantaires, et le niveau d'effort élevé en découlant pouvaient représenter un facteur limitant de la vitesse maximale de marche post-AVC. Néanmoins, ces auteurs ont atténué leurs propos mentionnant que parmi les dix participants, quatre ne présentaient pas une vitesse maximale de marche moindre que les participants dits non limités par la faiblesse musculaire des fléchisseurs plantaires. Ces auteurs ont avancé qu'une compensation par les fléchisseurs de la hanche aurait permis à ces quatre personnes hémiparétiques de marcher à une vitesse maximale similaire aux autres participants malgré une utilisation maximale de la force musculaire résiduelle de leurs fléchisseurs plantaires. L'estimation du TUM des autres groupes de muscles impliqués dans la progression du corps vers l'avant lors de la marche serait de mise afin de déterminer objectivement les compensations musculaires possibles lors de cette tâche fonctionnelle.

La marche de la personne hémiparétique subit des modifications notables tant de ses composantes cinématiques que cinétiques. Ces modifications découlent directement des déficiences inhérentes à cette pathologie qu'est l'AVC. Parmi ces déficiences, la faiblesse musculaire au membre inférieur parétique représente, certes le facteur le plus étudié et contribue majoritairement à l'atteinte de la performance à la marche de la personne

hémiparétique (Nadeau et al. 1999 (a); Nadeau et al. 2001; Hsu et al. 2003). L'impact de la survenue d'un AVC sur la génération d'une force musculaire, l'influence de cette force sur la marche post-AVC ainsi que les facteurs influençant la production d'une force musculaire maximale méritent donc une attention particulière.

La force musculaire et son impact sur la marche post-AVC

Afin, d'une part, d'interpréter adéquatement les résultats des études ayant quantifié la faiblesse musculaire chez la personne hémiparétique et, d'autre part, d'obtenir une vision plus juste de son impact sur la marche, il s'avère important de prendre connaissance de divers facteurs influençant la production d'une force maximale.

1. Les facteurs influençant la production d'une force maximale

L'évaluation de la force musculaire maximale peut s'effectuer par l'entremise de différentes mesures dites statiques, isocinétiques et isotoniques (Knapik et al. 1980; Knapik et al. 1983 (a); Knapik et al. 1983 (b); Osternig 1986; Sapega 1990). Par le mode statique, le muscle travaille maximalement sans changement de l'angle articulaire et l'évaluation de la force maximale statique peut se faire à différents angles (Sapega 1990). Pour sa part, le mode isocinétique estime la force maximale à différentes vitesses contrôlées et offre une résistance optimale s'adaptant aux modifications de la force du muscle associée au

changement de position de l'articulation tout au long de l'amplitude du mouvement (Osternig 1986; Sapega 1990). Le mode isotonique, quant à lui, permet d'analyser la force concentrique à différentes vitesses grâce au maintien d'un moment résistant constant pour toute l'amplitude du mouvement (Sapega 1990). Pour tous ces modes de mesure, la force maximale produite dépend de maints facteurs, dont les conditions d'évaluation (Sapega 1990). La prochaine section abordera ceux jouant un rôle crucial dans l'estimation du TUM.

1.1. Les facteurs angle articulaire et vitesse de mouvement

1.1.1. Le facteur angle articulaire

Diverses études ont évalué l'impact d'un changement d'angle articulaire sur la génération de force tant statique que dynamique à la cheville (Gravel et al. 1986; Hornsby et al. 1987; Simoneau et al. 2006), au genou (Mohamed et al. 2002; Babault et al. 2003; Lanza et al. 2003; Savelberg et al. 2004) et à la hanche (Kulig et al. 1984; Cahalan et al. 1989). Exception faite de certaines articulations, tous les résultats abondent dans le même sens soit une diminution marquée de force musculaire vers les angles articulaires amenant un raccourcissement du muscle testé. À titre d'exemples, lors de l'évaluation de la force concentrique des fléchisseurs plantaires chez 10 hommes sains, Gravel et al (1986) ont noté une diminution de 48 % de la force mesurée à un angle de 28° de flexion plantaire par rapport à celle mesurée à un angle de 0° . Simoneau et al, pour leur part, ont observé une

diminution de la force statique des fléchisseurs plantaires de près de 50 % pour un changement d'angle de 20⁰ de flexion dorsale à 20⁰ de flexion plantaire chez 18 hommes âgés sains. À la hanche, de façon générale, une diminution des forces isométrique et concentrique des fléchisseurs (~40-60 %) et extenseurs (~20-50 %) de la hanche a également été notée pour un raccourcissement du muscle évalué (Kulig et al. 1984; Cahalan et al. 1989).

Pour expliquer la diminution de force inhérente au changement de la longueur du muscle, certains auteurs proposent que, dans une position raccourcie, la longueur minimale des sarcomères créerait une superposition des filaments d'actine d'une extrémité à l'autre de ce dernier et une compression des filaments de myosine entre les deux lignes Z. Ainsi, la création de ponts entre actine et myosine s'avèrerait compromise, affectant la production de force (Hornsby et al. 1987; Babault et al. 2003).

1.1.2. Le facteur vitesse du mouvement

L'arrivée d'appareils dynamométriques isocinétiques tels le Kin-Com, le Cybex et le Biodex a permis l'avancement des connaissances concernant la relation moment-vitesse du muscle chez l'homme par des techniques non invasives. Grâce à ces appareils, il est maintenant possible d'évaluer la force maximale d'un muscle pour une amplitude complète

du mouvement, et ce, à une vitesse constante présélectionnée (Osternig 1986). C'est ainsi qu'avec une augmentation de la vitesse du mouvement du dynamomètre, une diminution notable de la force concentrique des muscles du membre inférieur est observée (Thorstensson et al. 1976; Perrine et al. 1978; Ivy et al. 1981; Wickiewicz et al. 1984; Prietto et al. 1989; Caldwell et al. 1993; Gulch 1994; Babault et al. 2001; Babault et al. 2002; Lanza et al. 2003). À la cheville, la force moyenne concentrique des fléchisseurs plantaires peut atteindre aussi peu que 10 % de la force moyenne statique à une vitesse de près de 300 °/s (Wickiewicz et al. 1984) tandis qu'à la hanche, la force moyenne concentrique des fléchisseurs et extenseurs correspond à environ 42 % et 56 % de la force moyenne statique à une vitesse de 210 °/s (Cahalan et al. 1989).

Les propriétés neurologique et morphologique du muscle influenceraient la relation moment-vitesse chez l'homme (Thorstensson et al. 1976; Ivy et al. 1981; Wickiewicz et al. 1984; Babault et al. 2001; Babault et al. 2002). Tout d'abord, au niveau neurologique, une augmentation de l'activation neurologique associée à un accroissement de la vitesse de mouvement a été notée chez l'individu sain, et ce, grâce aux techniques de la secousse musculaire (« twitch interpolation ») et de l'enregistrement de l'activité EMG. Ce phénomène servirait à minimiser la perte de force musculaire associée à la vitesse de mouvement et s'orchestrerait possiblement autour d'un recrutement additionnel de motoneurones (Babault et al. 2001; Babault et al. 2002). Ensuite, par le type et la longueur

des fibres musculaires, la morphologie du muscle jouerait un rôle dans la relation moment-vitesse chez l'humain. En effet, une association significative a été obtenue entre le pourcentage de fibre rapide (type II) contenu dans le quadriceps et la force maximale de ce dernier à une vitesse de $180^{\circ}/s$ ($r=0,50$) (Thorstensson et al. 1976). Ainsi, puisque les fibres de type II possèdent une vitesse intrinsèque de raccourcissement élevée et sont aptes à développer une force maximale plus rapidement que les fibres de type lent, un muscle contenant majoritairement ce type de fibres produira une force musculaire plus importante à une vitesse de mouvement rapide qu'un muscle composé principalement de fibres lentes (Thorstensson et al. 1976; Ivy et al. 1981). De plus, la diminution de force musculaire associée à une augmentation de vitesse de mouvement s'avère moindre pour un muscle pourvu de longues fibres c'est-à-dire avec un nombre plus important de sarcomères en série, puisqu'il présente une vitesse de raccourcissement plus rapide qu'un muscle présentant des fibres courtes. À la lumière des points ci-haut mentionnés, une attention particulière doit donc être apportée lors de la comparaison de force musculaire de divers groupes de muscles (Wickiewicz et al. 1984). Pour corroborer ces faits, Wickiewicz et al (1984) ont observé que la courbe moment-vitesse des fléchisseurs plantaires se démarquait des groupes de muscles fléchisseurs dorsaux, extenseurs et fléchisseurs du genou. En effet, les fléchisseurs plantaires démontraient une réduction plus prononcée de force musculaire en fonction de l'augmentation de vitesse angulaire. À une vitesse de $120^{\circ}/s$, une perte de 65 % de la force maximale des fléchisseurs plantaires était notée comparativement à une diminution de 45 %, 20 % et 30 % pour les fléchisseurs dorsaux, les extenseurs et les

fléchisseurs du genou respectivement. Cette différence dans la courbe moment-vitesse pourrait s'expliquer par la présence de fibres musculaires courtes combinée à un pourcentage élevé de fibres de type lent des fléchisseurs plantaires comparativement aux autres groupes de muscles évalués (Wickiewicz et al. 1984).

1.2. Le facteur type de contraction

De par une certaine spécificité inhérente à chaque type de contraction (Baker et al. 1994), l'évaluation de la force musculaire d'un individu est certes influencée par le type d'activité musculaire préconisé. Ainsi, par l'utilisation d'un type de contraction concentrique, la valeur de force obtenue se situe en deçà de celle obtenue par des types de contraction excentrique et statique (Cahalan et al. 1989; Svantesson et al. 1991; Svantesson et al. 1994; Komi et al. 2000; Babault et al. 2001; Rutherford et al. 2001). La présence d'une co-contraction accrue lors d'une activité concentrique et le fait que le muscle serait plus affecté par la relation moment-vitesse lors d'une action concentrique plutôt qu'excentrique, expliqueraient en partie cette différence (Komi et al. 2000). Néanmoins, certaines études ont démontré que la force concentrique mesurée à basse vitesse s'apparente à la force statique lorsque comparée à un angle commun. Les corrélations significatives observées entre ces deux types de contraction ($0,64 < r < 0,84$) témoigneraient ainsi d'une certaine généralité (Knapik et al. 1980; Knapik et al. 1983 (a); Knapik et al. 1983 (b); Wickiewicz et al. 1984; Baker et al. 1994).

Qui plus est, la force musculaire générée lors d'une contraction excentrique s'avère généralement plus importante que celle produite lors d'une contraction statique (Svantesson et al. 1991; Svantesson et al. 1994; Linnamo et al. 2006). Cette observation s'avère vraie si la comparaison entre les valeurs de force s'effectue au début du mouvement (Komi et al. 2000). Lorsque comparées à un angle commun plus éloigné dans l'amplitude articulaire, les valeurs de force excentrique peuvent être égales, voire même inférieures, à celles obtenues statiquement (Komi et al. 2000; Babault et al. 2001; Rutherford et al. 2001; Linnamo et al. 2006). Ce fait s'expliquerait par la présence d'une inhibition neurologique plus importante lors d'une action excentrique que statique (taux d'activation volontaire : $88,3 \% \pm 1,9 \%$ versus $95,2 \% \pm 1,2 \%$ (Babault et al. 2001), affectant le maintien d'une force maximale excentrique sur toute l'amplitude du mouvement.

1.3. Le facteur préchargement

Pour certaines articulations présentant une petite amplitude articulaire, comme la cheville, il se peut que la force maximale ne soit jamais atteinte lors d'un mouvement dynamique (Gravel et al. 1988; Linnamo et al. 2006). La valeur sommet de la force, mesurée avec un dynamomètre, correspond plutôt à un point d'équilibre entre le taux de croissance de la force et la perte de force associée à la relation force-longueur (Gravel et al. 1988). Qui plus est, avec l'augmentation de vitesse de mouvement, la valeur sommet est

produite à un angle de plus en plus éloigné dans l'amplitude articulaire (Gravel et al. 1988; Peeters et al. 1995; Lanza et al. 2003). Pour pallier ce problème, des chercheurs se sont intéressés au phénomène du préchargement (Komi et al. 1978; Gravel et al. 1988; Jensen et al. 1991; Svantesson et al. 1991; Tis et al. 1993; Svantesson et al. 1994; Peeters et al. 1995; Nadeau et al. 1996 (b)). Le préchargement est défini comme étant la quantité de force produite par un individu avant l'initiation du mouvement du dynamomètre (Tis et al. 1993). L'impact de différents niveaux de préchargement statique sur la force maximale concentrique de divers groupes de muscles a été analysé (Jensen et al. 1991; Svantesson et al. 1994; Peeters et al. 1995; Nadeau et al. 1996 (b)). À la cheville, les résultats démontrent que plus le préchargement statique est important, plus la production subséquente d'une force concentrique est élevée au début de la courbe de force et ce, peu importe la vitesse de mouvement (Peeters et al. 1995; Nadeau et al. 1996 (b)). Cette différence ne persiste cependant pas pour toute l'amplitude du mouvement puisqu'à environ 12° à 19° de flexion plantaire, les courbes de force obtenues avec ou sans préchargement se superposent (Peeters et al. 1995). De plus, en début du mouvement, soit à un angle de 5° de flexion dorsale, aucune différence significative n'a été observée entre la génération d'une force maximale concentrique précédée d'un préchargement de 75 % et 100 % de la force maximale statique (Peeters et al. 1995). L'impact d'un préchargement excentrique sur la production d'une force concentrique a également été testé à la cheville. Comparativement à la génération d'une force concentrique sans préchargement ou avec préchargement statique maximal, la production d'une force concentrique en flexion plantaire, précédée d'un

préchargement excentrique, s'avère plus importante (Svantesson et al. 1991; Svantesson et al. 1994). À titre d'exemple, à une vitesse de $120^{\circ}/s$, une force moyenne concentrique en flexion plantaire d'environ 62 Nm a été obtenue suite à un préchargement excentrique comparativement à 48 Nm pour un préchargement statique maximal pour une amplitude comprise entre 90° et 99° de flexion plantaire (Svantesson et al. 1994).

Par une analyse EMG, Peeters et al (1995) stipulent que l'augmentation de la force concentrique lors d'un préchargement ne découle pas d'une activation musculaire accrue puisque l'EMG moyen du soléaire et des gastrocnémiens ne présente aucune différence entre les conditions incluant ou non un préchargement. L'hypothèse véhiculée est donc que le préchargement allouerait un entreposage d'énergie dans les composantes élastique-séries (tendon, éléments contractiles) et/ou élastique-parallèles (tissus conjonctifs) du muscle et cette énergie serait libérée lors de l'initiation de l'action concentrique du muscle, et ce, plus particulièrement lors d'un préchargement excentrique (Gravel et al. 1988; Svantesson et al. 1991; Svantesson et al. 1994; Peeters et al. 1995). Par l'étirement des composantes élastiques du muscle, le préchargement favoriserait ainsi l'enregistrement d'une force musculaire maximale représentant plus justement la force contractile du groupe de muscle testé, et ce, pour l'amplitude complète du mouvement désiré (Gravel et al. 1986).

En tenant compte en totalité ou en partie des principaux facteurs influençant la production d'une force musculaire maximale, maints chercheurs ont quantifié la faiblesse musculaire de divers groupes de muscles chez la population hémiparétique. Les résultats ainsi obtenus ont non seulement permis de déterminer une certaine distribution de la faiblesse musculaire, mais également de mesurer son impact sur la marche post-AVC.

2. La présence de faiblesse musculaire chez la personne hémiparétique et son impact sur la marche post-AVC

La faiblesse musculaire observée du côté controlatéral à la lésion chez la personne hémiparétique dérive de l'atteinte de plusieurs composantes cérébrales, des voies supraspinales en passant par l'unité motrice et ses motoneurones. Cette perte de force musculaire entraîne à sa suite une altération marquée de la performance fonctionnelle post-AVC et plus particulièrement de la marche.

2.1. Modification des structures cérébrale, spinale et musculaire du côté controlatéral à la lésion

Le dommage aux tissus cérébraux lors d'un AVC affecte les voies de conduction supraspinale et spinale (Patten et al. 2004). Ainsi, concernant la voie supraspinale, des études rapportent notamment une atteinte de la grande voie motrice du cerveau, la voie

corticospinale où une altération de la conduction est notée du côté controlatéral à la lésion cérébrale (Cramer et al. 2000; Byrnes et al. 2001). Puisque la voie corticospinale fait synapse non seulement avec des noyaux d'autres voies motrices (ex. réticulo-spinale), mais également avec des interneurons et des neurones moteurs de la moelle épinière (Kandel et al. 2000), une atteinte spinale se manifeste donc également post-AVC (Bourbonnais et al. 1992; Simon 1996; Mazzocchio et al. 1997). De fait, une diminution de l'inhibition présynaptique des fibres Ia (Katz 1999 (b)) et une augmentation ou une diminution de l'inhibition récurrente via les cellules de Renshaw (Simon 1996; Mazzocchio et al. 1997) peuvent se manifester secondairement à une atteinte de la régulation des voies descendantes du cerveau. La régulation des interneurons Ia subit également une modification se manifestant par une augmentation de l'inhibition réciproque des muscles antagonistes (Bourbonnais et al. 1992).

La baisse du trafic neuronal et la perte de contrôle inhibiteur ou facilitateur des voies supraspinales sur les voies spinales font en sorte que les motoneurons ne reçoivent plus un input semblable à celui pré-lésionnel. Cette variation dans le stimulus central pourrait être à l'origine de la perte de près de la moitié des unités motrices observée suite à un AVC (Bourbonnais et al. 1989; Eng 2004; Patten et al. 2004) et de la sous-utilisation de près de 40 % des motoneurons rémanents (Jakobsson et al. 1992). De plus, des études ont révélé la présence d'une lenteur dans l'initiation de la décharge des motoneurons, d'une

fréquence moyenne de décharge moindre et d'une incapacité d'ajustement de la fréquence de décharge en réponse à une augmentation de la force volontaire du muscle parétique (Bourbonnais et al. 1989; Jakobsson et al. 1992; Gemperline et al. 1995; Frontera et al. 1997). Le fonctionnement inadéquat des motoneurones engendre donc une activation musculaire anormale se manifestant, entre autres, par une lenteur dans l'initiation et l'arrêt de la contraction musculaire et la présence de co-contractions inappropriées (Bourbonnais et al. 1989; Canning et al. 1999; Eng 2004; Chae et al. 2006; Wagner et al. 2007).

Toutes les modifications ci-haut rapportées concourent subséquentement à un changement intrinsèque du muscle parétique. Ainsi, une transformation au niveau de la composition des fibres musculaires semble s'opérer dans le muscle parétique, mais cette transformation n'est pas franche. En effet, au membre inférieur, certains auteurs ont observé une atrophie préférentielle des fibres de type I (Jakobsson et al. 1992; Frontera et al. 1997) ou de type II (Hachisuka et al. 1997; Toffola et al. 2001) du muscle parétique, mais d'autres chercheurs n'ont pu obtenir de changement significatif dans la composition des fibres musculaires suite à un AVC (Sunnerhagen et al. 1999). En plus de présenter un remaniement possible de ses fibres musculaires, le muscle parétique est aux prises avec une diminution de sa masse musculaire contrairement à un niveau de graisse intramusculaire stable. Chez un individu âgé sain, le ratio entre la masse musculaire et la masse adipeuse se chiffre à 2,5. Cependant, ce même ratio équivaut à 1 chez la personne hémiparétique

suggérant ainsi l'existence d'atrophie musculaire (Sunnerhagen et al. 1999; Ryan et al. 2002). Cette perte de masse musculaire se combine également à une baisse de capillaires; le nombre moyen de capillaires pour le muscle parétique se trouvant en plus faible proportion en comparaison au muscle sain (moyenne : $2,75 \pm 0,26$ versus $3,16 \pm 0,16$) (Sunnerhagen et al. 1999).

De l'atteinte cérébrale en passant par des modifications intrinsèques du muscle parétique, ces changements entraînent à leur suite la présence de faiblesse musculaire, marquée par une atteinte de la génération de force musculaire par le membre parétique.

2.2. La faiblesse musculaire suite à l'AVC

La faiblesse musculaire est définie comme étant une diminution de la force maximale produite sous des conditions spécifiques (Bohannon 1995). À cet effet, de nombreuses études ont constaté une perte substantielle et significative de la force du membre inférieur parétique en comparaison à celle du membre non parétique ou d'une norme et ce, pour différentes longueurs musculaires et différentes vitesses de mouvement (Adams et al. 1990; Bohannon et al. 1995; Nadeau et al. 1997; Sharp et al. 1997; Sunnerhagen et al. 1999; Andrews et al. 2000; Kim et al. 2001; Ouellette et al. 2004). À titre d'exemple, par rapport au côté non parétique (ipsilatéral), une perte de force, tant statique que concentrique, variant de 63 % à 82 % a été notée pour les fléchisseurs

plantaires tandis qu'à la hanche, une perte de force de l'ordre de 32 % à 37 % pour les fléchisseurs et de 16 % à 36 % pour les extenseurs a été observée (Adams et al. 1990; Kim et al. 2001). De plus, par rapport à l'individu sain, la personne hémiparétique présente une perte plus prononcée de la force en début de mouvement (Nadeau et al. 1997), avec l'augmentation de la vitesse du mouvement (Clark et al. 2006) et lors d'un changement de longueur du muscle vers une position de raccourcissement (Ada et al. 2003). La présence de faiblesse musculaire fait en sorte que les personnes hémiparétiques doivent utiliser une plus grande proportion de leur force musculaire pour vaquer à leurs activités quotidiennes que ne le font les individus sains (Nadeau et al. 1999 (b); Nadeau et al. 2001). Conséquemment, post-AVC, bon nombre d'individus adoptent un style de vie sédentaire favorisant le non-usage du membre parétique qui, associé à une activité altérée du muscle parétique, conduit à l'apparition et voire même au maintien du processus de faiblesse musculaire (Hachisuka et al. 1997; Ryan et al. 2002; Ada et al. 2003).

Fait à noter, la présence de faiblesse musculaire au côté ipsilatéral à la lésion, de 8 % à 40 % au membre inférieur, a également été rapportée (Adams et al. 1990; Bohannon et al. 1995; Andrews et al. 2000; Harris et al. 2001; Andrews et al. 2003). Cette faiblesse ipsilatérale pourrait être attribuable à plusieurs facteurs, soit à l'atteinte des fibres corticospinales ipsilatérales (environ 10 % des fibres), à une atrophie due à l'immobilisation dans les premiers temps suivant l'AVC (Andrews et al. 2003) ou encore à

un mode de vie plus sédentaire avant l'AVC comparativement à la population âgée utilisée pour établir les normes (Harris et al. 2001). Il faut souligner cependant que les résultats ci-haut mentionnés proviennent de participants en phase aiguë et qu'une étude longitudinale suggère que la faiblesse ipsilatérale se résorbe, voire disparaît complètement, dès le troisième mois post-AVC (Marque et al. 1997).

2.3. La distribution de la faiblesse musculaire au membre inférieur parétique

La distribution de la faiblesse musculaire au membre inférieur parétique peut s'analyser en termes d'atteinte proximo-distale ou en termes de groupes musculaires agonistes/antagonistes. Tout d'abord, aucun consensus n'a été atteint suite aux études s'intéressant à la distribution de la faiblesse musculaire proximo-distale. De fait, certaines études ont rapporté une faiblesse plus marquée au niveau de la musculature distale du membre inférieur (ex. fléchisseurs plantaires de la cheville) en comparaison aux groupes de muscles proximaux (ex. fléchisseurs de la hanche) (Adams et al. 1990; Nadeau et al. 1999 (b)), tandis que d'autres auteurs n'ont pu mettre à jour une telle différence (Bohannon et al. 1995; Andrews et al. 2000; Tyson et al. 2006). Par la suite, les études s'attardant à la distribution de la faiblesse musculaire au membre inférieur par l'analyse de groupes de muscles agonistes/antagonistes font figure de parent pauvre dans la littérature. Néanmoins, ces recherches abondent dans le même sens, soit la présence de faiblesse musculaire comparable entre les diverses actions des groupes de muscles testés (Adams et al. 1990;

Bohannon et al. 1995; Andrews et al. 2000); les corrélations significatives obtenues entre les actions musculaires en témoignant.

2.4. L'impact de la faiblesse musculaire sur la marche de la personne hémiparétique

L'impact de la faiblesse musculaire sur la marche de la personne hémiparétique a été analysé principalement par le changement de la vitesse de marche alors qu'une diminution marquée de cette dernière par rapport aux individus sains a été observée, tel que rapporté précédemment (Olney et al. 1996; Nadeau et al. 2001). Bien que la faiblesse musculaire des fléchisseurs plantaires parétiques ait été définie comme un facteur limitant de la vitesse de marche post-AVC, tel qu'évalué par le TUM (voir p.28) (Nadeau et al. 1999 (b)), certains chercheurs ont noté une absence de corrélation significative entre la force résiduelle des fléchisseurs plantaires parétiques et les vitesses naturelle et maximale de la personne hémiparétique (Nadeau et al. 1997; Nadeau et al. 1999 (a); Hsu et al. 2003). La force maximale résiduelle des fléchisseurs de la hanche parétiques représenterait d'emblée le facteur le plus déterminant de la vitesse de marche tant naturelle ($0,49 < r < 0,83$) (Nadeau et al. 1999 (a); Hsu et al. 2003) que maximale ($0,59 < r < 0,87$) (Nadeau et al. 1999 (a); Nadeau et al. 1999 (b); Hsu et al. 2003) chez la personne hémiparétique, où jusqu'à 77 % de la variance s'explique à elle seule par cet élément (Nadeau et al. 1999 (a)).

À la marche, il semble que seul le moment net généré par les fléchisseurs de la hanche parétiques corrèle positivement avec la vitesse maximale ($0,57 < r < 0,86$) (Olney et al. 1996; Nadeau et al. 1999 (b)). À cette vitesse, l'impact négatif de la faiblesse musculaire se fait davantage sentir étant donné qu'avec l'augmentation de la vitesse de marche, un moment net plus important se doit d'être généré par le groupe de muscles (Nadeau et al. 2001). Ainsi, les personnes hémiparétiques présentant une force musculaire résiduelle et un moment net plus important des fléchisseurs de la hanche seront aptes à marcher plus rapidement (Nadeau et al. 1999 (a); Nadeau et al. 1999 (b)).

La survenue d'un AVC concourt inévitablement à la transformation de structures supraspinale, spinale et musculaire. La faiblesse musculaire en découlant compromet l'accomplissement adéquat de la marche où les individus les plus faibles sont ceux présentant une atteinte plus marquée. Afin de contrecarrer l'impact négatif de la faiblesse musculaire du membre inférieur parétique sur la performance à la marche de la personne hémiparétique, des programmes de renforcement spécifique en résistance ont été instaurés dans le milieu de la réadaptation post-AVC.

Le renforcement musculaire chez la personne hémiparétique

L'étude de l'impact du renforcement musculaire sur la fonction de la personne hémiparétique a été quelque peu réfrénée par l'idée, véhiculée par Bobath (Bobath 1990), stipulant que la faiblesse musculaire du muscle parétique ne serait pas réelle, mais plutôt une conséquence directe de l'opposition des muscles antagonistes spastiques. Sachant que la faiblesse musculaire au membre inférieur parétique possède un impact négatif significatif sur la performance fonctionnelle suite à un AVC (Patten et al. 2004), bon nombre d'études ont rabroué cette idée et ont introduit des programmes de renforcement musculaire spécifique chez la personne hémiparétique, basés sur les recommandations et les changements neuromusculaires à l'entraînement de l'individu sain.

1. Les recommandations de l'American College of Physical Medicine

L'American College of Sports Medicine (ACSM), dans leur point de vue sur l'entraînement progressif en résistance chez l'adulte, énumère des concepts de base à respecter pour tous les programmes d'entraînement afin d'obtenir les meilleurs gains de force possibles. Ainsi, pour garantir un stimulus adéquat du muscle entraîné, une surcharge est nécessaire. Au cours du programme en résistance, une progression de cette surcharge, à l'aide, notamment, du nombre de répétitions ou de la résistance imposée est de mise étant donné que des adaptations neuromusculaires se produisent durant l'entraînement et pour

conserver un stimulus d'entraînement optimal. De plus, l'ACSM rapporte que l'entraînement en résistance tend à démontrer des effets spécifiques au type de programme de renforcement choisi. Ainsi, les adaptations à l'entraînement seront représentatives, entre autres, du type de contraction utilisé (ex. concentrique versus excentrique) et de la vitesse du mouvement (Kraemer et al. 2002). À la lumière de ces concepts de base et d'une revue des écrits scientifiques sur l'entraînement musculaire en résistance, l'ACSM recommande des principes pour chaque type d'entraînement visé (voir Tableau 1).

Tableau 1 : Principes d'entraînement selon les recommandations de l'ACSM

	Force / hypertrophie	Puissance	Endurance
Contraction	Concentrique et excentrique	Concentrique et excentrique	Concentrique et excentrique
Intensité	60-70 % 1RM*	30-60 % 1RM (vitesse) et > 80 % 1RM (force)	50-70 % 1RM
Répétition	8-12	3-6	10-25
Série	1-3	1-3	1-3
Repos	1-2 minutes	1-2 minutes	1 minute et moins
Vitesse	Lente et modérée	Modérée	Lente et modérée
Fréquence	2-3 fois/semaine	2-3 fois/semaine	2-3 fois/semaine

* : 1 RM = 1 fois la résistance maximale

Les concepts généraux d'un programme en résistance, tel que cité précédemment, demeurent pour une clientèle en phase de réadaptation et la présence de pathologie ne doit pas constituer un frein à l'initiation d'un programme de renforcement musculaire (Mazzeo et al. 1998). Toutefois, selon le type d'entraînement voulu, des modifications selon l'état de santé de l'individu peuvent être de mise afin de s'assurer de la sécurité du protocole choisi (Eng 2004).

2. Les changements neuromusculaires reliés à l'entraînement

Les gains de force observés suite à un entraînement musculaire proviennent de modifications tant neurologique que musculaire. Bien qu'une synthèse accrue de protéines dans le muscle entraîné soit observée dès le début d'un programme de renforcement en résistance, elle ne s'avère pas encore suffisante pour témoigner d'un changement au niveau de la masse musculaire et influencer sur le gain de force observé en début d'entraînement. Par conséquent, les chercheurs s'entendent pour dire que l'adaptation neurologique semble jouer un rôle prépondérant dans l'augmentation de la force musculaire à l'initiation d'un programme d'entraînement. Ce n'est qu'en cours d'entraînement que l'hypertrophie musculaire s'associerait à l'adaptation neurologique pour contribuer au gain de force et devenir, à son tour, le facteur dominant du changement de force après de trois à huit semaines d'entraînement (Moritani 1993; Phillips 2000; Gabriel et al. 2006).

Le changement neurologique le plus notable associé au gain de force musculaire à l'initiation d'un programme de renforcement est certes, une augmentation d'activation volontaire et d'activité EMG du muscle agoniste (Hakkinen et al. 1998; Reeves et al. 2004). Cet accroissement d'activité de l'agoniste résulterait d'une activation plus importante, d'une fréquence de décharge accrue et d'un synchronisme des unités motrices, et ce, sans présence d'augmentation de la masse musculaire en tant que telle (Moritani 1993; Gabriel et al. 2006). De plus, une diminution de l'activité simultanée du muscle antagoniste, par

une augmentation de l'inhibition réciproque, s'associe parfois à l'accroissement d'activité du muscle agoniste (Hakkinen et al. 1998; Reeves et al. 2004). Ce phénomène témoignerait d'un effet d'apprentissage du système nerveux permettant une co-activation moindre de la musculature pour une production de force plus efficace du muscle agoniste (Moritani 1993; Gabriel et al. 2006). Toutefois, cette adaptation neurologique semble se manifester principalement chez la personne âgée (~70 ans) présentant au départ une co-activation musculaire plus élevée que la norme. En fait, chez l'individu sain, peu de chercheurs ont noté un changement de co-activation musculaire, indiquant que le système nerveux opèrerait davantage pour le maintien d'une intégrité articulaire au détriment d'une production de force accrue (Gabriel et al. 2006). L'adaptation neurologique à la suite d'un programme de renforcement s'exprime également par un changement du taux de croissance de la force statique c'est-à-dire la pente de la courbe moment-temps à une articulation donnée. Tant chez les individus jeunes qu'âgés, un taux de croissance de la force plus rapide en début de contraction (Hakkinen et al. 1998; Aagaard et al. 2002), combiné à une activité EMG accrue des muscles testés, suggèreraient une contribution plus importante de l'input du système nerveux en début d'entraînement tel que stipulé par Aagaard et al (2002). Cependant, ce taux de croissance de la force peut subir l'influence du type de fibres musculaires où une prépondérance de fibres de type rapide (II) serait associée à un taux de croissance de la force plus rapide (Aagaard et al. 1998). Ainsi, l'interprétation des résultats doit se faire avec précaution puisqu'aucune des études citées précédemment n'a évalué la composition des muscles testés.

Maints protocoles de renforcement en résistance ont été menés chez la clientèle hémiparétique (Morris et al. 2004). Par contre, dans la majorité des cas, les effets de l'entraînement ont été analysés en termes d'impacts fonctionnels plutôt qu'en termes d'adaptations neuromusculaires. Une étude, soit celle de Engardt et al (Engardt et al. 1995), a évalué l'activité EMG des muscles quadriceps et ischio-jambiers après un entraînement isocinétique en excentrique ou concentrique de six semaines des extenseurs du genou chez 20 participants hémiparétiques en phase chronique. Outre des gains significatifs des forces maximales excentrique et concentrique pour les deux groupes, les résultats ont révélé une augmentation moyenne significative de l'activité EMG des extenseurs du genou parétique variant de 23 % à 36 %. De plus, pour les deux groupes, une diminution de l'activité simultanée des ischios-jambiers (antagonistes) a été notée lors d'une contraction excentrique. Puisque les changements d'activité EMG du quadriceps étaient proportionnels aux gains de force excentrique et concentrique obtenus suite à l'entraînement, les auteurs suggèrent donc une contribution des mécanismes neurologiques dans l'amélioration de la fonction contractile du muscle parétique par l'entremise probable d'une activation accrue des unités motrices.

Concernant l'adaptation musculaire à l'entraînement, les mécanismes s'y rattachant se rapportent principalement au mécanisme d'hypertrophie, tel qu'évalué par la mesure de la surface de section musculaire, et son apparition dépendrait de divers facteurs tels la

condition initiale de l'individu et le type d'entraînement préconisé (Phillips 2000). Ainsi, suite à un entraînement dynamique des extenseurs du genou chez la personne âgée, d'une durée de 12 semaines, Harridge et al (Harridge et al. 1999) ont obtenu une augmentation moyenne de la surface de section musculaire du quadriceps de 9 % appuyant les résultats d'autres chercheurs pour ce type d'entraînement (Aagaard et al. 2001; Hakkinen et al. 2001; Reeves et al. 2004). D'autres auteurs mentionnent également une augmentation moyenne de la surface de section musculaire du quadriceps de 5 % et 7 % pour un entraînement isocinétique de type concentrique et excentrique, respectivement (Higbie et al. 1996; Hakkinen et al. 1998). Dans certaines des études précitées, l'hypertrophie observée semblerait provenir d'une augmentation de l'angle de pennation du muscle testé et du volume des fibres musculaires (Aagaard et al. 2001; Reeves et al. 2004). Concernant la modification de l'angle de pennation du muscle, il a été proposé qu'elle allouerait l'arrangement de plus de sarcomères en parallèle, permettant ainsi à un plus grand nombre d'éléments contractiles de s'attacher au tendon, augmentant, conséquemment la surface de section du muscle (Reeves et al. 2004; Morse et al. 2006; Reeves et al. 2006). Pour ce qui est du changement de volume des fibres musculaires, peu d'explications sont apportées, mais une synthèse accrue de protéines découlant de l'entraînement semble représenter l'hypothèse actuelle (Phillips 2000). Cet accroissement de protéines concourrait également au gain de force spécifique du muscle (N/cm^2) (Reeves et al. 2004) de l'ordre de 19 % à 26 %, observé suite à un entraînement dynamique chez la personne âgée saine (Reeves et al. 2004; Morse et al. 2006). La capacité intrinsèque du muscle à produire une force

augmenterait par la présence d'un plus grand nombre de ponts d'actine-myosine ou par une augmentation de la force générée par chaque pont existant (Morse et al. 2006). À ce jour, il semble qu'aucune étude n'ait évalué l'adaptation musculaire suite à un entraînement chez la personne hémiparétique.

3. L'impact d'un programme de renforcement spécifique en résistance du membre inférieur parétique chez la personne hémiparétique

Bon nombre d'études se sont attardées à l'entraînement de la personne hémiparétique chronique en utilisant maints protocoles de renforcement spécifique et entraînant divers muscles parétiques du membre inférieur (Eng 2004; Morris et al. 2004). L'impact de ces programmes de renforcement a été mesuré par le changement de la force des muscles entraînés certes, mais également par le changement de la performance fonctionnelle telle que la marche (van de Port et al. 2007 (a)).

3.1. L'impact d'un programme de renforcement spécifique en résistance sur la force musculaire

Suite à un programme de renforcement tant statique, dynamique qu'isocinétique, d'une durée inférieure à trois mois, des gains de force, de l'ordre de 7 % à 155 %, ont été

observés pour la musculature du membre inférieur parétique, se traduisant par un « effect size¹ » variant de 1,2 à 4,5 (Engardt et al. 1995; Sharp et al. 1997; Teixeira-Salmela et al. 1999; Weiss et al. 2000; Kim et al. 2001; Bourbonnais et al. 2002; Morris et al. 2004; Ouellette et al. 2004). Il est à noter toutefois qu'une étude soit celle de Kim et al (2001) n'a pas obtenu de changement plus important de la force musculaire des fléchisseurs et extenseurs de la hanche, du genou et de la cheville après un entraînement isocinétique de six semaines que celui du groupe contrôle. De façon générale, à la lumière des résultats des diverses études ayant entraîné plus d'un groupe musculaire, les résultats semblent démontrer que les muscles distaux bénéficient davantage d'un programme de renforcement spécifique (Kim et al. 2001; Ouellette et al. 2004) où, à titre d'exemple, un gain moyen de force de 155 % pour les fléchisseurs dorsaux de la cheville a été noté par comparaison à un gain moyen de force de 7 % pour les extenseurs de la hanche (Kim et al. 2001). De plus, les gains de force les plus importants semblent se manifester chez les individus les plus faibles (Sharp et al. 1997).

¹ Effect size : $\frac{\text{moyenne de la différence entre les valeurs pré-entraînement et post-entraînement}}{\text{écart-type des valeurs pré-entraînement}}$

Scores : 0,2 : faible 0,5 : médium 0,8 et > : large (Kazis et al. 1989).

3.2. L'impact d'un programme de renforcement spécifique en résistance sur la vitesse de marche

La plupart des études évaluant l'impact d'un gain de force des muscles du membre inférieur parétique sur la performance à la marche ont utilisé la vitesse de marche comme mesure de résultat. Ainsi, une augmentation de l'ordre de 0 % à 25 % de la vitesse de marche a été rapportée suite à divers programmes de renforcement (< 3 mois) se traduisant par un « effect size » variant de -0,5 à 1,5 (Eng 2004; Morris et al. 2004; van de Port et al. 2007 (a)). Les caractéristiques des participants à l'étude, la variété des programmes de renforcement utilisés et le manque de rigueur méthodologique tel l'absence d'un groupe contrôle peuvent expliquer, en partie, la grande variabilité des résultats obtenus entre les études (Eng 2004; Morris et al. 2004; Patten et al. 2004).

De plus, suite à un programme d'entraînement (force et aérobique), deux études ont évalué les changements cinématiques, reliés à l'angle (Teixeira-Salmela et al. 2001), et les changements cinétiques, reliés au moment net, à la puissance nette (Teixeira-Salmela et al. 2001) et au travail (Parvataneni et al. 2007 (in press)), lors de la marche naturelle de la personne hémiparétique en phase chronique. Pour le côté parétique, à la cheville, les résultats ont démontré des augmentations de l'angle de flexion plantaire, du moment net et de la puissance nette des fléchisseurs plantaires lors de la phase de poussée, le tout, associé à un travail concentrique plus important de ce groupe de muscles. Au genou, seule une

augmentation de l'angle de flexion à la phase d'oscillation a été notée suite à l'entraînement. À la hanche, une augmentation de l'amplitude du moment net concentrique tant des fléchisseurs que des extenseurs a été observée. Pour le côté non parétique, des résultats similaires ont été trouvés à l'exception des augmentations de l'angle d'extension de la hanche et de l'amplitude des moments nets excentriques du genou à la phase d'appui. De plus, contrairement au côté parétique, Parvataneni et al (2007) ont obtenu une augmentation significative du travail concentrique des fléchisseurs de la hanche non parétique en post-entraînement. Par ailleurs, ces auteurs ont noté une association positive significative entre l'augmentation de la vitesse de marche naturelle de leurs participants et le travail concentrique plus important produit par les fléchisseurs plantaires ($r=0,47$) et les extenseurs de la hanche ($r=0,81$) du côté parétique. Cependant, il est à noter que l'analyse des données de cette étude a été réalisée auprès de participants présentant d'emblée une augmentation de la vitesse de marche naturelle et que pour l'étude de Teixeira-Salmela et al (2001), les changements cinématiques et cinétiques obtenus lors de la marche ont été rapportés de façon descriptive uniquement. L'interprétation des résultats en regard de l'impact d'un gain de force musculaire secondaire à un programme d'entraînement sur les variables cinématique et cinétique de la marche post-AVC doit donc se faire avec précaution.

Par ailleurs, d'autres programmes d'entraînement (fonctionnel ou aérobique) ont été analysés en termes d'impact sur la vitesse de marche des personnes hémiparétiques en

phase chronique, mais les résultats obtenus ne s'avèrent pas plus substantiels que ceux ci-haut rapportés (Patten et al. 2004; van de Port et al. 2007 (a)).

De plus, il est à noter qu'aucune étude n'a jusqu'à maintenant développé un programme de renforcement spécifique en résistance tenant compte de l'action des groupes de muscles retrouvée dans une sous-tâche spécifique de la marche. La présente étude ciblait le renforcement des groupes de muscles impliqués dans la génération d'énergie lors de la marche afin d'évaluer l'impact d'un gain de force musculaire sur le niveau d'effort durant cette tâche fonctionnelle. La sous-tâche de génération d'énergie s'avérant intimement reliée à la vitesse de marche (Winter 1991), des gains de force musculaire des groupes de muscles impliqués dans cette sous-tâche devaient ainsi conduire à une amélioration de la vitesse de marche de la personne hémiparétique.

Présentement, seule une explication descriptive du lien unissant le gain de force musculaire au membre inférieur parétique et la vitesse de marche de la personne hémiparétique a été tentée (Eng 2004; Morris et al. 2004; van de Port et al. 2007 (a)). Bien que fournissant une information pertinente sur le lien entre ces deux variables, ces explications ne permettent pas de mettre à jour les diverses stratégies musculaires préconisées par la personne hémiparétique dans l'amélioration de la vitesse de marche avec l'entraînement. L'estimation du niveau d'effort déployé par divers groupes de muscles lors

de la marche, par l'utilisation du modèle du TUM, permettrait de pallier ce problème. Étant donné que le TUM considère tant le moment net d'un groupe de muscles lors de la marche que sa capacité maximale, ce modèle apporterait des explications objectives nouvelles du lien entre le gain de force musculaire et la performance à la marche post-AVC.

4. L'utilisation du TUM pour l'évaluation de l'impact d'un gain de force musculaire sur la marche post-AVC

L'application du modèle du TUM pour l'évaluation de l'impact d'un gain de force musculaire sur la marche post-AVC pourrait s'avérer une approche pertinente puisqu'objective et novatrice. Toutefois, avant tout gain de force musculaire, il convient d'analyser le niveau d'effort de la personne hémiparétique lors de la marche afin de comprendre davantage cette tâche post-AVC et, ultérieurement, interpréter adéquatement l'impact d'un gain de force musculaire sur cette dernière. Ainsi, la comparaison des valeurs du TUM entre divers groupes de muscles du membre inférieur parétique et entre les côtés permettrait de dresser un tableau de la répartition de l'effort intra et inter-segmentaire lors de la marche de la personne hémiparétique. De plus, la comparaison des valeurs du TUM obtenues à vitesses naturelle et maximale fournirait des informations objectives et pertinentes sur la capacité de la personne hémiparétique à produire l'effort nécessaire afin d'augmenter sa vitesse de marche et sur le moyen utilisé afin d'y parvenir. En plus, étant donné que le modèle du TUM tient compte de la capacité maximale d'un groupe de

muscles et que, pour les groupes de muscles parétiques, cette capacité se voit diminuée suite à un AVC, la comparaison des valeurs du TUM de la personne hémiparétique à celles de l'individu sain permettrait de déterminer la présence probable d'une réorganisation du niveau d'effort des groupes de muscles lors de la marche. De fait, par la présence de faiblesse musculaire, un niveau d'effort élevé serait à prévoir lors de la marche post-AVC se reflétant également par des stratégies compensatrices probables entre les différents groupes de muscles parétiques.

L'utilisation du TUM pour l'évaluation de l'impact d'un gain de force musculaire sur la marche post-AVC s'avère intéressante puisque ce modèle permettrait de mettre en lumière les diverses stratégies préconisées par la personne hémiparétique afin d'améliorer sa performance à la marche suite à un changement de force musculaire. À titre de stratégies possibles, suite à un gain de force musculaire substantiel d'un ou de plusieurs groupes de muscles cibles, il se pourrait que la personne hémiparétique utilise préférentiellement le gain de force musculaire pour augmenter sa vitesse de marche, grâce à la production d'un moment net plus important à la marche, tout en conservant un niveau d'effort semblable. À l'opposé, la personne hémiparétique pourrait utiliser le gain de force musculaire pour diminuer le niveau d'effort des groupes de muscles lors de la marche tout en gardant une vitesse de marche similaire. Cette stratégie permettrait ainsi à la personne hémiparétique de marcher sur une plus longue distance tout en présentant une fatigue musculaire moindre.

Finalement, dans un même ordre d'idée, la personne hémiparétique pourrait préconiser un ajustement du niveau d'effort entre les divers groupes de muscles lors de la marche afin d'uniformiser l'effort à fournir. Cette stratégie s'expliquerait par la présence, en pré-entraînement, d'une différence entre le niveau d'effort des muscles de la cheville et ceux de la hanche où, de par une faiblesse musculaire plus importante des muscles distaux, un niveau d'effort plus élevé des fléchisseurs plantaires se produirait. Le gain de force musculaire pourrait donc servir à uniformiser le niveau d'effort entre les muscles distaux et proximaux du membre inférieur parétique.

L'utilisation du modèle du TUM dans l'analyse tant de la marche post-AVC que de l'impact d'un gain de force musculaire sur cette dernière permettra sans contredit d'émettre des hypothèses originales en regard de cette tâche fonctionnelle. Ces hypothèses pourront de plus être validées par des objectifs spécifiques allouant une compréhension accrue de la marche de la personne hémiparétique et du rôle joué par la force des muscles du membre inférieur parétique.

Hypothèses générales et objectifs spécifiques de l'étude

Hypothèses générales

En se basant sur l'état des connaissances ci-haut exposé et sur les résultats des études ayant évalué le niveau d'effort à la marche chez les individus sains et hémiparétiques, le présent projet de doctorat émettait les hypothèses suivantes :

1) par la présence de faiblesse musculaire des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche du côté parétique, les personnes hémiparétiques présenteraient un niveau d'effort plus important lors de la marche à vitesses naturelle et maximale que celui des individus sains marchant à une vitesse similaire, tel qu'évalué par les paramètres reliés au TUM (TUM_{max}, TUM_{AIRE} et durée de la phase de génération d'énergie). Le niveau d'effort serait également plus élevé que celui des muscles du côté non parétique. De plus, une relation serait établie entre la force musculaire de chaque individu et leur niveau d'effort, et ce, pour chaque groupe de muscles.

2) en comparaison avec les individus sains marchant à une vitesse similaire, la différence du niveau d'effort entre les muscles de la cheville et ceux de la hanche serait moins prononcée chez la personne hémiparétique, plus particulièrement à vitesse maximale. Ceci témoignerait de la présence de compensation musculaire par les muscles de la hanche pour

le niveau d'effort élevé des fléchisseurs plantaires, secondaire à une faiblesse musculaire importante.

3) par les recommandations de l'ACSM, le programme de renforcement spécifique en résistance du membre inférieur, développé pour représenter les conditions retrouvées lors de la génération d'énergie à la marche des groupes de muscles cibles, produirait des gains de force musculaire significatifs des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche, et ce, pour le groupe expérimental. Ces gains de force musculaire seraient plus importants que ceux observés chez le groupe contrôle. Le gain de force musculaire le plus notable s'observerait pour les fléchisseurs plantaires du fait qu'ils présentent au départ un déficit de force musculaire plus important que celui des muscles de la hanche.

4) par la présence de gains de force musculaire découlant du programme de renforcement musculaire, les personnes hémiparétiques seraient aptes à : a) augmenter leur vitesse de marche naturelle et maximale tout en gardant constant leur niveau d'effort, ou b) diminuer leur niveau d'effort tout en conservant une vitesse de marche naturelle ou maximale similaire, ou c) ajuster leur niveau d'effort entre les divers groupes de muscles afin d'uniformiser l'effort fourni lors de la marche.

Objectifs spécifiques

Les objectifs spécifiques inhérents aux hypothèses présentées étaient de :

1) quantifier bilatéralement le niveau d'effort (TUM_{max} , TUM_{AIRE} et durée de la génération d'énergie) des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche chez les personnes hémiparétiques marchant à vitesses naturelle et maximale, et relier les valeurs obtenues avec la faiblesse musculaire;

2) comparer le TUM_{max} , le TUM_{AIRE} et la durée de la génération d'énergie entre :

- les groupes d'individus (hémiparétique et sain) afin d'inférer sur le niveau d'effort musculaire lors d'une pathologie telle l'AVC
- les côtés (parétique et non parétique) afin de déterminer l'interaction entre les côtés
- les groupes de muscles pour évaluer les compensations musculaires possibles pour un même côté
- les vitesses (naturelle et maximale) pour déterminer l'impact d'un changement de vitesse sur le niveau d'effort des divers groupes de muscles évalués;

3) quantifier le TUM_{max} , le TUM_{AIRE} et la durée de la génération d'énergie, suite à un programme de renforcement musculaire, pour évaluer l'impact d'un gain de force sur le niveau d'effort et la vitesse de marche des personnes hémiparétiques.

Les hypothèses générales et les objectifs spécifiques inhérents à l'utilisation du TUM lors de la marche de la personne hémiparétique sont abordés explicitement dans les quatre articles découlant de ce projet de doctorat (voir la section « Résultats » de cette thèse).

Méthodologie

Tel que mentionné précédemment, le fondement de ce projet de recherche résidait dans l'estimation des niveaux d'effort des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche, lors de la génération d'énergie à la marche de la personne hémiparétique, et l'évaluation de l'impact d'un gain de force sur ces derniers. Puisque la méthodologie inhérente à l'utilisation du TUM sera décrite dans les articles insérés dans la section « Résultats » (articles 1,2 et 4), une description sommaire sera donc faite dans la prochaine section. Il est à noter que chaque évaluation, décrite subséquemment, a été pratiquée avant et après le programme de renforcement musculaire.

1. Les participants à l'étude

Pour prendre part au présent projet de doctorat, les individus présentant une hémiparésie devaient répondre aux critères suivants : 1) avoir subi un premier AVC au moins 6 mois avant l'entrée dans l'étude, 2) marcher au moins 10 mètres de façon sécuritaire et indépendante avec ou sans canne, 3) tolérer au moins deux heures d'activité avec repos et 4) avoir une faiblesse musculaire au membre inférieur parétique. Tous les individus présentant une difficulté de compréhension, une incontinence, une condition cardio-vasculaire non contrôlée ou une histoire antérieure de traumatisme ou d'anesthésie aux membres inférieurs ont été exclus du projet. Le recrutement s'est déroulé par une

consultation des dossiers archivés à l'Institut de réadaptation de Montréal et au Centre de réadaptation Lindsay de Montréal. Après une lecture de 332 dossiers, 135 ont été retenus. Grâce à l'envoi d'une lettre de recrutement, 34 individus ont répondu par l'affirmative, mais, de ce nombre, quatre ont quitté l'étude au cours de l'intervention. Des 30 participants ayant complété la totalité des six semaines d'entraînement (voir article 3), 24 ont été sélectionnés et regroupés pour une investigation de leurs niveaux d'effort, suite à un gain de force de 10 % et plus des fléchisseurs plantaires ou fléchisseurs de la hanche (voir article 4). Il est à noter que les 17 participants décrits dans les articles 1 et 2 appartenaient au groupe des 34 participants ci-haut mentionné.

Afin de caractériser le statut clinique des participants à l'étude, une évaluation, recueillant des données démographiques et anthropométriques ainsi que maintes données reliées aux déficiences et aux incapacités, a été réalisée par un physiothérapeute aveugle au traitement. Parmi les divers outils d'évaluation, le Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al. 1995) et le Action Research Arm Test (Rabadi et al. 2006), deux tests incluant diverses tâches cotées selon la qualité du mouvement, ont été utilisés pour caractériser la fonction motrice des membres inférieur et supérieur parétiques. La sensibilité sommaire du pied parétique a été déterminée par le degré de perception au toucher des filaments de Simmes-Weinstein, permettant ainsi d'éliminer les participants présentant une anesthésie du pied parétique. Ce même physiothérapeute a également recueilli d'autres

données cliniques, et ce, avant et après le programme de renforcement musculaire. Ainsi, le degré de spasticité à la cheville parétique a été évalué grâce au Composite Spasticity Index (Levin et al. 1993) englobant trois composantes de spasticité à la cheville, soient la résistance à la mobilisation passive de la cheville en flexion dorsale, le nombre de battements lors du clonus à la cheville et la réponse à la percussion du tendon d'Achille. La mobilité fonctionnelle a été évaluée par le test de 5 mètres de marche, permettant de quantifier la vitesse de marche naturelle et maximale des participants (Collen et al. 1990), par le test de marche de 6 minutes, évaluant la tolérance à la marche par la distance parcourue en 6 minutes (Butland et al. 1982), et par le test d'équilibre de Berg, cotant le niveau de dépendance des participants à 14 tâches requérant un certain niveau d'équilibre (Berg et al. 1995). Finalement, des questionnaires examinant plus spécifiquement le niveau d'activité physique (Human Activity Profile (Fix et al. 1988)) et la perception de l'état de santé par les participants (Short Form-36 (Ware et al. 1993)) ont été administrés avant et après le programme de renforcement musculaire.

2. L'évaluation de la marche en laboratoire

Pour les côtés parétique et non parétique des participants, un examen approfondi du plan sagittal de la marche en laboratoire a été effectué à vitesse naturelle et maximale pour cinq cycles de marche. Les coordonnées tridimensionnelles des segments tête, tronc, bassin, cuisse, jambe et pied ont été enregistrées à l'aide de marqueurs à infrarouge captés par

quatre barres d'acquisition Optotrak. Grâce à des logiciels d'analyse permettant une reconstruction de la position des segments à partir des coordonnées tridimensionnelles des marqueurs, les données cinématiques de position et de vitesse angulaire aux articulations de la cheville et de la hanche ont été extraites pour l'estimation ultérieure du TUM. Les données cinétiques, quant à elles, ont été recueillies par trois plates-formes de force dissimulées à même le sol. Les données de position à la cheville et à la hanche ont été combinées aux forces de réaction du sol afin d'estimer le moment net à chacune des articulations par la technique de la dynamique inverse (Winter 1981). Bien que l'utilisation de cette technique abonde dans les écrits scientifiques, il n'en demeure pas moins qu'elle comporte certaines limitations faisant abstraction, notamment, de la présence possible de co-contraction musculaire. Pour chaque groupe de muscles testé, la phase de génération d'énergie a été définie en multipliant le moment net par la vitesse angulaire de l'articulation désirée. Lorsque ces deux variables présentaient la même polarité, la puissance nette positive ainsi calculée permettait de définir l'activité concentrique des muscles.

Concernant le cycle de marche, il a été défini par l'association de la force verticale de réaction du sol, captée par la plate-forme de force, et des signaux des contacts pédestres, collés sous les chaussures des participants au niveau du talon, de la tête des métatarses et du milieu du pied. De ce fait, le début du cycle de marche a été déterminé à la lecture des

signaux de la force verticale de réaction du sol et du contact pédestre sous le talon ipsilatéral, tandis que la fin du cycle de marche a été délimitée par la lecture du signal du contact pédestre sous le talon ipsilatéral subséquent. Afin de minimiser la variabilité inter et intra-sujet inhérente au cycle de marche, ce dernier a été normalisé de 0 à 100 %. Grâce aux contacts pédestres et aux données cinématiques, les caractéristiques spatio-temporelles (ex. : cadence, longueur des pas), la durée du cycle et la vitesse de marche ont été calculées. Pour chaque participant, les trois essais de marche présentant des valeurs de vitesse et de cadence similaires ont été moyennés et retenus pour l'estimation du TUM.

L'évaluation de la marche incluait aussi l'acquisition de signaux EMG enregistrés par télémétrie grâce au système *Noraxon Telemetry System 900*. L'équipement comprenait huit canaux pour l'enregistrement bilatéral de l'activité EMG de quatre muscles aux membres inférieurs (tibial antérieur, gastrocnémien interne, droit antérieur, biceps fémoral). Des électrodes, séparées par une distance de deux centimètres, ont été collées sur le participant après une préparation adéquate de la peau soit un rasage et une friction à l'alcool afin de diminuer l'impédance de la peau. L'activité EMG a été enregistrée à une fréquence de 1200 Hz pour toute la durée de la marche. Compte tenu du nombre important de données recueillies dans ce projet de doctorat, les signaux EMG n'ont pas fait l'objet d'analyse et ne seront donc pas discutés dans cet ouvrage. Cependant, l'analyse ultérieure de ces données permettra une interprétation plus approfondie de l'impact du gain de force musculaire sur le patron de marche des participants hémiparétiques.

3. L'évaluation de la force maximale volontaire concentrique

La force maximale volontaire concentrique des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche a été évaluée bilatéralement à l'aide d'un système dynamométrique Biodex. Pour s'assurer que la force musculaire des participants, présentant divers niveaux de récupération motrice, puisse être évaluée dans des amplitudes de mouvement similaires, le mode passif du dynamomètre a été employé. Avec le dynamomètre de type Biodex, la mesure de la force musculaire en mode passif conduit aux mêmes résultats qu'en mode isocinétique sans la contrainte de devoir être apte à produire une force suffisante pour déplacer le membre inférieur évalué et l'accessoire. Pour ce faire, les participants étaient informés de « contracter le plus fort possible avec l'appareil » dans la direction du mouvement désiré.

Puisque la production d'une contraction musculaire maximale se voit influencée non seulement par la position de l'articulation, mais également par la vitesse du mouvement et le type de contraction, une attention particulière a été apportée à ces variables afin qu'elles correspondent le plus près possible aux paramètres musculaires retrouvés lors de la génération d'énergie à la marche pour chaque groupe de muscles évalué. Tant pour l'évaluation de la force maximale à la cheville qu'à la hanche, la position de l'articulation adjacente, soit celle du genou, a été sélectionnée afin de se référer à celle retrouvée lors du moment net maximal durant la génération d'énergie des muscles testés. Pour la cheville, la

position de l'articulation du genou équivalait à près de 0° d'extension tandis qu'à la hanche, elle correspondait à environ 25° de flexion (voir figure 2).

Les différentes vitesses de mouvement du dynamomètre se devaient, quant elles, d'englober les vitesses angulaires aux articulations de la cheville et de la hanche durant la phase de génération d'énergie à la marche. À la hanche, où la vitesse angulaire au TUMmax durant la marche n'atteint pas plus de $90^{\circ}/s$ environ chez l'individu sain (Requiao et al. 2005), l'éventail de vitesses de mouvement du dynamomètre choisi a été de 30, 90 et $120^{\circ}/s$. Étant donné qu'à la cheville, les vitesses angulaires durant la phase de poussée s'avèrent élevées (Winter 1991; Nadeau et al. 1996 (a); Requiao et al. 2005), le mode passif a été utilisé, pour une vitesse de mouvement du dynamomètre de 30 et $180^{\circ}/s$, en plus du mode isotonique. Ce dernier, impliquant un poids constant de 7 ou 14 Nm, permet de mesurer la force musculaire à des vitesses supérieures à celles obtenues avec le mode isocinétique (Nadeau et al. 1997). Selon les données de Nadeau et al (1997), la vitesse de mouvement peut atteindre une valeur aussi élevée que $240^{\circ}/s$.

Concernant la sélection de contraction musculaire de type concentrique, elle s'imposait d'emblée sachant que la génération d'énergie à la marche implique un tel type de contraction (voir section 1.1.3 p.15). Néanmoins, par analyse des courbes de moments nets et de puissances nettes au cours de la marche, une phase de contraction excentrique,

permettant l'absorption d'énergie dans les composantes élastiques en série et en parallèle, précède la phase de contraction concentrique, plus particulièrement pour les fléchisseurs plantaires et les fléchisseurs de la hanche (Winter 1991). Afin d'imiter le plus fidèlement possible ce fait, un préchargement statique a été employé, permettant aux participants de développer leur force avant l'initiation d'une contraction maximale concentrique.

Lors de l'évaluation de la force maximale volontaire concentrique, trois essais étaient comptabilisés et celui présentant la valeur la plus élevée était conservé aux fins d'analyse. Afin d'obtenir une courbe de la force en fonction de l'angle de l'articulation en tenant compte de l'effet de la gravité, cette composante était soustraite ou ajoutée aux valeurs de force originales et ce, angle pour angle pour toute l'étendue du mouvement. À la cheville, la correction pour la gravité s'effectuait en négligeant le poids du pied tandis qu'à la hanche, la correction pour la gravité incluait tant le poids de l'appareillage que celui du membre inférieur évalué.

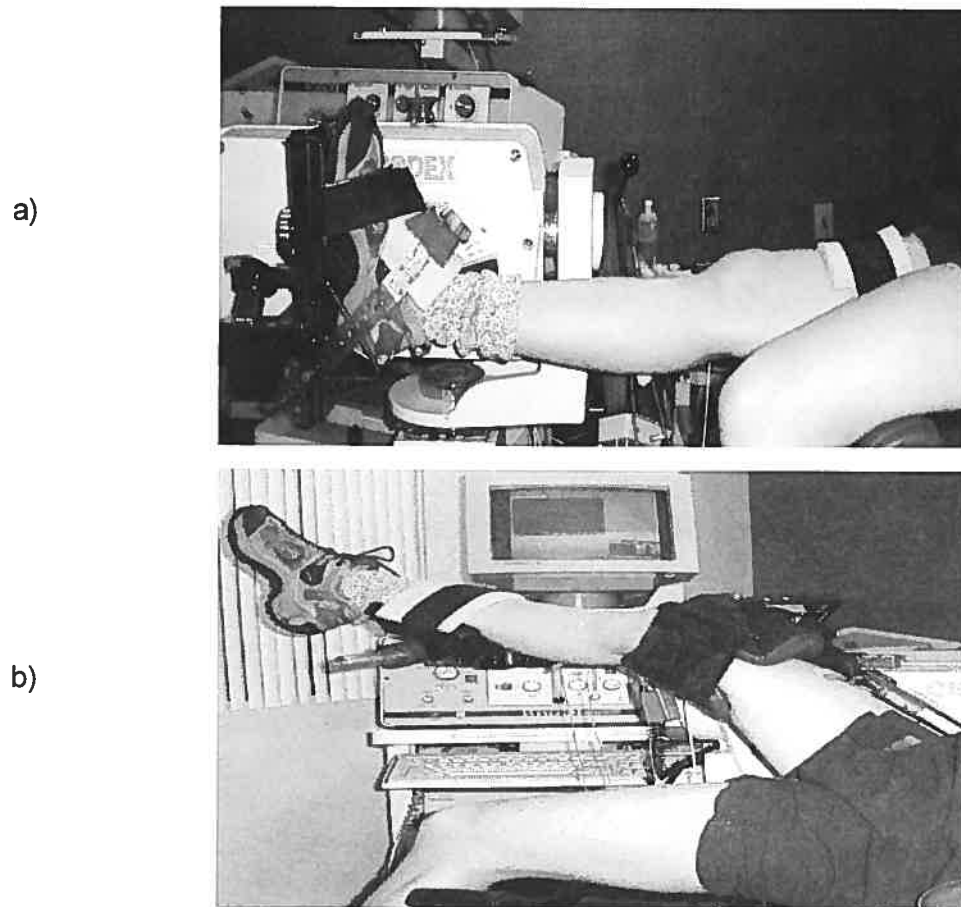


Figure 2 : Les positions d'évaluation de la force maximale concentrique en flexion plantaire (a), flexion et extension de la hanche (b) avec le dynamomètre Biodex. Il est à noter qu'aux fins de la photographie, la position du membre inférieur non évalué a été modifiée à la hanche

4. La détermination du TUM

Le TUM est défini comme le rapport entre la demande mécanique imposée à un groupe de muscles lors de la marche (moment net) et la capacité maximale de ce groupe musculaire (moment maximal potentiel prédit (MMP)); variables qui seront décrites plus loin (voir Équation 1). Par la suite, ce rapport est multiplié par 100 pour obtenir un TUM exprimé en pourcentage.

$$\text{TUM (\%)} = \frac{\text{Moment net}}{\text{Moment maximal potentiel prédit}} \times 100 \text{ (Équation 1)}$$

Dans le cadre de ce projet de doctorat ont été retenues la valeur maximale (articles 1,2 et 4) et l'aire sous la courbe du profil du TUM (articles 2 et 4) durant la phase de génération d'énergie à la marche des fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche. Pour alléger le texte, la détermination du TUM des fléchisseurs et extenseurs de la hanche parétique à la vitesse naturelle de marche d'un participant à l'étude sera exposée à titre d'exemple. Il est à noter que les explications subséquentes s'appliquent également au calcul du TUM des fléchisseurs plantaires, mais des informations explicites existent déjà pour le TUMmax de ce groupe de muscles (Nadeau et al. 1996 (a); Nadeau et al. 1999 (b)).

Le calcul du TUM a été réalisé en trois étapes, et ce, à chaque pourcentage du cycle de marche correspondant à la phase de génération d'énergie des muscles ciblés. Ainsi, pour le participant à l'étude, la période de génération d'énergie des extenseurs de la hanche s'étendait de 10 % à 22 % du cycle de marche tandis que pour les fléchisseurs de la hanche, cette période s'échelonnait de 55 % à 70 %. Toutefois, l'exemple présente ici le calcul du TUM à 12 % du cycle de marche pour les extenseurs de la hanche et à 60 %, pour les fléchisseurs.

Étape 1. La détermination du numérateur du TUM

La détermination du numérateur du TUM correspondait à l'estimation du moment net des extenseurs et des fléchisseurs de la hanche par la technique de la dynamique inverse décrite précédemment (voir p. 68). Seul le moment net retrouvé durant la période d'activité concentrique des groupes de muscles ciblés était retenu.

Étape 2. La détermination du dénominateur du TUM

L'estimation du moment maximal potentiel prédit des extenseurs et des fléchisseurs de la hanche, soit le dénominateur du TUM, exigeait davantage de calculs pouvant être divisés en deux étapes.

a) La détermination de l'équation de régression

Une équation de régression a été déterminée pour chaque groupe de muscles évalué, et ce, pour chaque participant à l'étude, afin de prédire le MMP. La détermination de l'équation de régression découlait de l'évaluation de la force maximale volontaire concentrique des extenseurs et fléchisseurs de la hanche (voir p.71). En prenant comme variables dépendantes les moments maximaux produits lors des tests dynamométriques et comme variables indépendantes, les divers angles et vitesses de mouvement correspondants à ces moments maximaux, une série d'équations de régression combinant, notamment, des facteurs linéaires ou quadratiques, a été élaborée. L'équation de régression retenue était celle présentant visuellement le meilleur ajustement de la courbe de force originale et possédant le coefficient de détermination (R^2) le plus élevé (voir Figure 3 et 4). Il faut préciser que, pour chaque participant, ces équations de régression ont été établies pour toutes les combinaisons possibles d'angle et de vitesse observées lors de la génération d'énergie à la marche des trois groupes de muscles afin d'améliorer la prédiction du moment maximal. Cette équation de régression permettait de définir la constante de l'ordonnée à l'origine (K_0) ainsi que les constantes reliées à l'angle (A) et à la vitesse de mouvement (V); deux paramètres influençant la production d'une contraction musculaire maximale (voir Équation 2).

Moment maximal potentiel prédit = $K_0 + (A \times \text{angle}) + (V \times \text{vitesse})$

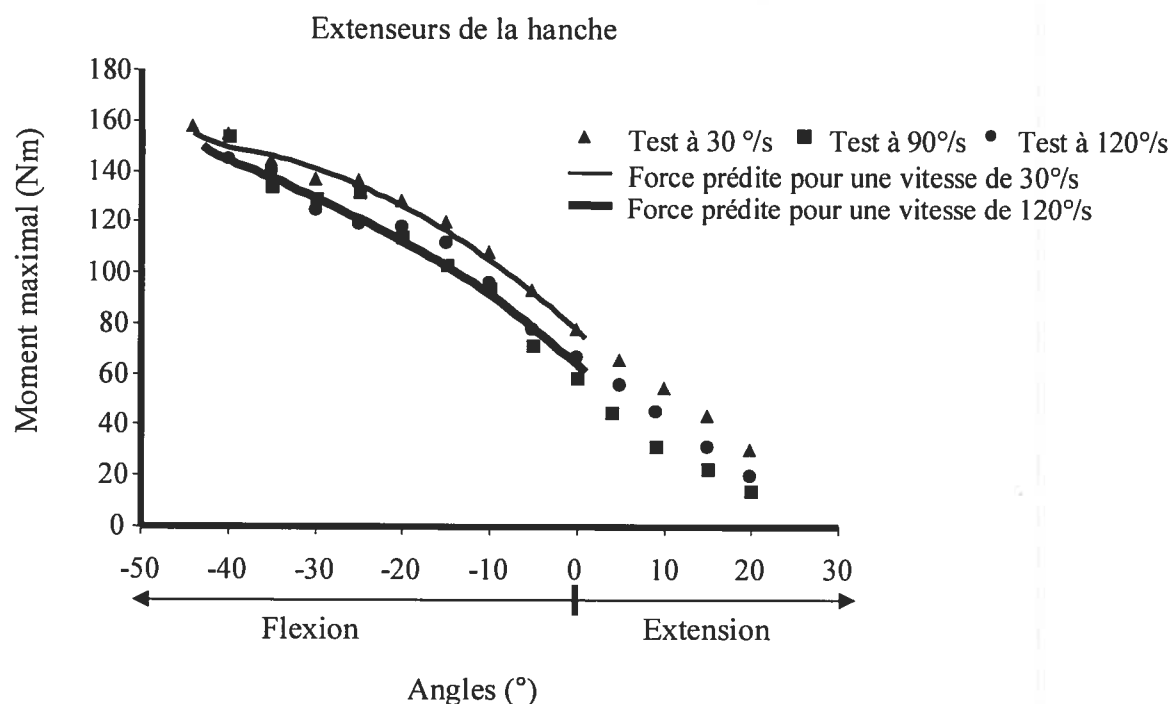
(Équation 2)

où

K_0 correspond à la constante de l'ordonnée à l'origine

A correspond à la constante reliée au facteur angle

V correspond à la constante reliée au facteur vitesse

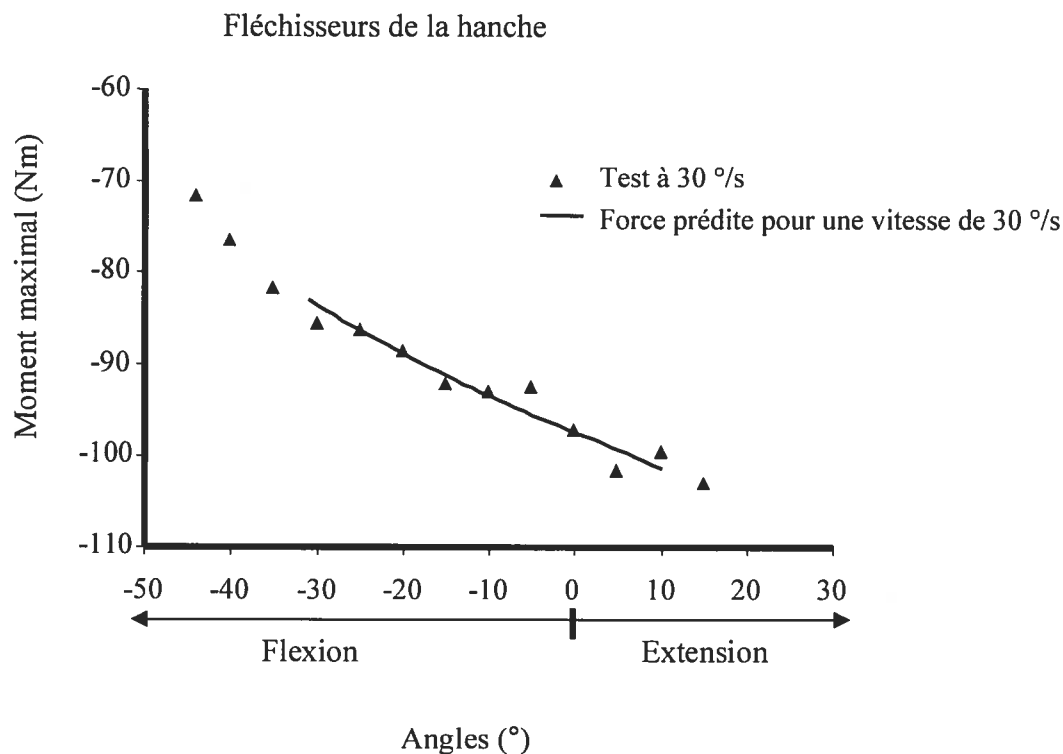


Facteurs retenus dans la prédiction de la courbe de force originale : $\text{angle}^2 + \text{angle} + \text{vitesse}$

Équation de régression : $MMP = 82,3 + (0,03 \times \text{angle}^2) + (-3,1 \times \text{angle}) + (0,15 \times \text{vitesse})$

Coefficient de détermination (R^2) : 0,98

Figure 3 : Courbe de force obtenue lors de l'évaluation de la force maximale volontaire concentrique des extenseurs de la hanche du côté parétique et force prédite par l'équation de régression. Y figurent aussi l'équation de régression, les facteurs retenus dans l'ajustement de la courbe de force originale ainsi que le coefficient de détermination correspondant. Il faut noter qu'un moment maximal en extension de la hanche sur le dynamomètre est positif. Les moments maximaux ont été obtenus pour chaque degré dans l'amplitude de mouvement évalué, mais pour des fins de clarté, les valeurs sont présentées à chaque 5^0 .



Facteurs retenus dans la prédiction de la courbe de force originale : $\text{angle}^2 + \text{angle}$

Équation de régression : $\text{MMP} = -97,5 + (-0,003 \times \text{angle}^2) + (-0,36 \times \text{angle})$

Coefficient de détermination (R^2) : 0,95

Figure 4 : Courbe de force obtenue lors de l'évaluation de la force maximale volontaire concentrique des fléchisseurs de la hanche du côté parétique et force prédite par l'équation de régression. Y figurent aussi l'équation de régression, les facteurs retenus dans l'ajustement de la courbe de force originale ainsi que le coefficient de détermination correspondant. Il faut noter qu'un moment maximal en flexion de la hanche sur le dynamomètre est négatif. Les moments maximaux ont été obtenus pour chaque degré dans l'amplitude de mouvement évalué, mais pour des fins de clarté, les valeurs sont présentées à chaque 5^0 .

b) La détermination du moment maximal potentiel prédit (MMP)

La détermination du MMP provenait des paramètres cinématiques d'angle et de vitesse angulaire de la hanche obtenus lors de l'évaluation de la marche en laboratoire à vitesses naturelle et maximale (voir p.68). Pour chaque pourcentage du cycle de marche correspondant à la phase de génération d'énergie des muscles de la hanche, l'angle et la vitesse angulaire s'y référant ont été insérés à même l'équation de régression afin de prédire le MMP des extenseurs et des fléchisseurs de la hanche lors de la marche.

Étape 3. L'estimation du TUM et le calcul des paramètres TUM_{max} et TUM_{AIRE}

Grâce aux étapes 1 et 2, le TUM des extenseurs et des fléchisseurs de la hanche a été estimé par le rapport entre leur moment net (étape 1) et leur moment maximal potentiel prédit (étape 2), pour chaque pourcentage du cycle de marche se référant à la phase de génération d'énergie de chacun de ces groupes de muscles. Dans l'exemple présenté ici, le TUM a été calculé à 12 % et 60 % du cycle de marche pour les extenseurs et fléchisseurs de la hanche, respectivement (voir Figure 5).

Extenseurs de la hanche :

$$\text{TUM}_{(12)} = \frac{\text{moment net}_{(12)}}{82,3 + (0,03 \times \text{angle}^2_{(12)}) + (-3,1 \times \text{angle}_{(12)}) + (0,15 \times \text{vitesse}_{(12)})} \times 100\%$$

$$\text{TUM}_{(12)} = \frac{52}{82,3 + (0,03 \times [-27]^2) + (-3,1 \times (-27)) + (0,15 \times (-44))} \times 100\%$$

$$\text{TUM}_{(12)} = 38\%$$

Fléchisseurs de la hanche :

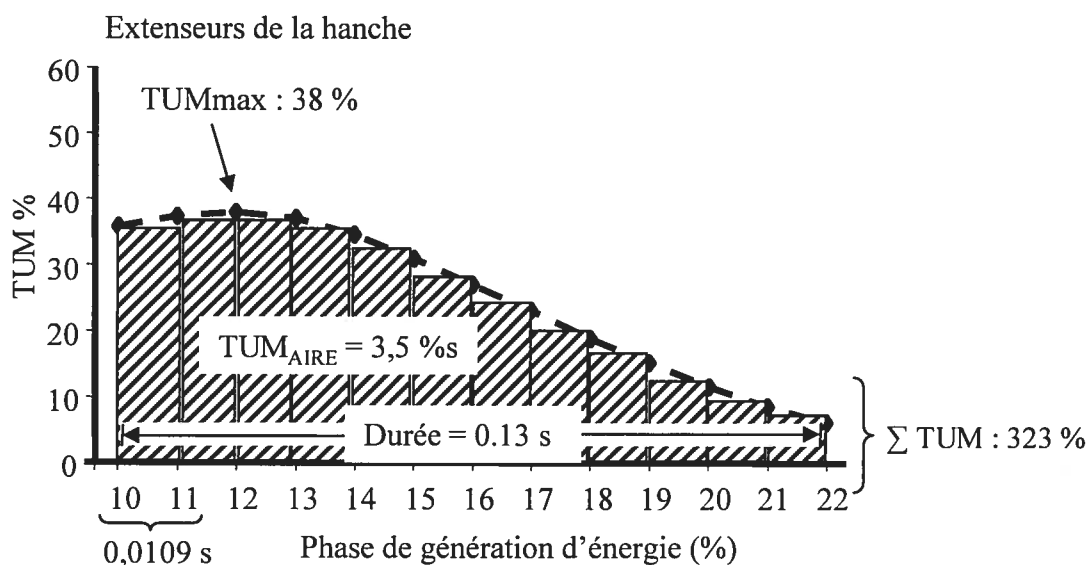
$$\text{TUM}_{(60)} = \frac{\text{moment net}_{(60)}}{-97,5 + (-0,003 \times \text{angle}^2_{(60)}) + (-0,36 \times \text{angle}_{(60)})} \times 100\%$$

$$\text{TUM}_{(60)} = \frac{-48}{-97,5 + (-0,003 \times (5)^2) + (-0,36 \times 5)} \times 100\%$$

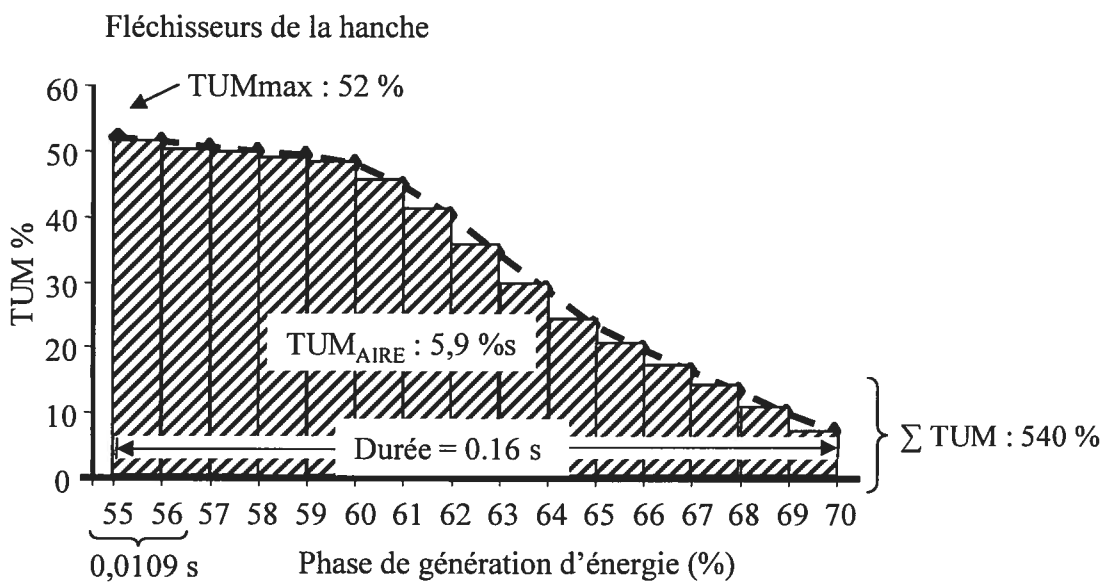
$$\text{TUM}_{(60)} = 48\%$$

Figure 5 : Étapes de l'estimation du TUM des fléchisseurs et extenseurs de la hanche parétique à 60 % et 12 % du cycle de marche, respectivement

Grâce à l'estimation du TUM durant la génération d'énergie, un profil du niveau d'effort des extenseurs et des fléchisseurs a pu être déterminé. De ce profil, la valeur maximale (TUM_{max}), la quantité d'effort (TUM_{AIRE}) et la durée de la phase de génération d'énergie ont été extraites (voir Figure 6). Contrairement au TUM_{max} , qui se veut une valeur unique du profil du TUM, le TUM_{AIRE} s'obtient par le calcul de l'aire sous la courbe du profil du TUM, laquelle s'exprime en fonction du temps. Ainsi, le pourcentage du cycle de marche, correspondant à la phase de génération d'énergie des extenseurs et des fléchisseurs de la hanche, a été converti en durée à partir de la durée du cycle de marche. Pour chaque intervalle de 1 % de la phase de génération d'énergie, la durée, en secondes, a été déterminée afin d'être multipliée par la somme des valeurs du TUM de chaque groupe de muscles.



$$TUM_{AIRE} = 0,0109 \times [\Sigma TUM] = 0,0109 \times 323$$



$$TUM_{AIRE} = 0,0109 \times [\Sigma TUM] = 0,0109 \times 540$$

Figure 6 : Profil du TUM lors de la phase de génération d'énergie des extenseurs et des fléchisseurs de la hanche parétique

5. Le programme de renforcement musculaire

Une randomisation, basée sur les scores du 5 mètres de marche à vitesse naturelle et de l'Action Research Arm Test, permettait de répartir les participants entre le groupe expérimental (programme de renforcement du membre inférieur parétique) et le groupe contrôle (programme de renforcement du membre supérieur parétique). Pour tous les participants, le programme de renforcement musculaire, supervisé par un physiothérapeute formé, était d'une durée de six semaines, à raison de trois jours par semaine (18 séances), et se basait sur les recommandations de l'ACSM. Puisqu'un des buts principaux de cette étude visait à évaluer l'impact d'un gain de force des muscles du membre inférieur parétique sur les niveaux d'effort à la marche, seule une justification des paramètres d'entraînement du groupe expérimental sera présentée ici. Pour de plus amples informations concernant les variables de l'entraînement tant des groupes expérimental que contrôle, se référer à l'article 3 dans la section « Résultats » p.152 de ce présent travail.

Le programme de renforcement musculaire du groupe expérimental ciblait précisément les muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche du côté parétique. Sachant que la réponse à l'entraînement d'un groupe de muscles peut être spécifique à la vitesse et à l'angle employés (Lindh 1979; Pereira et al. 2003), le programme de renforcement se devait d'imiter le plus fidèlement possible les conditions retrouvées lors de l'action concentrique des fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et

extenseurs de la hanche durant la marche. Ainsi, puisque lors de la génération d'énergie, les muscles passent d'une contraction quasi statique à une contraction concentrique dynamique à haute vélocité angulaire, le programme de renforcement s'effectuait à deux vitesses soient lente ($30^{\circ}/s$) et moyenne ($90^{\circ}/s$). L'absence d'entraînement à une vitesse de mouvement supérieure à $90^{\circ}/s$ se justifiait tout d'abord par le fait que les personnes hémiparétiques présentent une difficulté notable à contracter leurs muscles adéquatement lors de mouvement rapide (Kim et al. 2001). Par la suite, puisque cette étude voulait particulièrement créer un gain de force là où le moment net maximal se produit à la phase de génération d'énergie à la marche, soit à une vélocité angulaire lente, l'utilisation d'une vitesse de mouvement rapide lors de l'entraînement n'était donc pas indispensable. Le positionnement du membre entraîné et les amplitudes articulaires lors de l'entraînement, quant à eux, s'avéraient identiques à ceux de l'évaluation de la force maximale volontaire concentrique. Lors de l'évaluation de cette force maximale, ces variables avaient été déterminées afin de représenter les conditions musculaires du moment net maximal observé à la phase de génération d'énergie à la marche. Dans le cadre de ce projet, le choix d'un programme de renforcement spécifique des muscles du membre inférieur parétique à l'aide d'un dynamomètre Biodex s'imposait et non celui d'un programme de renforcement fonctionnel, compte tenu des diverses variables à contrôler lors de l'entraînement.

6. L'analyse statistique

Dans ce projet de doctorat, diverses analyses statistiques ont été employées, passant de la moyenne à l'ANOVA trois voies pour mesures répétées. Ces analyses statistiques étant décrites en détail dans les quatre articles présentés à la section « Résultats » p. 87, elles ne seront donc pas expliquées davantage ici.

Résultats

Le but ultime de ce projet de doctorat était, certes, d'évaluer l'impact d'un gain de force du membre inférieur parétique sur les niveaux d'effort lors de la phase de génération d'énergie à la marche. Toutefois, avant tout gain de force, le niveau d'effort des principaux muscles contributeurs à la génération d'énergie à la marche devait être évalué, tant du côté parétique que du côté non parétique. Ceci, afin de comprendre adéquatement les stratégies préconisées par la personne hémiparétique lors de la réalisation d'une marche post-lésionnelle (articles 1 et 2). Par la suite, une analyse approfondie de l'effet du programme de renforcement spécifique sur la force musculaire des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche du côté parétique était de mise afin de déterminer si l'entraînement avait bel et bien produit un gain de force substantiel des muscles ciblés (article 3). Le tout, avant d'évaluer les conséquences d'un gain de force musculaire sur le TUM bilatéral durant la phase de génération d'énergie à la marche (article 4). C'est ainsi que dans cette section, un bref survol de la problématique de chaque article de cette thèse sera exposé de même que les objectifs et les hypothèses associées.

1. Article 1 : Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds

MH Milot, S Nadeau et D Gravel; article publié dans *Journal of Electromyography and Kinesiology* (2007)17 :184-193. © Elsevier 2007.

La diminution de la vitesse de marche figure parmi un des changements notables observés à la suite d'un AVC (Olney et al. 1996). Pour expliquer cette diminution, plusieurs études ont évoqué la faiblesse musculaire de divers groupes de muscles du côté parétique (Bohannon 1986; Nadeau et al. 1999 (a); Hsu et al. 2003). Bien qu'une association positive entre la vitesse de marche et la force musculaire résiduelle soit observée, cette dernière ne permet pas d'apprécier le rôle joué par cette force résiduelle dans la détermination de la vitesse de marche de la personne hémiparétique. Une façon d'explorer plus précisément ce rôle est de mettre en relation la force musculaire utilisée dans une tâche, telle la marche, et la capacité maximale du groupe de muscles évalué. Le modèle du TUM, déterminant le pourcentage d'utilisation de la force maximale d'un groupe de muscles dans l'accomplissement d'une tâche fonctionnelle (Nadeau et al. 1996 (a)), représente donc un indicateur permettant de mieux inférer sur l'implication de la force musculaire résiduelle d'un groupe de muscles lors de la marche.

Étant donné que les fléchisseurs plantaires contribuent principalement à la phase de génération d'énergie à la marche (Winter 1991), il était pertinent d'estimer le TUM de ce groupe de muscles lors de la marche à vitesses naturelle et maximale chez la personne hémiparétique. Le tout, afin d'apprécier l'effort fourni à la marche lors du passage de la vitesse naturelle à la vitesse maximale. Néanmoins, une évaluation du TUM des fléchisseurs et extenseurs de la hanche du côté parétique était souhaitable afin de déterminer non seulement leur contribution lors de la marche, mais également la présence de compensation musculaire possible entre les divers groupes de muscles (Nadeau et al. 1999 (b)).

L'objectif de cet article était d'évaluer le TUM maximal (TUMmax) des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche du côté parétique à vitesses naturelle et maximale, chez 17 participants hémiparétiques en phase chronique. Les trois hypothèses inhérentes à cet objectif étaient 1) que le TUMmax augmenterait significativement avec la vitesse de marche avec un gain plus prononcé à la hanche qu'à la cheville, comme démontré chez l'individu sain, 2) que les fléchisseurs plantaires présenteraient un TUMmax plus important que celui des muscles de la hanche et 3) qu'une relation négative entre le TUMmax et la force musculaire résiduelle des muscles ciblés indiquerait que les participants les plus faibles possèdent un niveau d'effort plus important que les participants les plus forts.

Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds

MH Milot, S Nadeau et D Gravel

ABSTRACT

Gait performance secondary to a stroke is partially dependent on residual muscle strength. However, to pinpoint more precisely the mechanism of this relationship, biomechanical models, such as the Muscular Utilization Ratio (MUR) that integrates both muscle strength and gait parameters into the concept of level of effort, are warranted. The aim of the present study was to evaluate the MUR of plantarflexors, hip flexors and extensor muscles during their concentric action in 17 chronic hemiparetic participants walking at self-selected and maximal speeds. Results revealed that peak MUR increased with gait speed. At self-selected speed (0.73 ± 0.27 m/s), peak MUR values on the paretic side were 64% (± 18.7), 46% (± 27.6) and 33% (± 25.6) for the plantarflexors, hip flexors and extensor muscles, respectively. At maximal speed (1.26 ± 0.39 m/s), corresponding values were 77% (± 23.6), 72% (± 33.0) and 58% (± 32.1). Peak MUR showed negative associations ($-0.33 < r > -0.68$), although not all significant, with voluntary muscle strength. The results of this study indicated that the peak MUR increased with gait speed. The plantarflexors were the most used muscle group at self-selected speed, whereas at maximal speed, the three muscle groups showed similar peak MUR values. This last finding suggested an important role of the hip muscles in reaching a faster speed. Lastly, because moderate associations were

found between peak MUR values and voluntary muscle strength of hip flexors and extensors, it can be concluded that the weakest paretic muscle groups show, in general, the highest level of effort during gait.

INTRODUCTION

Stroke can lead to several deficits affecting survivors. Among these, gait disturbance has been extensively studied because recovery represents a major goal for clinicians and patients [8]. Gait speed is an indicator often used in research aiming to highlight gait deficiency in persons with hemiparesis [6,20,29,35]. Studies have reported a variable decrease in gait speed with mean values as low as 0.23 m/s. In some studies, the self-selected gait speed of hemiparetic individuals corresponded to the slow speed of healthy participants [9,13,45,47].

Several factors such as sensation and balance influence gait speed following a stroke [6,9,20,29], but one of the major determinants is residual strength on the paretic side. Indeed, many studies have found a significant association, although of variable magnitude, between the residual strength of several muscle groups of the lower limb evaluated on a dynamometer and the gait speed of persons with hemiparesis [5,7,12,20,29,32]. Even if correlation relates these two variables, it cannot give an insight into the intrinsic mechanism

by which hemiparetic individuals use their strength during walking. For example, because muscle fatigue [46] and effort [21] are related to the percentage of the maximal capacity of muscles used in a task, it could be hypothesized that some hemiparetic individuals could try to minimize muscle fatigue or effort during gait by using an appropriate percentage of their maximal strength. By slowing gait speed, these individuals could reduce the joint moments needed for gait progression and thus could use lower percentages of their maximal strength. An alternative hypothesis could be that residual strength represents a limiting factor for gait speed in individuals using all the available strength of a particular muscle group. In that case, the moment generated by the muscle group during gait should be equal to the maximal torque recorded in a dynamometric evaluation. It is apparent that correlation methods alone can not specify which of the previous mechanisms apply.

One way to look more precisely at the link between strength and walking performance secondary to a stroke is to determine the Muscular Utilization Ratio (MUR). The MUR provides an index of the percentage of maximal strength used by a given muscle group during a task such as gait (for more details see [31]). In a recent study of healthy individuals walking at four cadences (60, 80, self-selected and 120 steps/min), Requiao et al. [41] reported mean values of peak MUR (both sides averaged) for the self-selected speed of 60.8%, 43.0% and 35.3% for the plantarflexors, hip flexors and hip extensors, respectively. They also demonstrated that hip muscles showed the largest change with cadence, reaching the MUR of plantarflexors at the fastest cadence (120 steps/min).

In the hemiparetic population, Nadeau et al. [32] estimated the MUR of plantarflexors during their concentric action at the push-off phase. They reported average values of peak MUR at self-selected and maximal speeds of $76.4 \pm 34.7\%$ and $85.9 \pm 31.9\%$, respectively. As speed increased, more strength was required by the plantarflexors to propel the leg forward. However, the authors mentioned that, even though the weakest participants tended to be limited by the strength of their plantarflexors at maximal speed, some were still able to walk rapidly, reaching the speed values of participants considered not limited by weakness of the plantarflexors. Looking at the correlation between gait speed and hip flexors strength produced on the dynamometer ($r=0.84$; $p<.05$) and the correlation between gait speed and the net joint moment in hip flexion during maximal speed ($r=0.57$; $p<.05$), Nadeau et al. [32] suggested that hip flexors probably compensated for plantarflexor weakness to allow an increase in gait speed. Other authors endorsed the role of compensation in hemiparetic gait by examining the large burst of power produced by the hip muscles in fast-walking hemiparetic individuals presenting diminished capability of ankle plantarflexors [36]. These findings further supported the idea of the role of compensation between muscle groups during gait as previously suggested for individuals having other physical impairments [27,28].

Considering that gait speed influences the peak MUR of various muscle groups and that complex compensations between muscle groups are expected in hemiparetic gait, it is relevant to evaluate MUR in all muscle groups sharing a common function. Gait speed is largely regulated by the activity of the plantarflexors, hip flexors and hip extensor muscles. The concentric action of these muscle groups gives rise to the generation of energy to ensure the forward displacement of the body [50]. It is well recognized that the main energy generation phases of these muscles are disturbed secondary to a stroke [39].

The aim of the present study was thus to estimate the muscular utilization ratio (MUR) of paretic plantarflexors, hip flexors and extensors during their concentric action at self-selected and maximal gait speeds. First, it was hypothesized that peak MUR would increase significantly with gait speed. As shown in healthy individuals [41], the increase would be more pronounced at the hip than at the ankle. Second, it was thought that peak MUR would be greater at the ankle than at the hip joint. Third, it was supposed that residual strength would be negatively related to peak MUR values such that weaker participants would tend to have greater levels of effort than stronger ones.

METHODOLOGY

Participants

Participants were recruited at two rehabilitation centers in the Montreal area (Institut de réadaptation de Montréal and Hôpital de réadaptation Lindsay). The inclusion criteria were as follows: a) have sustained a unilateral stroke at least 6 months before entering the study, b) be able to walk 10 m independently with or without a cane, c) present with residual weakness in the paretic lower limb, and d) have an activity tolerance of at least 2 h including rest periods. Participants were excluded if they presented with comprehensive aphasia, incontinence, an unstable medical condition (e.g., heart problem), a history of injury and severe sensory deficits (anesthesia) in the lower limbs. This information was obtained from participants, proxy and clinical charts, and the primary care physician was consulted if required. Informed consent was obtained from each participant before the evaluation session, and the rehabilitation center's ethics board approved the study.

Clinical evaluation

A clinical examination, performed by a physical therapist, provided a detailed description of demographic data for all participants. In addition, physical impairment, spasticity, the

perception threshold of touch-pressure in the lower limb, balance and gait speed (self and maximal speeds) were evaluated.

Lower limb physical impairments were assessed with the lower extremity component (leg and foot) of the Chedoke-McMaster Stroke Assessment [16]. The presence and severity of physical impairments was quantified on a 7-point scale corresponding to seven stages of motor recovery (1= low and 7= high). This measure has been documented for reliability and validity in individuals with stroke [15].

To measure spasticity at the ankle, the Composite Spasticity Index, proposed by Levin and Hui-Chan [25] was used. This scale evaluated three components of spasticity: resistance to full-range passive ankle dorsiflexion (0 = normal and 8 = maximal opposition), Achilles tendon jerks (0 = normal and 4 = hyperreflexia), and the amount and duration of ankle clonus (1 = none and 4 = tireless). A total spasticity score out of 16 possible was calculated. Scores ranging from 0-5, 6-9, 10-12, and 13-16 corresponded to normal muscle tone, mild spasticity, moderate spasticity and severe spasticity at the ankle, respectively. This scale was shown to have good reliability and internal consistency [14,30].

The perception threshold of touch-pressure was evaluated 1 cm below the external malleolus of the paretic leg using 6.65, 5.18, 4.31 and 4.17 calibrated Simmes-Weinstein filaments. Anesthesia of the foot was reported if the participant did not recognize the 6.65 filament.

Balance was assessed with the Berg Balance Scale, a reliable and valid test [2,3], which included 14 functional tasks scored on a 5-point scale (0= dependence and 4= independence). A total score of 56 could be obtained.

Self and maximal clinical gait speeds were quantified with the 5-m walking test. Participants walked along a 5-m walkway with or without their assistive device, while an evaluator recorded the time taken with a stopwatch. The 5-m walk test was reported as a reliable and responsive tool for a hemiparetic population [11,43].

Dynamometric Evaluation

The maximal voluntary concentric strength in plantarflexion, hip flexion and extension was measured in the paretic lower limb with a Biodex dynamometric system (Biodex Medical Systems, New York, USA). The Biodex was reported as a reliable and valid tool for strength measurements [20,44]. Prior to strength assessment, every participant underwent a familiarization period with the Biodex dynamometer. This session was held two to three days before the testing period. For the three movements evaluated, the Biodex was put in isokinetic passive mode and the participants were asked to contract as forcefully and as fast as possible in the desired direction. The passive mode was chosen to ensure that the apparatus would move throughout the range of motion even if hemiparetic participants were unable to overcome the weight of the accessory during the movement. Knowing that

length-tension [23] and force-velocity [19] relationships affect the maximal strength capability of a muscle, velocities and positions were selected to closely represent the ones found in hemiparetic gait during energy generation [32]. Also, a preloading of 2 s allowed the participants to build up their strength, allowing the production of maximal torque at the beginning of the movement [18]. For each testing condition, two trials were performed for each muscle group and the trial showing the highest torque value was retained for the computation of the MUR (see below). Standardized verbal cues and encouragement were given to each participant during the test. A resting period of 30 s was given between the contractions and a 2-min rest period was allowed between directions of movement for the hip joint. Passive torque was also recorded for gravity correction at each angle of the movements assessed. It is worth noting that at the ankle, the apparatus alone was utilized for gravity correction because the weight of the foot was considered negligible (~ 1 Nm).

Ankle

For the ankle evaluation, participants were seated in a standardized position with the hip flexed at 120° and the pelvis strapped to the chair of the Biodex. The axis of the ankle joint was aligned with the axis of the Biodex and the ankle was firmly attached to a boot to prevent any movement of the heel during plantarflexion. The knee was then strapped in nearly full extension, allowing a good stabilization for the testing procedures and approaching the angle seen during the push-off phase (usually less than 20° at peak MUR

[32]). Range of motion was set at maximal dorsiflexion and plantarflexion for every participant, ensuring that the range covered the one found during gait assessment. A reference angle of 0° corresponded to an ankle in neutral position, namely 90° between the long axis of the leg and the sole of the foot. Negative and positive angles were toward dorsiflexion and plantarflexion, respectively. Participants were then asked to contract as forcefully and as fast as possible in plantarflexion at velocities of 30 and $180^\circ/\text{s}$ until the apparatus stopped. A maximal isotonic contraction was then performed with a constant weight of 14 Nm, allowing participants to reach a faster speed than those observed in isokinetic mode [34].

Hip

For hip muscle evaluation, the participants were in the supine position, with their thighs at the edge of the Biodex seat. The pelvis was tightly attached to the chair of the Biodex and the lower limb not evaluated was supported in a flexion position of about 60° with the foot placed on a support device fixed to the Biodex chair. The evaluated lower limb, firmly stabilized with straps, was positioned in a leg-rest device that maintained the knee at 25° of flexion. The knee position closely represented the one where the peak moment was observed during the concentric action of the hip muscles in gait [51]. The center of the hip joint was aligned with the center of the dynamometer. The range of motion was set from

45° of flexion to maximal extension. Participants performed maximal dynamic concentric movement in extension and flexion at velocities of 30, 90 and 120°/s.

Gait Assessment

For each participant, kinematic and kinetic data were collected during five gait cycles at self-selected and maximal speeds on the paretic side. The 3-D coordinates of three infrared markers placed on each segment were recorded with an Optotrak system (Northern Digital Inc.) at a sampling frequency of 60 Hz. The markers were placed on the feet (dorsum, fifth metatarsal head, lateral heel), shank (lateral malleolus, mid-shank, fibular head), thigh (lateral condyle, mid-thigh, greater trochanter), pelvis (left and right PSIS, posterior left iliac crest), trunk (spinous processes of L3, T12 and T8) and head (left and right occiput). Thirteen anatomical landmarks were also digitized with a 6-marker probe (feet - posterior point of the heel, anterior point of toes, shank - medial malleolus, thigh - medial condyle, pelvis - right and left anterior superior iliac spine, right and left iliac crest, and trunk - left glenohumeral joint) to define precisely the segments and anatomical axes. Kinematic data were filtered with a 4th order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz. After that, Mishac Inc. software (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada) was used to calculate the relative angles using a Cardanic (x - y - z rotation) sequence of rotation. The local x , y , and z axes corresponded to the abduction-adduction, longitudinal rotation and flexion-extension

axes for the hip and knee joints, while at the ankle, they corresponded to the eversion-inversion, transverse rotation and dorsiflexion-plantarflexion axes, respectively. For the calculation of the MUR, the kinematic data (angle and angular velocity) in the sagittal plane (plane of progression) were retained for analysis.

For the kinetic data, three AMTI force platforms, embedded in a 9-m walkway, allowed the quantification of the ground reaction forces at a frequency of 600 Hz. The data were filtered with a 4th order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and resampled at 60 Hz to match the kinematic data. The Mishac Inc. software (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada) estimated the net moments at the ankle, knee and hip joints using an inverse dynamic approach [49]. The net power at the ankle and hip joints was then computed by multiplying the sagittal joint's angular velocity by the local net joint moment in that plane of movement. When these two components presented the same polarity, a concentric action (energy generation) at the ankle or at the hip was identified. Because this study aimed to estimate the MUR during concentric action, three main phases of energy generation, classically named A2, H1 and H3, were retained. For plantarflexors, the A2 phase begins at about 40% of the gait cycle and ends at toe-off (~60%), which corresponds to the push-off phase [51]. For the hip, H1 phase, observed at the beginning of the gait cycle, corresponds to hip extensor activity. The pull-off phase (H3) represents energy generation by the hip flexor components (~50-80% of the gait cycle) to pull the swinging limb forward and upward [51].

The stride characteristics of each gait cycle were computed with foot-switches located on the sole of the shoe at the heel, metatarsal heads and mid-foot. These signals and those from the vertical ground reaction force were used by in-house-developed software to determine the gait cycles that were normalized to 100%. Three trials out of five, showing the most similar values of speed and cadence, were then averaged and used for MUR calculation.

Calculation of Muscular Utilization Ratio (MUR)

MUR was used to estimate the level of effort of plantarflexors, hip flexors and extensor muscles during their concentric action in gait [32]. MUR is a ratio between the moment produced by a muscle group during gait at a given time (walking moment WM) and its maximal moment (maximal potential moment MPM). The ratio is then multiplied by 100 to give a percentage $[(WM / MPM) \times 100\%]$. For the numerator (WM), the biomechanical analysis of gait allows the calculation of the walking moment. The denominator (MPM) is estimated with a regression equation derived specifically from the dynamometric evaluation of each muscle group. Thus, three equations (one for each muscle group) were computed for each participant, using angle and velocity as predictors (for more details see [32,42]). In the present study, peak MUR values were retained for statistical analysis.

Statistical analysis

Descriptive statistics (mean and SD) were calculated for demographic and anthropometric data. Differences in cadence and speed parameters between self-selected and maximal gait speeds were compared using paired *t*-tests.

A two-way repeated measures analysis of variance (ANOVA) compared the main effects of muscle group and speed on peak MUR values. If an interaction occurred, a one-way repeated measures ANOVA was applied for a given speed to test the effect of muscle group on peak MUR values. When the ANOVA showed significance ($p < .05$), planned contrast with adjusted probability values was performed to locate the difference between the muscle groups. To assess the effect of speed on the peak MUR values of each muscle group, paired *t*-tests were used. Furthermore, the degree of the relationship existing between peak MUR and voluntary concentric muscle strength values was examined using Pearson product moment correlation coefficients. Strength values were extracted from the torque-angle curves obtained from the dynamometric testing at the slowest velocity (30°/s). Torque values, measured at the first angle reached by all participants, were used in the correlation analysis. These angles were 7° of dorsiflexion, and 0° (hip in neutral position) and 40° of hip flexion for the plantarflexors, hip flexors and hip extensors, respectively.

RESULTS

Participants

A convenience sample of 17 participants (7 females; 10 males) met the inclusion criteria of the study. Their mean age, body mass and time since stroke were 60.5 ± 13.4 years, 75.7 ± 9.5 kg and 77.6 ± 106.2 months, respectively. Right hemiparesis was identified in 5 participants, whereas 12 presented left hemiparesis. No participants utilized a cane or wore an orthosis during gait assessment.

Clinical Evaluation

Hemiparetic participants had mild spasticity with a mean score of 5.5/16, and the Chedoke-McMaster Stroke Assessment revealed a mean score of 5.4/7 and 4.8/7 for the leg and foot, respectively. The clinical self-selected and maximal speeds, as assessed with the 5-m walk test, had mean values of 0.86 ± 0.3 m/s and 1.28 ± 0.4 m/s, respectively. The balance evaluation revealed a mean score of 52.4/56 and one participant had hypoesthesia of the foot. Mean values of residual strength, obtained with the Biodex dynamometer at the three selected angles, were 80.9 ± 37.2 Nm, 79.7 ± 35.8 Nm and 114.1 ± 51.2 Nm for the paretic plantarflexors, hip flexors and extensor muscles, respectively.

Gait parameters

The paired *t*-test revealed significant differences between self-selected and maximal gait speeds (0.73 ± 0.27 m/s versus 1.26 ± 0.39 m/s) and cadences (85.6 ± 11.7 steps/min versus 118.8 ± 18.5 steps/min) ($p < .001$).

Dynamometry and regression equations

For the regression equations used to predict the denominator of the MUR of each muscle group for every participant, the factors that best fitted the torque curves were the angle and the velocity, except for the hip flexors (see Table 1). While testing the strength of the hip flexor muscles, it was found that hemiparetic participants were unable to provide a constant maximal concentric contraction at velocities of 90 and 120°/s. There were important oscillations throughout the range of motion that precluded the use of these data for the computation of regression equations. Consequently, only strength values at the dynamometric testing velocity of 30°/s were included in the calculation of regression equations.

Table 1: Ranges of angle and velocity obtained at peak MUR during self-selected and maximal gait speeds and during dynamometric assessment. Parameters used to predict the maximal potential moment and the corresponding determination coefficient (r^2) are also shown for the paretic plantarflexors, hip flexors and extensor muscles

Muscle Groups	Angle (deg)	Velocity (deg/s)	Parameters	Coefficients of determination	
	Range [min;max]	Range [min;max]		Range [min;max]	
Plantarflexors	Gait	-13.63;-25.52 ^a	0.40;103.25	Angle + Velocity ^b	0.79;0.99
	Dynamometry	-9.0;-27.0	4.19;249.79		
Hip flexors	Gait	-5.30;20.99 ^c	0.58;160.37	Angle ² + Angle	0.65;0.99
	Dynamometry	-45.0;39.0	3.53;30.14		
Hip extensors	Gait	-45.13;-9.27	8.15;105.64	Angle + Velocity ^d	0.88;0.99
	Dynamometry	-45.0;39.0	3.77;124.0		

^aFor plantarflexors, negative values are toward dorsiflexion

^bFor the parameters of plantarflexors, the square angle factor plus the angle factor and velocity best fitted the torque curve for one participant

^cFor hip flexors and extensors, negative values are toward flexion

^dFor the parameters of hip extensors, the square angle factor plus the angle factor and velocity best fitted the torque curve for 4 participants

As presented in Table 1, in general, the dynamometric testing angles and velocities covered the one found at peak MUR during self-selected and maximal speeds. It is worth noting that, at the ankle, two participants did not reach the dorsiflexion angle where peak MUR occurred in gait. Thus, MPM values were extrapolated using the regression equation and the predicted data were visually inspected to eliminate any erratic values. Also, for the hip flexors, only three and six participants had a velocity at peak MUR, during self-selected and maximal gait speeds, exceeding the 30°/s dynamometric testing velocity. This means that in only few participants could the peak MUR values of their hip flexors have been affected by the decision to neglect the velocity factor in the computation of the regression equation of this muscle group. Overall, the regression equations showed coefficients of determination ranging from 0.65 to 0.99 with the lowest value obtained at the hip flexors (Table 1).

Peak MUR

The two-way repeated measures ANOVA revealed a significant interaction between muscle group and speed factors for the peak MUR values. The behavior of the plantarflexors' peak MUR across speeds was different when compared to that of the hip muscles (Fig. 1), with the plantarflexors showing less increase with gait speed than the hip muscles.

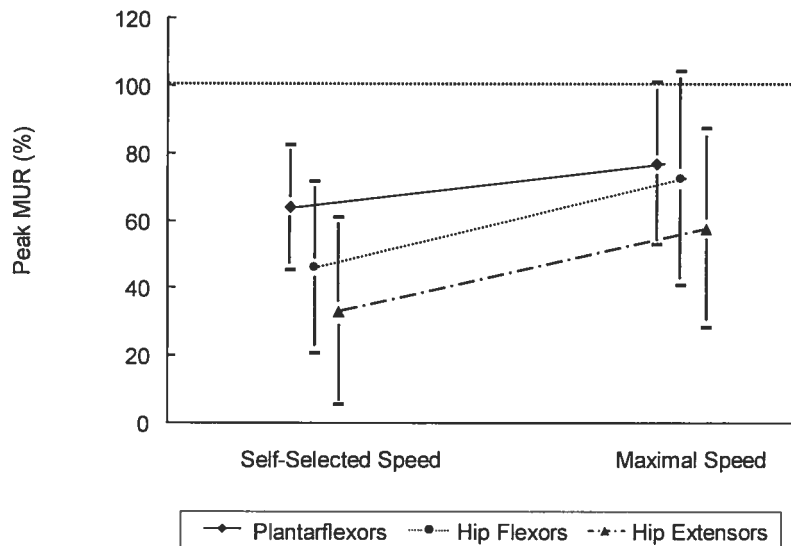


Fig. 1. Effect of speed on peak MUR values for paretic plantarflexors, hip flexors and extensors. Peak MUR values were obtained at the same self-selected and maximal gait speeds for all three muscle groups. For the hip flexors and extensors, the symbols were shifted only for clarity of the standard deviation

For the speed factor, significant differences in the peak MUR values across speeds were found for the three muscle groups. With speed, values increased from $63.6 \pm 18.7\%$ to $76.7 \pm 23.6\%$ for the plantarflexors ($p < .001$) from $46.1 \pm 27.6\%$ to $72.4 \pm 33.0\%$ for the hip flexors ($p < .001$), and from $33.1 \pm 25.6\%$ to $57.7 \pm 32.1\%$ for the hip extensors ($p = .002$). As reflected by the standard deviation, the peak MUR of some participants approached the limiting value of 100%.

For the muscle group factor, the one-way repeated measures ANOVA was significant at self-selected gait speed. The planned contrast revealed that the peak MUR of plantarflexors (63.6%) was significantly greater than those of the hip flexors (46.1%) ($p=.001$) and extensors (33.1%) ($p=.007$). No significant difference was found between hip flexor and extensor peak MUR ($p=0.887$) at this speed. At maximal speed, the one-way repeated ANOVA did not show significant differences in the peak MUR values between the three muscle groups ($p=.075$).

Correlation between peak MUR and muscle strength

The coefficients of correlation obtained while contrasting peak MUR values and voluntary muscle strength are reported in Table 2. For both speeds, results revealed negative associations between peak MUR and muscle strength values. Correlation was significant for paretic hip flexors at self-selected speed and for both hip muscle groups at maximal speed. The scatter plots for the maximal speed are presented in Fig. 2. With a few exceptions, the weakest participants were generally those presenting the highest use of their muscles during gait. For the paretic plantarflexors, even if correlation was not significant, a trend existed. Fig. 2 shows that three participants could have influenced the strength of the relationship between peak MUR and voluntary muscle strength of plantarflexors. When computing the Pearson product moment correlation while excluding these participants,

peak MUR and voluntary muscle strength of plantarflexors were highly associated and the Pearson r became significant ($r=0.76$).

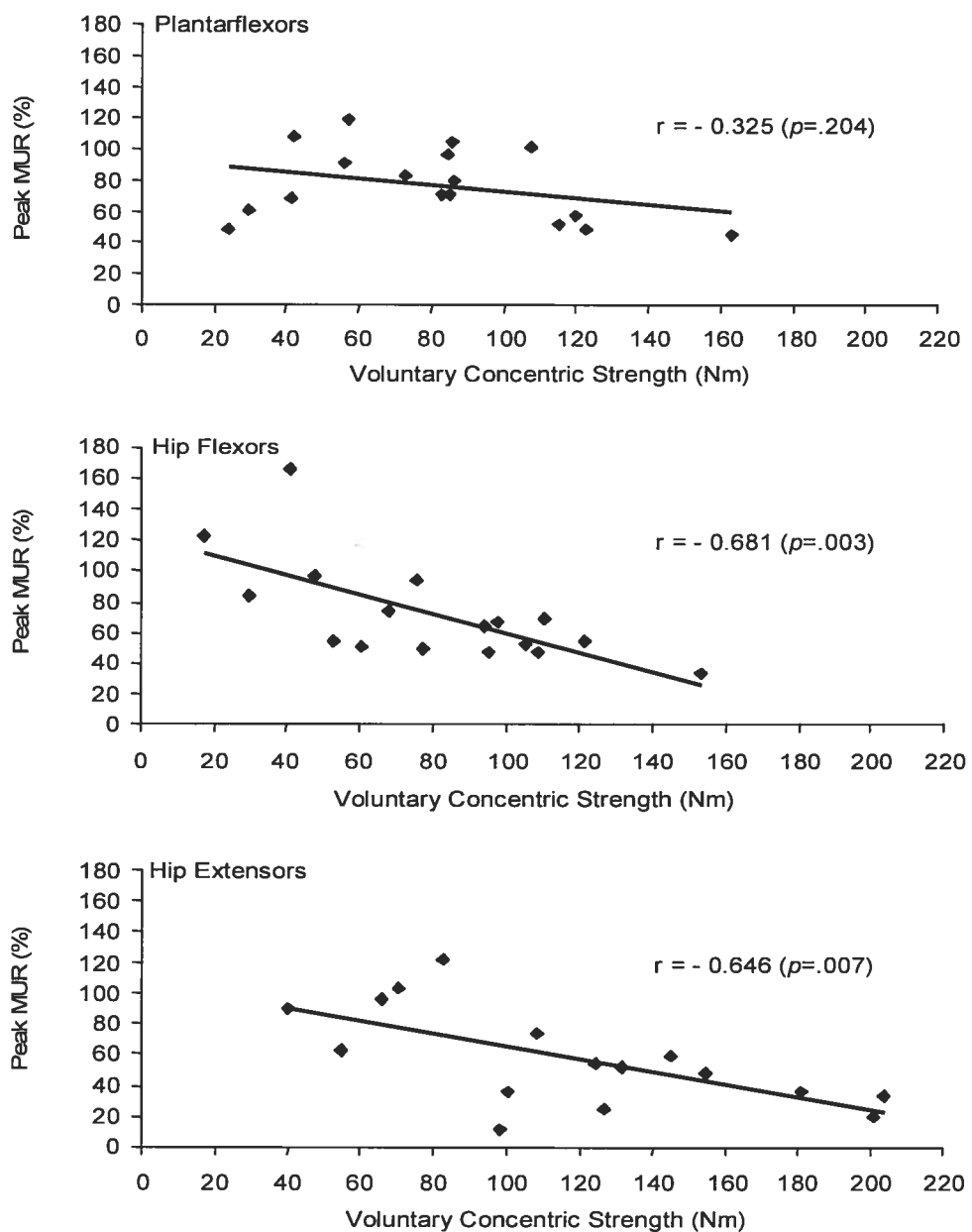


Fig. 2. Graphics of correlation between peak MUR and voluntary concentric strength of paretic plantarflexors, hip flexors and extensors at maximal speed

Table 2: Pearson product moment correlation coefficients between peak MUR and voluntary concentric muscle strength of paretic plantarflexors, hip flexors and extensors at self-selected and maximal speeds

Voluntary concentric strength	Peak MUR	
	Self-Selected Speed	Maximal Speed
Plantarflexors	-0.38	-0.33
Hip Flexors	-0.67*	-0.68*
Hip Extensors	-0.58	-0.65*

* $p < .05$.

DISCUSSION

This study investigated simultaneously the level of effort of the plantarflexors, hip flexors and extensor muscles during their concentric action in gait for a high-functioning hemiparetic group. The data revealed that peak MUR values of plantarflexors, hip flexors and extensors increased significantly with gait speed and that the hip muscles presented the major gain. The data also revealed a more pronounced utilization of plantarflexors than hip flexors and extensors at self-selected speed, whereas at maximal speed, all muscle groups were utilized at similar levels. Correlation analysis demonstrated that, for the hip flexors

and extensors, the weakest individuals presented the highest peak MUR. A similar trend was also observed for the plantarflexors.

Clinical evaluation

The present findings indicated a decrease in the clinical self-selected gait speed of hemiparetic participants of about 34% as compared to healthy participants [42], thus supporting the results of previous studies [32,45]. At maximal speed, the clinical gait speed was near the self-selected speed of healthy individuals [9]. Based on the classification of walking handicap in a stroke population by Perry et al. [41], these hemiparetic participants fell within the category of “community walker” showing full independence in all home and community activities. The Berg Balance score was above the cut-off limit of 45/56 (mean 52.4/56), indicating that the group was not at a high risk for falling [4].

The assessment of muscle strength revealed that participants had slight to moderate muscle weakness on their paretic side. By comparing weighted arithmetic mean strength of hemiparetic participants to that of able-bodied participants evaluated under similar testing conditions [42], the strength of the plantarflexors and hip muscles showed a mean decline of 46% and 12 to 31%, respectively [42]. These results fell into the range of other studies that have evaluated strength deficit in a hemiparetic population and further supported the

idea that proximal hip muscles present a better capability than distal plantarflexor muscles [1,33].

Peak MUR and speed factor

As for able-bodied individuals walking at various cadences [42], the peak MUR of all paretic muscle groups increased significantly with gait speed, with the hip muscles showing the major gain. Previous studies have shown that muscles must produce more strength to propel the body forward at faster speed, resulting in an increased gain of the walking moments [24,38,50,51]. Consequently, as seen in the present study, the numerator of MUR (walking moment) increased, leading to greater values for the level of effort.

For the plantarflexors, the change in the average peak MUR with speed was slightly larger (13.1 versus 9.5%) than that obtained by Nadeau et al. [33] for a comparable group of hemiparetic participants. This small difference could be explained by the fact that the average change between the two gait speeds (0.73 m/s versus 1.26 m/s) was greater in the present study than the one computed from the results of Nadeau et al. (0.76 m/s versus 1.09 m/s).

At self-selected speed, the average peak MUR of paretic plantarflexors, hip flexors and extensors was 10%, 16% and 9% greater than those reported for healthy individuals matched for cadence (80 steps/min [42]). At maximal speed (120 steps/min for healthy individuals), these values were 14%, 23% and 16% larger [42]. The MUR value varies by a change in either the numerator (walking moment) or the denominator (MPM). Because the walking moments of both groups were comparable (hip) or slightly greater (ankle) for the healthy individuals (data not presented), greater peak MUR values observed in hemiparetic participants could thus be explained by the presence of residual weakness in the paretic lower limb. Hemiparetic participants were unable to generate as much torque as able-bodied participants did on the dynamometer, and thus presented a decreased denominator in the MUR ratio. Consequently, to walk at similar gait speed, hemiparetic participants generated more effort than healthy individuals.

One alternative that hemiparetic individuals could choose to reduce the effort during walking is to adopt a slower gait speed to obtain MUR values near the normal range. The results of this study suggested that the hemiparetic participants apparently used this strategy. In fact, the self-selected gait speed of hemiparetic participants was 39% less than that of healthy individuals and their peak MUR values were therefore similar to those of the able-bodied (plantarflexors: 61%, hip flexors: 43%; hip extensors: 38% [42]). Consequently, hemiparetic and healthy individuals expended the same amount of effort

when walking at their own self-selected gait speed, but the hemiparetic participants walked much slower.

In the present study, peak MUR values calculated for the paretic plantarflexors were less than those of Nadeau et al. [33], regardless of gait speed. For example, at self-selected speed, the peak MUR value was 64% as compared to 76% for Nadeau et al. Because self-selected speeds were very similar (0.73 versus 0.76 m/s), it cannot explain the difference observed. The net walking moments at the ankle were also identical (74 Nm) in both studies. However, participants in the present study showed greater residual capability at the ankle, as shown by torque values given by the Biodex dynamometer that were greater than those reported by Nadeau et al. [33] (80.9 versus 63.4 Nm). In addition, differences in demographic data such as age and gender proportion and the fact that the study of Nadeau et al. [33] did not provide a familiarization period prior to strength assessment could account for the discrepancy found in the plantarflexor MUR values.

Peak MUR and muscle group factor

At self-selected speed, the peak MUR of the plantarflexors was greater than those of the hip muscles. This is not a distinct feature of hemiparetic gait because similar findings were reported in healthy individuals [42]. It is difficult to understand why plantarflexor muscles were much more involved than the hip muscles in gait during the phases of energy

generation. In healthy individuals, the simplest powered walking model of Kuo [25] explained this finding. This model demonstrated that it is advantageous to perform a toe-off push with the stance leg immediately before the heel strike because it is a four times less costly factor than alternative means of driving the stance leg either at other times in the gait cycle, or via moment at the hip. Other models are required before definitive conclusions can be drawn, but this could provide an explanation for the highest level of MUR observed at the plantarflexors. As speculated for healthy individuals, muscle composition of the plantarflexors could also represent a relevant factor to consider. Also, it can be hypothesized that the smaller peak MUR value at the hip joint than at the ankle joint could be associated with the role of the hip muscles in balancing and controlling the trunk during gait [52]. Consequently, if the hip muscles were active at the same level as plantarflexors already at self-selected speed, balance and trunk stability could be compromised.

It is noteworthy that, at the preferred gait speed, differences between peak MUR of paretic plantarflexors and hip flexors (17.5%) and between paretic plantarflexors and hip extensors (30.5%) were similar to those found in healthy individuals (17.9% and 25.5%). Thus, from the perspective of muscular effort as estimated by the MUR, hemiparetic participants seem to show no significant compensation between the ankle and hip muscles when walking at their own preferred gait speed. Compensation would be characterized by greater levels of muscular effort at the hip than those found in the able-bodied. Unfortunately, no data are

yet available to conclude on this point at maximal speed because Requiao et al. [42] did not evaluate their participants at this speed.

An alternative way to examine compensation is to compare hemiparetic and healthy peak MUR data when matched for cadence. Thus, at maximal speed (120 steps/min for healthy individuals), hemiparetic participants presented a different organization in muscle effort in the paretic limb when compared to the able-bodied. The difference in peak MUR between paretic plantarflexors and hip flexors (4.3%) at maximal speed was less than that in healthy individuals (13.4%), whereas the difference between peak MUR of plantarflexors and hip extensors was similar for both groups (19% versus 21.5%). This finding revealed that at maximal speed, paretic hip flexors were used at a greater level than normal. A compensatory strategy by the hip flexors is a known phenomenon in pathologic populations where important involvement of the plantarflexor muscles is observed [27,33,35,40]. In the present study, high levels of effort of the plantarflexors at self-selected speed associated with a more pronounced weakness of this muscle group could be good reasons to overuse the hip flexors in order to walk faster. Although efficient for increasing gait speed, this compensating strategy could be very tiring and possibly contribute to the low endurance encountered by hemiparetic individuals, associated with a high-energy cost of gait [12,25,39].

Correlation between peak MUR and muscle strength

Significant negative associations were observed between voluntary concentric strength of paretic hip flexors and extensor muscles and peak MUR. The negative correlations indicated that the weakest participant tended to use a greater percentage of their maximal strength during the concentric action of the hip muscles in gait. It could be hypothesized that these participants are at risk of being limited by their remaining strength during gait, thus jeopardizing their functional status. This is additional evidence that stronger hemiparetic individuals could be more functional than weaker ones [34]. Because significant associations were found only at the hip joint, it corroborates the idea that the hip muscles play a crucial role in the gait of weak hemiparetic individuals [33,38].

CONCLUSION

Despite limitations that have been previously reported in detail (see [41,31,32]), the MUR model, integrating muscle strength and walking parameters, provides helpful information for further understanding the relationship between gait performance and muscle strength. This study demonstrated that, as with able-bodied individuals, community walker hemiparetic individuals had peak MUR values that increased significantly with speed, with the hip muscles presenting the largest gain. However, these hemiparetic individuals

presented greater peak MUR values than those of healthy individuals matched for cadence. This result also suggested that the hemiparetic participants spontaneously decreased their self-selected speed to keep their level of effort at a level similar to that observed in able-bodied individuals walking at self-selected speed. Further investigation is needed to support this and to increase knowledge about the relationship between muscle strength and gait performance in a hemiparetic population. Bilateral comparison of level of effort could provide relevant information on inter-limb compensation during hemiparetic gait. In addition, knowing that weak individuals use their muscles at a greater level than stronger ones, research is currently underway to assess the impact of muscle strength gain on MUR values during gait.

Acknowledgements

The project was conducted at the Pathokinesiology and Functional Activities Laboratory at the Institut de Réadaptation de Montréal and financed by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Marie-Hélène Milot holds a scholarship from the CIHR, and Sylvie Nadeau received a research fellowship from the Fonds de la recherche en santé du Québec. The authors would like to thank Pierre Desjardins, Michel Goyette and Daniel Marineau for their technical support. Nathaly Gaudreault, Josianne Fecteau and Pauline Cross are also acknowledged.

REFERENCES

- [1] Adams, R., Gandevia, S., & Skuse, N. (1990). The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain*, *113*, 1459-1476.
- [2] 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*(1), 27-36.
- [3] Berg, K., Wood-Dauphinee, S., Williams, J. I., & Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, *41*(6), 304-310.
- [4] Bogle Thorbahn, L. D., & Newton, R. A. (1996). Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Physical Therapy*, *76*(6), 576-583; discussion 584-575.
- [5] Bohannon, R. W. (1986). Strength of lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patients. *Physiotherapy Canada*, *38*(4), 204-206.
- [6] Bohannon, R. W. (1987). Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *68*(11), 777-781.
- [7] Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1990). Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *71*(5), 330-333.
- [8] Bohannon, R. W., Horton, M. G., & Wikholm, J. B. (1991). Importance of four variables of walking to patients with stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, *14*(3), 246-250.
- [9] Brandstater, M. E., de Bruin, H., Gowland, C., & Clark, B. M. (1983). Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *64*(12), 583-587.
- [10] Cahalan, T.D., Johnson, M.E., Liu, S., & Chao, E.Y.S. (1989). Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *246*, 136-145.

- [11] Collen, F. M., Wade, D. T., & Bradshaw, C. M. (1990). Mobility after stroke: reliability of measures of impairment and disability. *International Disability Studies*, 12(1), 6-9.
- [12] Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F., & Lejeune, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture*, 18(2), 47-55.
- [13] Eng, J. J. (2004). Strength training in individuals with stroke. *Physiotherapy Canada*, 56, 189-201.
- [14] Goldie, P. A., Matyas, T. A., & Evans, O. M. (2001). Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1057-1065.
- [15] Goulet, C., Arsenault, B., Bourbonnais, D., Laramée, M.-T., & Lepage, Y. (1996). Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on H-reflex and spinal spasticity. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28, 169-176.
- [16] Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., et al. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- [17] Gowland, C., Van Hullenaar, S., Torresin, W., et al. (1995). Chedoke-McMaster Stroke Assessment: development, validation, and administration manual. *Hamilton (Ontario): School of Rehabilitation Science, McMaster University*.
- [18] Gravel, D., Richards, C. L., & Fillion, M. (1988). Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *Journal of Biomechanics*, 21(2), 89-96.
- [19] Gulch, R. W. (1994). Force-velocity relations in human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 15 Suppl 1, S2-10.
- [20] Holmback, A. M., Porter, M. M., Downham, D., & Lexell, J. (1999). Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 31(4), 229-239.

- [21] Hsu, A. L., Tang, P. F., & Jan, M. H. (2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1185-1193.
- [22] Jones, L., & Hunter, I. (1982). The relation of muscle force and EMG to perceived force in human finger flexors. *European Journal of Applied Physiology*, 50(125-131).
- [23] Kennedy, P. M., & Cresswell, A. G. (2001). The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. *Experimental Brain Research*, 137(1), 58-64.
- [24] Kim, C. M., & Eng, J. J. (2004). Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture*, 20(2), 140-146.
- [25] Kuo, A. (2002). Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124, 113-120.
- [26] Levin, M. F., & Hui-Chan, C. (1993). Are H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity? *Journal of Neurology*, 240(2), 63-71.
- [27] McGibbon, C. A., Krebs, D. E., & Puniello, M. S. (2001). Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elders' gait. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 481-490.
- [28] Mueller, M., Minor, S., Sahrman, S., Schaaf, J. & Strube, M. (1994(a)). Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. *Physical Therapy*, 74(4), 299-308.
- [29] Mueller, M., Sinacore, D., Hoogstrate, S. & Daly, L. (1994(b)). Hip and ankle walking strategies: effect on peak plantar pressures and implications for neuropathic ulceration. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 1196-1200.
- [30] Nadeau, S., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1999(b)). Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(2), 123-130.

- [31] Nadeau, S., Arsenault, B., Gravel, D., Lepage, Y., & Bourbonnais, D. (1998). Analysis of a spasticity index used in adults with a stroke. *Canadian Journal of Rehabilitation, 11*, 219-220.
- [32] 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*(4), 386-394.
- [33] Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1999(a)). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 14*(2), 125-135.
- [34] Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., Bourbonnais, D., & Goyette, M. (1997). Dynamometric assessment of the plantarflexors in hemiparetic subjects: relations between muscular, gait and clinical parameters. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 29*(3), 137-146.
- [35] 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), 1-24.
- [36] Olney, S. J., Griffin, M. P., & McBride, I. D. (1994). Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy, 74*(9), 872-885.
- [37] Olney, S. J., Griffin, M. P., & McBride, I. D. (1998). Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. *Physical Therapy, 78*(8), 814-828.
- [38] Olney, S. J., Griffin, M. P., Monga, T. N., & McBride, I. D. (1991). Work and power in gait of stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72*(5), 309-314.
- [39] Olney, S. J., Monga, T. N., & Costigan, P. A. (1986). Mechanical energy of walking of stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 67*(2), 92-98.

- [40] Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture*, 4, 136-148.
- [41] Perry, J., Garrett, M., Gronley, J. K., & Mulroy, S. J. (1995). Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*, 26(6), 982-989.
- [42] Requião, L., Nadeau, S., Milot, M., Gravel, D., Bourbonnais, D., & Gagnon, D. (2005). Quantification of the levels of efforts at the plantar flexors and hip extensor and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, in press.
- [43] Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E., & Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1204-1212.
- [44] Taylor, N. A., Sanders, R. H., Howick, E. I., & Stanley, S. N. (1991). Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62(3), 180-188.
- [45] Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., McBride, I., & Olney, S. J. (2001). Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33(2), 53-60.
- [46] Turnbull, G., Charteris, M., & Wall, J. (1995). A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27, 175-182.
- [47] Vollestad, N. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74, 219-227.
- [48] Wade, D. T., Wood, V. A., Heller, A., Maggs, J., & Langton Hower, R. (1987). Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 19(1), 25-30.

- [49] Winter, D. A. (1981). Use of kinetic analyses in the diagnostics of pathological gait. *Physiotherapy Canada*, 33(4), 209-214.
- [50] Winter, D. A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics* (175), 147-154.
- [51] Winter, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological* (Second edition ed.). Waterloo: University of Waterloo Press.
- [52] Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 3, 193-214.

2. Article 2 : Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals

MH Milot, S Nadeau, D Gravel et LF Requiao; article publié dans *Stroke* (2006) 37:2070-5
© Lippincott Williams & Wilkins 2006

Durant la marche normale, la coordination entre les deux membres inférieurs assure une progression optimale du corps. Cette coordination résulterait d'une coopération entre les deux hémisphères cérébraux par l'entremise des projections controlatérales et ipsilatérales (Rice et al. 2001). Cependant, la survenue d'un AVC peut compromettre cette dynamique par l'atteinte non seulement du côté controlatéral à la lésion, mais également, dans une moindre mesure, du côté ipsilatéral à la lésion. Ainsi, il devient important d'analyser le côté dit non parétique durant la marche de la personne hémiparétique, mais ce, au-delà d'une analyse descriptive ou corrélative afin d'évaluer objectivement les stratégies et compensations musculaires entre les côtés. L'utilisation du TUM s'avérait donc une méthode pertinente pouvant amener de nouvelles perspectives d'explications concernant la performance à la marche post-AVC.

L'objectif de cet article était de déterminer le TUM_{max} et le TUM_{AIRE} bilatéraux des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche durant la phase de génération d'énergie à la marche et de comparer les valeurs obtenues avec celles des

individus sains. Le TUMmax représentant une seule et unique valeur du profil global du TUM, l'introduction du TUM_{AIRE}, soit l'aire sous la courbe du profil du TUM, s'inscrivait à juste titre dans cet article en fournissant une vue d'ensemble du niveau d'effort musculaire pour toute la phase de génération d'énergie à la marche. De ce fait, le TUM_{AIRE} apportait de nouvelles informations pour une meilleure interprétation des stratégies musculaires entre les côtés et pour les divers groupes de muscles. Quatre hypothèses émanaient de cet article soient que 1) par comparaison aux individus sains marchant à une cadence similaire, le TUMmax et le TUM_{AIRE} seraient plus importants pour les participants hémiparétiques, 2) par la présence de faiblesse musculaire plus marquée des muscles parétiques, le TUMmax et le TUM_{AIRE} du côté parétique seraient plus élevés que ceux du côté non parétique, surtout pour les muscles fléchisseurs plantaires 3) à vitesse naturelle, le TUMmax et le TUM_{AIRE} des fléchisseurs plantaires présenteraient des valeurs plus élevées que ceux des muscles de la hanche, mais à vitesse maximale, des valeurs équivalentes de ces paramètres seraient observées entre les divers groupes de muscles et 4) qu'une association positive entre le TUMmax et le TUM_{AIRE} indiquerait que les participants présentant à la fois un niveau maximal d'effort élevé à la marche démontreraient également une quantité d'effort plus considérable durant la phase de génération d'énergie à la marche.

Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals

MH Milot, S Nadeau, D Gravel et LF Requiao

ABSTRACT

Background and Purpose: Muscle weakness is recognized as a key factor in gait performance of poststroke individuals but its impact on the lower-limb muscular effort has been scarcely studied. The aims of this study were to compare the level of effort of the lower limbs of hemiparetic and able-bodied individuals and to assess the effect of side, cadence and muscle group.

Methods: Seventeen chronic hemiparetic participants (7 females and 10 males) with a mean age of 60.5 ± 13.4 years were assessed when walking. They were compared to a group of 14 able-bodied individuals. The level of effort was estimated from the muscular utilization ratio (MUR), which relates the walking moment of a given muscle group to its maximal potential moment. Peak MUR and MUR_{area} were used as main outcome measures.

Results: Hemiparetic individuals showed greater peak MUR values (45 to 78%) than the able-bodied subjects matched for cadence (24 to 63%). For both groups, the peak MUR values were similar between sides and increased with cadence. At self-selected cadence, the plantar flexors showed greater peak MUR values, whereas at maximal cadence, levels of effort of all muscles were equivalent. The MUR_{area} values at the hip joint were greater for the hemiparetic group, and both groups had values that increased with cadence. Differences

between sides and muscle groups were noted for the hemiparetic and healthy individuals, respectively. Large peak MUR values were associated with high MUR_{area} values.

Conclusions: For a similar cadence, the levels of effort of hemiparetic individuals were greater than those of the able-bodied. In the presence of muscle weakness, similar bilateral levels of effort could mean that hemiparetic individuals relied on their sense of effort while walking.

INTRODUCTION

The ability to walk can be substantially modified after a stroke. In fact, 8% to 14% of hemiparetic individuals need assistance with walking and 22 to 37% are confined to a wheelchair at discharge of the rehabilitation settings,^{1,2} making the understanding of gait deficits important for achieving rehabilitation goals.³ During gait, the generation of energy by the hip extensors, ankle plantar flexors, and hip flexors are important to maintain or increase the forward velocity of the body.⁴ After a stroke, because of the presence of weakness of the affected lower limb, reduced moments and powers produced by these specific muscles are acknowledged, and these changes are paralleled to a lower walking speed.^{5,6}

Although gait moment information is useful to the comprehension of hemiparetic gait, Nadeau et al⁷ have made an important contribution to the utility of these moments by

proposing the muscular utilization ratio (MUR) model, which yields a profile reflecting the percent of muscle activation that produces the moment. The MUR accounts for the speed of contraction and muscle length during gait through the use of equations previously developed from maximum muscle contractions performed at a range of velocities on an isokinetic dynamometer. Because the MUR is an index expressed relative to the maximum capability of a group of muscles, it takes into consideration the difference in absolute maximal strength of muscle groups within and between individuals. It is thus possible to make comparisons between muscle groups (eg, right versus left) and various groups of individuals (eg, hemiparetic versus healthy). In addition, findings related to the sense of effort have revealed that subjective effort appears to be calibrated in terms of the maximal strength of an individual.⁸ In this context, the MUR could represent an objective indicator of the level of effort.

The maximal levels of effort (peak MUR) of affected lower-limb muscle groups have already been investigated during hemiparetic gait.^{6,9} At self-selected speed, peak MUR reached values of 64%, 46% and 33% for the plantar flexors, hip flexors and extensors, respectively. At maximal speed, these values increased significantly with the hip flexors showing the biggest gain. Assessment of the peak MUR furnishes useful information about the maximal level of effort of a muscle group but it represents a single value and does not give an overview of the use of a muscle throughout its action. Calculation of the area under the curve of the MUR profile (MUR_{area}) of various muscle groups could provide a more

complete view of the level of effort during gait. Moreover, MUR_{area} could help further the understanding of hemiparetic gait deviations and compensatory strategies. Knowing that stroke can affect, to a lesser extent, the limb ipsilateral to the brain lesion,¹⁰ it would be relevant to evaluate the peak MUR and MUR_{area} of the affected and the unaffected plantar flexors, hip flexors and extensors during their concentric action at self-selected and maximal gait cadences. This study aimed to determine bilaterally the lower-limb levels of effort of hemiparetic individuals while walking and to assess the influences of side, cadence and muscle groups on these levels of effort. Values of healthy adults walking at matched cadences were used for comparison.

METHODOLOGY

Participants

Hemiparetic participants were included in the study if they had a chronic (6 months or more) unilateral stroke, could walk 10 meters independently with or without a cane, presented residual weakness of the affected lower limb, and had a minimal activity tolerance of 2 hours with rest. Any participant presenting with comprehensive aphasia, incontinence, an unstable medical condition, history of injury, and anesthesia of the lower

limbs was excluded. Also, 14 healthy participants, evaluated from a previous study on level of effort,¹¹ were included for comparison. Informed consent was obtained before the evaluation session, and the ethics board approved the study.

Clinical evaluation

Demographic data for all participants were gathered by a physical therapist. In addition, for the hemiparetic group, lower-limb physical impairment was assessed with the lower-extremity component (leg and foot) of the Chedoke-McMaster Stroke Assessment,¹² and spasticity at the ankle was measured by the Composite Spasticity Index.¹³ The perception threshold of touch-pressure was evaluated with calibrated Simmes-Weinstein filaments, and balance was assessed with the Berg Balance Scale.¹⁴ The self-selected and maximal clinical gait speeds were quantified by means of the 5-m walking test.¹⁵

Calculation of the MUR

The MUR is a ratio between the walking moment produced by a muscle group during gait at a given time and its maximal potential moment. The ratio is then multiplied by 100 to give a percentage. A biomechanical analysis of gait allows the walking moment

(numerator) to be calculated while the denominator is estimated from a regression equation. The regression equation is derived from velocity, torque and joint angle data arising from the performance of maximum isokinetic contractions of each muscle group at various dynamometer velocities. Thus, for a given side, 3 equations (1 for each muscle group) were computed for each participant. By entering the angles and the velocities found during the gait cycle into the equation, the denominator of MUR can be estimated (for more details, see Nadeau et al⁷ and Requiao et al¹¹). In the present study, 2 indices of effort were derived from calculations based on the MUR data: peak MUR, corresponding to the maximal value of the MUR curve, and MUR_{area} , representing the area under the curve of the MUR. These indices, expressed as a percentage and as a percentageXseconds, were obtained bilaterally for the plantar flexors, hip flexors and extensors during their concentric action in gait (energy generation phase). The duration (in seconds) of the energy generation phase was also quantified to better interpret the MUR_{area} value.

Gait assessment and determination of the MUR numerator

Gait parameters were collected during 5 gait cycles at self-selected and maximal speeds for the hemiparetic group and at 4 cadences for the healthy group (60, 80, self-selected and 120 steps/min). These cadences were chosen so that they would cover the range of cadences of stroke participants for later matching. Kinematic (angles) and kinetic (ground reaction

forces) data were used to estimate the net moments (MUR numerator) at the ankle and hip joints using an inverse dynamic approach.⁴ The concentric action (energy generation) of the muscles was identified when the angular velocity multiplied by the local net moment at the ankle and hip joints presented the same polarity (for more details see Milot et al⁹). Three main phases of energy generation, conventionally named A2 for the plantar flexors, H1 for the hip extensors, and H3 for the hip flexors, were retained⁴. The beginning and end of these 3 phases as well as their duration in seconds were analyzed. The 3 trials showing the most similar values of speed and cadence were averaged and then used for the calculation of the MUR numerator.

Strength assessment and determination of the MUR denominator

The maximal voluntary concentric strength in plantar flexion, hip flexion and extension was measured with a Biodex dynamometer (Biodex Medical Systems) bilaterally for both groups. For the ankle, the range of motion was set at maximal dorsiflexion and plantar flexion for each participant. Participants were then asked to contract as hard and as fast as possible in plantar flexion at velocities of 30° and 180°/s until the apparatus stopped. A maximal isotonic contraction with a constant low torque was also performed to reach higher velocities of movement. For the hip, the range of motion was set at a minimum of 45° of flexion to maximal extension. Participants performed maximal concentric

movements in extension and flexion at velocities of 30°, 90° and 120°/s for the hemiparetic participants and 30°, 90° and 180°/s for the able-bodied. For each testing condition, 2 trials were performed for each muscle group, and the trial showing the highest torque value was retained. Data were corrected for the gravity effect at each angle. A detailed description of the strength assessment has been presented in a previous article.⁹ From the strength data collected at various angles and velocities, a regression equation was derived bilaterally for each muscle group and each participant. These equations allowed the MUR denominator to be determined.

Statistical Analysis

Descriptive statistics (mean and SD) were calculated for the demographic and anthropometric data. Differences in cadence and speed parameters between self-selected and maximal gait speeds were compared using paired *t* tests. A 3-way repeated-measures ANOVA with a “group of subjects” between factor compared the main effects of muscle group, cadence and side on the peak MUR and MUR_{area} values. A 2-way repeated-measures ANOVA with a “group of subjects” between factor compared the main effects of cadence and side on the duration of the energy generation phase for each muscle. For any significant ANOVA ($P < 0.05$), a planned contrast with adjusted probability values was performed to locate the difference. The degree of the relation between the peak MUR and MUR_{area} was examined with Pearson product-moment correlation coefficients. Lastly, a paired *t* test was

used to assess the difference in muscle strength between sides. From the 30°/s torque-angle curves, strength values were extracted at the first angle reached by all participants. These angles were 7° of dorsiflexion, 0° (hip in neutral position) and 40° of hip flexion for the plantar flexors, hip flexors and hip extensors, respectively.

RESULTS

Participants

For the hemiparetic individuals, a convenience sample of 17 participants (7 females, 10 males) met the inclusion criteria of the study. Their mean age, height, body mass and time since stroke were 60.5 ± 13.4 years, 167.4 ± 8.8 cm, 75.7 ± 9.5 kg, and 77.6 ± 106.2 months, respectively. Six had right hemiparesis of the lower limb and 11 had left hemiparesis. No participants used a cane or wore an orthosis during gait assessment. The 14 healthy participants (7 females, 7 males) included for comparison had a mean age, height, and mass of 46.2 ± 13.3 years, 170 ± 0.1 cm, and 72.0 ± 14.9 kg, respectively.

Clinical Evaluation

The Chedoke-McMaster Stroke Assessment displayed a mean score of 5.4/7 for the leg and 4.8/7 for the foot. The Composite Spasticity Index revealed mild spasticity at the ankle, with a mean score of 5.5/6. One hemiparetic participant had hypoesthesia of the foot. The Berg Balance scale evaluation revealed a mean score of 52.4/56, and the clinical self-selected and maximal mean speeds were 0.86 ± 0.3 and 1.28 ± 0.4 m/s, respectively.

Strength values at the 3 selected angles were 80.9 ± 37.2 and 112.0 ± 38.9 , 79.7 ± 35.8 and 75.5 ± 26.2 , and 114.1 ± 51.2 and 127.7 ± 42.0 Nm for the affected and unaffected plantar flexors, hip flexors and extensors, respectively. For the healthy participants, equivalent strength values between sides for all the muscle groups tested were obtained. The mean strength values (averaged of both sides), were 145.9 ± 27.8 , 110.9 ± 50.9 , and 134.8 ± 39.0 Nm for the plantar flexors, hip flexors and extensors, respectively. When compared at a common angle, only the strength of the affected plantar flexors was significantly lower than the unaffected one. The hemiparetic participants showed also lower bilateral strength values for the plantar flexors ($P=0.016$) and hip flexors ($P=0.05$) than the healthy individuals.

Gait assessment

For the gait assessment, the paired *t* test revealed significant differences between self-selected and maximal hemiparetic gait speeds (0.73 ± 0.27 versus 1.26 ± 0.39 m/s) and cadences (85.6 ± 11.7 versus 118.8 ± 18.5 steps/min; $P < 0.001$). When healthy participants walking at imposed cadences were observed, it was found that the 80 and 120 steps/min cadences best matched the self-selected and maximal gait cadences of hemiparetic participants, respectively (86 versus 84 steps/min and 119 versus 115 steps/min).

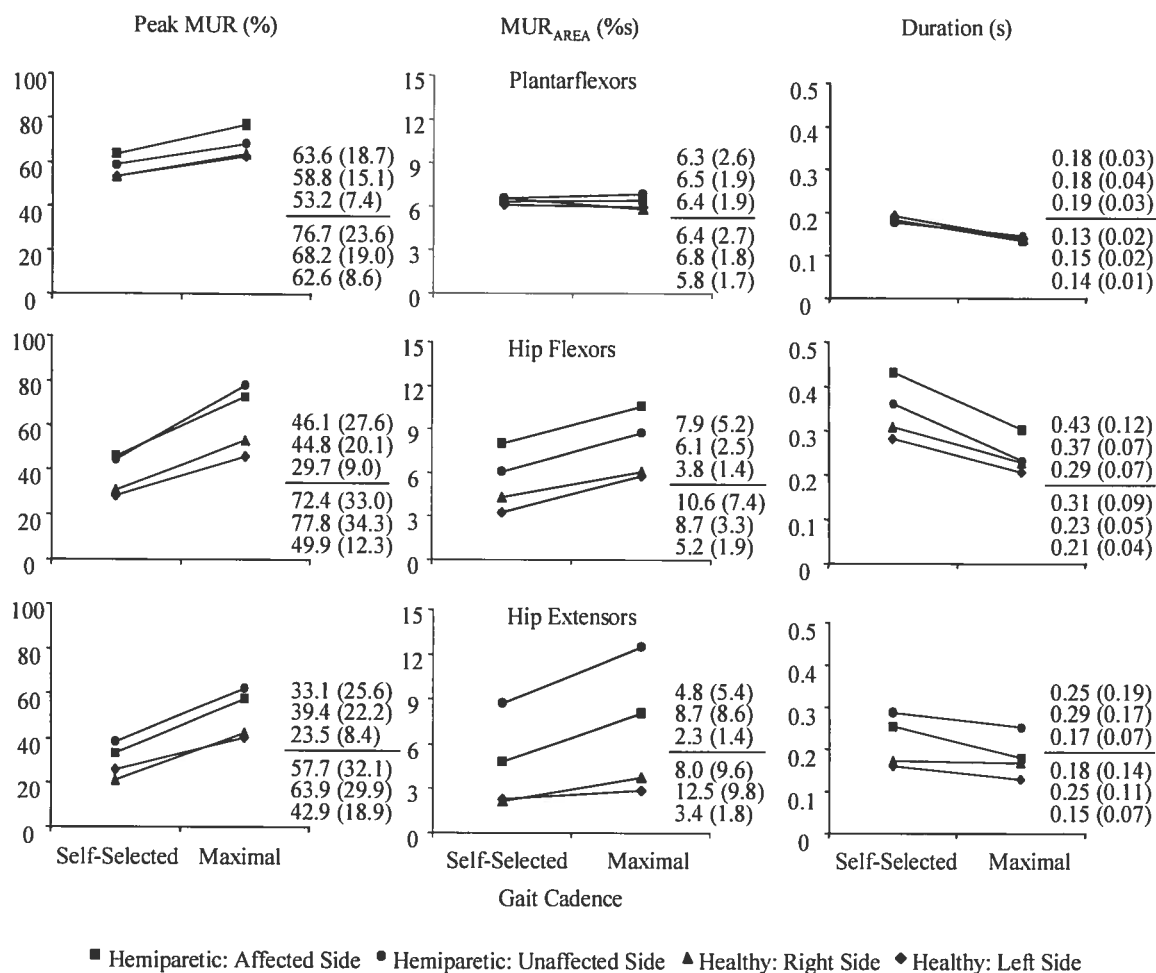
Predictive equation and estimation of the MUR values

The predictive equation computed from the dynamometric assessment had coefficients of determination ranging from 0.79 to 0.99, 0.65 to 0.99, and 0.88 to 0.99 for the affected plantar flexors, hip flexors and hip extensors, respectively. The corresponding values for the unaffected side were 0.89 to 0.99, 0.69 to 0.99, and 0.87 to 0.99. For the healthy participants, the coefficients of determination for both sides ranged from 0.84 to 0.99, 0.67 to 0.99 and 0.84 to 0.99 for the plantar flexors, hip flexors and extensors, respectively. Overall, the coefficient of determination showed an adequate fit of the torque curves, suggesting an appropriate estimation of the MUR denominator.

Peak MUR

For all muscles tested, the hemiparetic participants presented with greater peak MUR values on both sides than the able-bodied controls matched for cadence (between-group $P=0.004$). Also, for both groups, no side difference was noted, and the peak MUR of all muscle groups increased significantly with cadence ($P<0.001$). However, the changes in peak MUR with cadence were not similar between all muscle groups (muscle \times cadence interaction, $P<0.001$). The hip muscles showed the largest increment with gait cadence (the Figure).

In addition, whatever the side and group of participants, the plantar flexors were the most-used muscle group ($P<0.001$) at self-selected cadence (80 steps/min for healthy participants), whereas no significant difference in the peak MUR was found between the hip flexors and extensors (hemiparetic $P=0.211$; healthy $P=0.141$). At maximal cadence (120 steps/min for healthy participants), the peak MUR values became equivalent between muscles for both groups of participants (the Figure).



Bilateral peak MUR, MUR_{AREA} and duration of energy generation phase of plantarflexors (*upper line*), hip flexors (*middle line*) and extensors (*lower line*) of affected (*square*) and unaffected (*circle*) sides of hemiparetic individuals and right (*triangle*) and left (*lozenge*) sides of the able-bodied matched for cadence. In each graph, the first three mean values (SD) are, from top to bottom: affected, unaffected and average of the right and left sides of hemiparetic and healthy participants at self-selected cadence, respectively. In the same order, the next three mean values are for the maximal cadence.

MUR_{area}

As with the peak MUR, the MUR_{area} values for the hemiparetic participants were greater than those for the healthy individuals (between-group $P=0.004$). However, an exception was found for the MUR_{area} of plantar flexors, which showed similar values between the 2 groups with no cadence effect (the Figure). For the hemiparetic group, MUR_{area} of the affected hip flexors was greater than that of the unaffected hip flexors at maximal cadence ($P=0.05$). For the able-bodied, despite a small difference, MUR_{area} of the hip flexors on the right side presented greater value than on the left side (4.3 ± 1.5 versus $3.3 \pm 1.3\%$ s) at 80 steps/min ($P=0.002$). For the hip extensors, the unaffected MUR_{area} value was greater than the affected one at self-selected cadence ($P=0.05$), whereas no significant difference was observed for the healthy individuals. With cadence, an increase in the MUR_{area} was noted for the hip flexor muscles in both groups of participants ($P<0.004$) and for the hip extensors, for the hemiparetic individuals only ($P=0.002$).

In addition, regardless of side and cadence, the MUR_{area} values for the hemiparetic participants were similar for all muscle groups ($P>0.05$). Inversely, for both sides, healthy participants showed greater MUR_{area} values for plantar flexors than for hip flexors or extensors at the imposed cadence of 80 steps/min. At the imposed 120 steps/min cadence, the MUR_{area} values for the plantar flexors and hip flexors became equivalent and were greater than those for the hip extensors (the Figure).

For the duration of the energy generation phase, the hemiparetic participants presented significantly greater values for both the hip flexors (between-group $P=0.002$) and the extensors (between-group $P=0.032$) than the able-bodied at both cadences. No difference was detected for the plantar flexors (between-group $P=0.690$) (the Figure). Though not significant, a trend toward a longer energy generation duration was observed on the affected hip flexors and unaffected hip extensors when compared with the opposite side for both cadences. Also, for both groups, a significant cadence effect ($P<0.05$) was acknowledged for the plantar flexors and hip flexors, with duration values decreasing with cadence.

Correlation between peak MUR and MUR_{area}

For the hemiparetic participants, the Pearson product-moment correlation between peak MUR and MUR_{area} values was significant for all muscle groups of both sides and at both cadences ($0.517 < r < 0.901$). For the healthy participants, a significant association was noted for the plantar flexor muscles on the right side at 80 steps/min ($r=0.809$) and 120 steps/min ($r=0.597$), whereas other correlations were not significant.

DISCUSSION

Clinical evaluation

On the basis of the results of this study, the hemiparetic participants were a high-functioning group,¹⁶ showing mild spasticity at the ankle¹³ and a motor recovery at the affected lower limb that did not conform to synergetic patterns.¹² Nonetheless, their clinical self-selected gait speed showed a decrease of $\approx 34\%$ when compared with healthy participants, whereas their maximal clinical gait speed was near the self-selected speed of the able-bodied.¹¹

As shown in previous studies,^{17, 18} more pronounced weaknesses in the distal musculature were revealed by the current dynamometric testing. Inversely, the fact that the strength of the affected hip muscles was identical to that of the unaffected one is not consistent with the results of some research studies that have highlighted strength deficits between sides of ≈ 24 to 37% .^{17, 18} However, it is consistent with a study by Hsu et al,¹⁹ who stated that some hemiparetic participants showed a comparable strength deficit between affected and unaffected sides for the hip flexor muscles.

In comparison to the strength data (weighted arithmetic mean) of the able-bodied, the affected and unaffected plantar flexors strength showed a decline of 46% and 24%, respectively. The deficit at the hip ranged from 7 to 35% of the able-bodied strength values, regardless of side. These strength deficits indicated the presence of bilateral weakness, further supporting findings of other studies.^{10,20}

Peak MUR

At both cadences, the peak MUR of the affected and unaffected plantar flexors, hip flexors and hip extensors were greater than those of the able-bodied walking at matched cadences. Because the walking moments (numerator of MUR) of the hemiparetic participants were comparable to (hip) or slightly lower than (ankle) those of the able-bodied matched for cadences (data not presented), the differences in peak MUR could be explained by the presence of bilateral weakness of the lower limbs. The hemiparetic participants generated less torque than the healthy participants during the dynamometric assessment, leading to a lower value of the MUR denominator. Consequently, when walking at their self-selected or maximal cadences, the hemiparetic participants had to produce a greater level of effort than the able-bodied walking at similar cadences.

In the current study, the interlimb peak MUR values for the hemiparetic participants remained comparable between sides at maximal cadence and at the self-selected cadence, suggesting that the bilateral walking moments seem to increase in proportion to the maximal strength. One possible explanation for this observation is that the hemiparetic participants scaled their effort to their maximal strength, as shown in single or multiarticulated efforts.^{21, 22} The idea of using the sense of effort in hemiparetic gait was first presented in a previous work by the authors.⁹

The presence of similar levels of effort between affected and unaffected sides can also provide a new explanation for the asymmetrical gait pattern observed in stroke individuals.^{5, 17} It could be expected that the motor strategies favored by hemiparetic individuals are guided by the desire to produce similar bilateral levels of effort. To do so, the hemiparetic participants could adjust their walking moment to their remaining strength, producing different values between affected and unaffected sides (eg, plantar flexors 74 Nm versus 85 Nm). Because the affected side has less strength than the unaffected one, this strategy could result in an asymmetrical gait pattern. This asymmetry in walking moment was observed at the ankle, the joint where the most significant strength difference between sides was noted. The use of the sense of effort has also been noticed in studies investigating matching tasks in the upper limb of stroke individuals, where no adjustment of force production was noted for the presence of weakness on the affected side.^{21, 22} Future studies will be needed

to support the hypothesis that the sense of effort is involved in the regulation of motor control during functional activities such as gait.

MUR_{area}

As in the case of peak MUR, with the exception of plantar flexors, the hemiparetic participants showed greater MUR_{area} values than the able-bodied walking at similar cadence. This difference could be explained by both a greater MUR value and a greater duration of the energy generation phase of hemiparetic participants compared with healthy individuals. Note that even though a significant difference between the MUR_{area} of the right and left sides of healthy hip flexors was observed (the Figure), this difference was small (1 %) and not considered to be clinically relevant. Thus, it can be noted that healthy individuals do not present a side difference in the MUR_{area} value for all muscles tested, although for the hemiparetic participants, side differences were seen at the hip joint. The difference in MUR_{area} between sides could be explained by an increment in the duration of the energy generation phase because as mentioned earlier, the peak MUR remained similar between sides at both cadences (the Figure). As shown in the Figure, the increased MUR_{area} of the affected hip flexors is complemented by a greater, albeit not significant, duration of their concentric action, compared with the unaffected hip flexors (0.43 versus 0.37 s). The increased MUR_{area} and duration of the concentric action of the unaffected hip extensors could be a strategy to allow greater use of the controlateral hip flexors. The predominant

use of the hip flexors of the affected limb gives support to previous reports that have stressed the important role of this muscle group in hemiparetic gait.^{5,6,9}

Correlation analysis revealed that hemiparetic participants presenting the greatest peak MUR had also the greatest MUR_{area} . This finding suggests that the peak MUR could provide a good estimate of the global muscle effort during gait. However, as mentioned earlier, the duration of effort could also be taken into consideration to appreciate the role of the affected and the unaffected side in gait, particularly at the hip joint. Although the peak MUR and MUR_{area} showed a similar behavior across cadences and sides for the able-bodied, there was no significant relation between these 2 variables apart from the plantar flexors on the right side. This could be a direct effect of the lower intersubject variability observed for this group of participants.

The current study makes important and relevant contributions to the comprehension of hemiparetic gait, because it brings objective results and new concepts on the usefulness of quantifying the level of effort to further understand asymmetries in motor performance. However, there are few limits that need to be considered. Limits related to the use of the MUR model have already been reported in previous studies (see Nadeau et al^{6,7} and Requiao et al¹¹). Other limits are related to the fact that the hemiparetic participants had to fulfill some specific criteria to be included in the present study. Therefore, the study had a small sample size, and hemiparetic participants presented with a relatively high functional

level. Generalization of the current results should not be made to the entire population of individuals with stroke. Future studies will need to address the quantification of the level of effort in a more representative group of hemiparetic individuals.

SUMMARY

Muscle weakness secondary to a stroke leads to an increased level of effort of the lower limbs during gait. However, no side difference was observed in the level of effort despite a more pronounced weakness of the affected distal muscles. An original explanation for these results is that the asymmetrical gait pattern often seen in hemiparetic gait could represent a means of preserving a similar perceived sense of effort between sides as occurs in a normal state. Further research should explore the role of the sense of effort in the motor control of hemiparetic gait.

Acknowledgments

The authors thank Pierre Desjardins, Michel Goyette, Daniel Marineau, Nathaly Gaudreault, Josianne Fecteau and Pauline Cross for their technical support.

Sources of Funding

The project was financed by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Marie-Hélène Milot holds a scholarship from the CIHR, and Dr Sylvie Nadeau is a junior II scientist supported by the Fonds de la recherche en santé du Québec.

Disclosures

None.

REFERENCES

1. Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, Olsen TS. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76:27-32
2. Viosca E, Lafuente R, Martinez JL, Almagro PL, Gracia A, Gonzalez C. Walking recovery after an acute stroke: Assessment with a new functional classification and the barthel index. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:1239-1244
3. Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients: Selected variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 1987;68:777-781
4. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological. Waterloo: University of Waterloo Press; 1991.
5. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part i: Characteristics. *Gait Posture.* 1996;4:136-148
6. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14:125-135
7. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1996;4:386-394
8. Jones L. Perception of force and weight: Theory and research. *Psychol Bull.* 1986;100:29-42
9. Milot M, Nadeau S, Gravel D. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006; In press.
10. Andrews AW, Bohannon RW. Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:125-130
11. Requião L, Nadeau S, Milot M, Gravel D, Bourbonnais D, Gagnon D. Quantification of the levels of efforts at the plantar flexors and hip extensor and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:393-405
12. Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, Sanford J, Barreca S, Vanspall B, Plews N. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke.* 1993;24:58-63
13. Levin MF, Hui-Chan C. Are H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity? *J Neurol.* 1993;240:63-71
14. 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
15. Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:1204-1212

16. Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*. 1995;26:982-989
17. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84:1185-1193
18. Kim CM, Eng JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Phys Ther*. 2003;83:49-57
19. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83:1130-1137
20. Watkins MP, Harris BA, Kozlowski BA. Isokinetic testing in patients with hemiparesis. A pilot study. *Phys Ther*. 1984;64:184-189
21. Mercier C, Bertrand AM, Bourbonnais D. Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Exp Brain Res*. 2004;157:32-42
22. Bertrand AM, Mercier C, Shun PL, Bourbonnais D, Desrosiers J. Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *J Neurophysiol*. 2004;91:1579-1585

3. Article 3 : Effects of Six-week Isokinetic Strengthening of the Muscle Groups involved in Energy Generation during Gait on Strength and Gait Parameters of Chronic Stroke Individuals

MH Milot, S Nadeau, D Gravel et D Bourbonnais; article soumis à *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*

Jusqu'à maintenant, aucun consensus clair ne peut être établi concernant l'impact d'un gain de force des muscles du membre inférieur parétique sur la marche de la personne hémiparétique, suite à un programme de renforcement musculaire spécifique en résistance (Eng 2004; Morris et al. 2004; van de Port et al. 2007 (a)). Les caractéristiques des programmes de renforcement musculaire (ex. vitesse, position), le choix des muscles entraînés et le type de contraction musculaire demandé s'avèrent des variables primordiales à contrôler afin d'optimiser le transfert entre le gain de force et la fonction (Lindh 1979; Engardt et al. 1995; Pereira et al. 2003; Eng 2004). Or, il semble que ces points n'aient pas été pris en considération par les études actuelles, ou sinon que partiellement, expliquant ainsi en partie la grande variation des données obtenues.

L'objectif de ce troisième article était de vérifier si un programme de renforcement musculaire spécifique des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche du côté parétique, dans des positions, des vitesses de mouvement et des types de

contraction similaires à ceux retrouvés lors de la phase de génération d'énergie à la marche de ces groupes de muscles, pouvait produire un gain de force substantiel des muscles entraînés tout en ayant un impact significatif sur la vitesse et la puissance lors de la marche. Trente participants hémiparétiques en phase chronique étaient randomisés entre le groupe expérimental (entraînement des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche) et le groupe contrôle (entraînement des fléchisseurs de l'épaule et du coude, extenseurs du poignet et muscles de la préhension). Les hypothèses voulaient que, par comparaison au groupe contrôle, le groupe expérimental obtienne 1) un gain de force plus important des muscles du membre inférieur et, 2) une augmentation plus importante et cliniquement significative de la vitesse de marche et de la puissance des muscles du membre inférieur.

Effects of Six-week Isokinetic Strengthening of the Muscle Groups involved in Energy Generation during Gait on Strength and Gait Parameters of Chronic Stroke Individuals

MH Milot, S Nadeau, D Gravel et D Bourbonnais

ABSTRACT

Objective: To evaluate the impact of an isokinetic-strengthening program, matching the requirements of the affected muscle groups involved in the energy generation of walking, on muscle strength and gait performance.

Design: Single-blinded randomized control trial

Setting: Rehabilitation center

Participants: A convenient sample of 30 chronic hemiparetic individuals

Interventions: Participants were randomly assigned into two groups (n=15), each training three times/week for six weeks. The experimental group trained the affected plantarflexors, hip flexors and extensors concentrically, while the control group trained the affected upper-limb muscles.

Main outcome measures: Baseline and post-training values of maximal voluntary concentric strength, gait speed and peak positive power.

Results: After training, a significant ($p=0.002$) mean improvement in plantarflexor strength of 51% and 40% was noted for the experimental and control groups, respectively (effect sizes of 0.4 and 0.2) with a trend for the hip muscles ($p>0.055$). Regardless of group, a significant ($p<0.025$) 9% to 19% increase in gait speed was also noted (effect sizes ranging

from 0.1 to 0.3) along with some significant changes in the peak positive power of the hip muscles.

Conclusion: The isokinetic training had a greater positive impact on strength than on gait speed and related peak positive power. Future research will need to address the benefits of strength gain on other variables related to gait performance.

INTRODUCTION

It is well recognized that residual muscle strength on the affected side secondary to a stroke has a great impact on activities of daily living, especially on gait performance. The self-selected and maximal gait speeds of hemiparetic individuals have been positively related to the residual strength of affected plantarflexors¹⁻³, hip flexors¹⁻⁴, knee extensors and flexors^{1, 2, 5}. Gait asymmetry has also been negatively related to the residual strength of various muscle groups including the plantarflexors and the knee extensors¹. Knowing that muscle weakness can jeopardize the fulfillment of a functional gait in hemiparetic individuals, muscle strengthening of the affected lower limb has become a recognized therapy in the field of rehabilitation.

Many studies have verified the impact of resistance-strengthening programs on the muscle strength of the affected lower extremity of chronic hemiparetic individuals (>3 months post-stroke). Static⁶, dynamic^{7, 8} or isokinetic⁹⁻¹¹ training protocols applied for less than

three months resulted in a mean strength increase ranging from 7% to 155% and, generally speaking, this increase was clinically significant, with an effect size greater than one ¹². The large discrepancy in the relative increase could be related to differences in the form and intensity of the training protocols as well as in the evaluation procedures namely body positioning, stabilization ^{13, 14} or torque measurements (peak torque vs. strength taken at a common angle), for example.

The impact of resistance-strengthening programs on functional performance has been reported in most of the previous studies. The mean change in the self-selected gait speed ranges from 0 to 0.22 m/s ⁶⁻¹¹ and, expressed as a relative gain, it represents 0% to 25% of the pre-training values. Thus, resistance-strengthening programs have had a lower impact on self-selected gait speed than on strength among hemiparetic individuals.

The discrepancy between strength gain and gait changes may be related to the fact that the strengthening protocols did not match the requirements of the functional task in terms of range of motion, velocity, position and trained muscles ¹⁵. One practical way to promote a better match between strength-training parameters and a functional task is to use isokinetic devices. In addition to accommodating the individual's strength throughout the range of motion, these dynamometers allow weakened muscles to be trained using various speeds and types of contraction ¹³. It seems that no studies have yet explored the impact of an isokinetic-strengthening program specifically designed to match muscle requirements

during gait on the biomechanical gait parameters. Only one study, by Teixeira-Salmela et al. (2001)¹⁶, has assessed the impact of a conditioning program on gait speed and related biomechanical parameters. However, their conditioning program was general (strength and aerobic exercises) and not intended to correspond to the specific prerequisites of gait. Furthermore, the biomechanical gait parameters were analyzed only descriptively, thus restraining interpretation of the data.

Considering that transfer of strength gain into an improvement in functional performance could be related to the training program itself, the aim of the current randomized control trial was to assess the effects of an isokinetic strengthening program, corresponding to the requirements of the concentric action in gait of the affected plantarflexors, hip flexors and extensors, on muscle strength and gait parameters. Selection of these muscles was based on their significant involvement in energy generation during gait¹⁷ and on the fact that their reduced moment and power production following a stroke have a great impact on hemiparetic gait speed^{3, 18}. The main hypothesis of the present study was that experimental training of the lower-limb muscles would produce greater changes in the strength and gait parameters than control training of the upper-limb muscles.

METHODOLOGY

Participants

Hemiparetic individuals were recruited at two rehabilitation centres in the Montreal area (Institut de réadaptation de Montréal and Hôpital de réadaptation Lindsay). They had to meet the following criteria to take part in the study: 1) have a chronic (six months or more) unilateral stroke, 2) be able to walk 10 meters independently with or without a cane, 3) present residual weakness at the affected lower limb and 4) have an activity tolerance of at least two hours with a rest period. The exclusion criteria were as follows: 1) comprehensive aphasia, 2) incontinence, 3) unstable medical condition, 4) history of injury and 5) anesthesia at the lower limbs. This information was gathered with the help of clinical charts, the participants themselves or their proxy. Authorization by the primary-care physician was obtained if needed. All potential participants signed an informed consent form prior to the assessment session and the study was in accord with the ethical standards of the institutional ethics committee concerned.

Evaluation sessions

Prior to the strengthening program, participants attended three half-day evaluation sessions. In addition, each participant was given a familiarization period with the Biodex dynamometer before the strength evaluation to reduce the learning effect ¹⁹ and produce more accurate data. The strength and gait evaluations were repeated at the end of the training programs.

a) Clinical evaluation

In order to complete the characterization of all the hemiparetic participants, a trained physical therapist, blinded to the group assignment, collected demographic data and various outcome measures. For the outcome measures, the lower-limb physical impairment at the leg and foot, the perception threshold of touch-pressure of the affected foot and the function and dexterity of the affected upper extremity were evaluated by means of the Chedoke-McMaster Stroke Assessment ²⁰, the calibrated Simmes-Weinstein filaments and the Action Research Arm Test (ARAT) ²¹, respectively. Spasticity at the ankle was also measured by the Composite Spasticity Index ²² along with balance, assessed with the Berg Balance Scale ²³ and self-selected and maximal clinical gait speeds, quantified by means of the 5-meter walk test ²⁴. Finally, to measure the participant's activity level and his/her perceived health

status, the Human Activity Profile (HAP) questionnaire (adjusted score) ²⁵ and the Short Form 36 Health Survey were used, respectively ²⁶.

b) Strength evaluation

The maximal voluntary concentric strength in plantarflexion, hip flexion and extension of the affected muscles was measured with a Biodex dynamometric system (Biodex Medical Systems, New York, USA). The joint position was selected to closely represent that found during the muscles' maximal concentric effort in gait. Therefore, for the testing of plantarflexors, the knee was strapped in nearly full extension, whereas for the hip muscles, the evaluated lower limb was positioned in a leg-rest device that maintained the knee at 25° of flexion ¹⁷. Ranges of motion were set at maximal dorsiflexion to plantarflexion for the ankle and 45° of flexion to maximal extension for the hip joint, respectively. For the three movements evaluated, the Biodex was in isokinetic passive mode and the participants were asked to contract as forcefully and as fast as possible in the desired direction. The passive mode was chosen to ensure that the apparatus would move throughout the range of motion even if the hemiparetic participants were unable to surpass the weight of the dynamometer accessories (lever arm and leg rest device) during the movement. Because stroke individuals have difficulty generating maximal exertion throughout the entire range of movement at high velocity ^{10, 27}, especially at the hip joint ²⁷, a 30°/s testing velocity was

chosen to evaluate the effectiveness of the training program. A maximal static preloading of 2 seconds allowed the participants to build up their strength, ensuring the production of maximal torque at the beginning of the movement ²⁸. Standardized verbal cues and encouragement were given to each participant during the test. A rest period of 30 seconds was given between contractions and a 2-min rest period was allowed between directions of movement for the hip joint. For each testing condition, two trials were done for each muscle group and the trial showing the highest torque value was retained. Passive torque was also recorded for gravity correction at each angle of the movements assessed. It is worth noting that, at the ankle, the apparatus alone was used for gravity correction because the weight of the foot was considered negligible (~1 Nm).

From the torque-angle curves of each joint, strength values were extracted at the first common angle (external range of motion) reached by all participants, which was 7° of dorsiflexion for the plantarflexors, 0° (hip in neutral position) for the hip flexors and 40° of hip flexion, for the hip extensors.

c) Gait evaluation

Kinematic and kinetic data were recorded with an Optotrak system (Northern Digital Inc.) and three AMTI force platforms during five gait cycles at self-selected and maximal

speeds, respectively. The ankle and hip joint positions were combined with the ground reaction forces to estimate the net muscular moment using an inverse dynamic approach. Positive power phases, meaning that a concentric action was performed by a muscle group, were identified when the angular velocity multiplied by the local net muscular moment at the ankle and hip joints presented the same polarity ¹⁷. At the ankle joint, the concentric phase of the plantarflexors, A2, begins at about 40% of the gait cycle and ends at toe-off (~60%), which corresponds to the push-off phase. At the hip joint, two concentric phases are observed: H1, corresponding to hip extensor activity at the beginning of the gait cycle, and H3, representing the pull-off phase by the hip flexors to swing the limb forward and upward (~50-80% of the gait cycle) ¹⁷. Within these concentric phases, the peak positive power was retained for each muscle group at both speeds and the values were normalized to body mass to remove the influence of individual mass.

The stride characteristics of each gait cycle were computed with foot-switches located on the sole of the shoe at the heel, the metatarsal heads and mid-foot. These signals and those from the vertical ground reaction force were used by in-house developed software to determine the gait cycles, which were normalized to 100%. Three trials out of five, showing the most similar values of speed and cadence, were averaged.

Randomization

Based on the baseline results of one lower-extremity test, the 5-meter walk test at self-selected speed, and one upper-extremity test, the ARAT, a randomized block design of 4X2 was generated. A speed value higher or lower than 0.4 m/s was used as a delimiter because this can be considered the cut-off speed for community walking²⁹ whereas for the ARAT, a score higher or lower than 10/57 was retained because it could represent the lower limit for a functional upper arm³⁰. In each of the four blocks, participants were randomly allocated to the lower-limb training group (experimental group) or the upper-limb training group (control group). Because participants were not blinded to the group assignment, they were instructed not to reveal their training group status to the physical therapist in charge of the clinical evaluation to avoid any bias.

Strengthening program

The strengthening program was conducted three times a week for six weeks for a total of 18 sessions. Each session lasted between 60 and 90 minutes and started with a 5-min warm-up period followed by a cool-down period of about 15 minutes. For each group, a trained physical therapist, blinded to the experimental and clinical evaluations, supervised the session and was in charge of the progression of the training based on the established

protocol. The protocol started with a maximal static contraction in the external range of motion of the trained joint. This contraction, which mimicked the preloading found prior to the muscles' concentric action in gait, allowed the physical therapist to determine the maximal torque that could be reached right at the beginning of the movement. Based on the maximal torque obtained, the intensity of the training session, graded according to the week of training, was determined and a target line, corresponding to the requested intensity, provided the participants with a retroaction of the force level to be reached. The dynamometer was put in an isokinetic passive mode and participants were asked to produce repeated sub-maximal dynamic contractions in the desired direction of movement, maintaining their effort throughout the movement. Progression of the training was based on intensity and repetitions following accordance with the recommendations of the American College of Sports Medicine for a strengthening program ³¹ (see Table 1) and all training sessions missed were noted in the participant's chart.

Table 1: Strengthening program for both training groups and each muscle group

TRAINING PARAMETERS	WEEKS OF TRAINING					
	1	2	3	4	5	6
Intensity (% MSC*)	65	70	70	80	80	80
Repetitions	6	6	8	6	8	10
Series	2	2	2	2	2	2

*MSC : maximal static contraction

For the lower-limb group, the plantarflexors, hip flexors and extensors were trained concentrically with a Biodex dynamometer. Sub-maximal contractions were preceded by a static preloading to closely correspond to the muscle conditions during their concentric action in gait and participants trained at slow and moderate velocities of 30°/s and 90°/s, respectively. These velocities were chosen to cover the joint angular velocity observed during the power generation phase (concentric action) of gait when the maximal net moment is reached by the muscle group. The positions of the adjacent joints as well as the ranges of motion were identical to those in the strengthening evaluation. For the upper-limb group, the shoulder flexors, elbow flexors and wrist extensors were trained concentrically with a Cybex dynamometer (Cybex Medical, Ronkonkoma, USA) at slow and moderate velocities of 15°/s and 60°/s, respectively. Positioning and ranges of motion were in accordance to the Cybex manual. In addition, grip muscles were trained isotonicly with a Martin vigorimeter (Chattanooga, United Kingdom). These muscles were chosen because they are related to the upper-limb function³²⁻³⁴. The training program of the lower-limb group was conducted at the Montreal Rehabilitation Institute whereas the upper-limb group trained at the close-by Lindsay Rehabilitation Hospital. Therefore, both groups had to walk approximately the same distance to go to their training session.

For the lower-limb group, the plantarflexors, hip flexors and extensors were trained concentrically with a Biodex dynamometer. Sub-maximal contractions were preceded by a static preloading to closely correspond to the muscle conditions during their concentric action in gait and participants trained at slow and moderate velocities of $30^{\circ}/s$ and $90^{\circ}/s$, respectively. These velocities were chosen to cover the joint angular velocity observed during the power generation phase (concentric action) of gait when the maximal net moment is reached by the muscle group. The positions of the adjacent joints as well as the ranges of motion were identical to those in the strengthening evaluation. For the upper-limb group, the shoulder flexors, elbow flexors and wrist extensors were trained concentrically with a Cybex dynamometer (Cybex Medical, Ronkonkoma, USA) at slow and moderate velocities of $15^{\circ}/s$ and $60^{\circ}/s$, respectively. Positioning and ranges of motion were in accordance to the Cybex manual. In addition, grip muscles were trained isotonicly with a Martin vigorimeter (Chattanooga, United Kingdom). These muscles were chosen because they are related to the upper-limb function³²⁻³⁴. The training program of the lower-limb group was conducted at the Montreal Rehabilitation Institute whereas the upper-limb group trained at the close-by Lindsay Rehabilitation Hospital. Therefore, both groups had to walk approximately the same distance to go to their training session.

Statistical Analysis

Descriptive statistics (mean and SD) were calculated for the demographic and clinical data. The baseline comparison of the two training groups was assessed with the Wilcoxon sum rank test for the clinical evaluations and independent *t*-tests for the gait and strength values. Also, two-way repeated measures ANOVA with a “group of subjects” between factors compared the main effect of time on all gait parameters and strength values for each gait speed and each muscle group, respectively. The effect size (mean of the difference between the pre- and post-training scores/standard deviation of the pre-training score) was calculated for the strength and gait speed parameters. The p-value was set at 0.05. All statistical analyses were performed using SPSS® software Windows (version 13, Chicago IL).

RESULTS

Participants

Out of 332 files scanned for potential candidates, 135 hemiparetic individuals met the study inclusion criteria. Of these, 34 agreed to participate and were randomly divided into the lower-limb training group (EXP; n=16) and the upper-limb training group (CTL; n=18). After one week of training, one participant in the lower-limb group withdrew because of a

medical condition and two others in the upper-limb group withdrew because they were unable to commit the time. Another participant dropped out after five weeks of upper-limb training because of a medical condition. These participants were excluded from the analysis. Thus, 30 chronic stroke individuals, 15 in each training group, completed the study (see Figure 1). At baseline, both groups showed similar demographic characteristics, clinical, gait and strength data ($p>0.05$) (see Table 2).

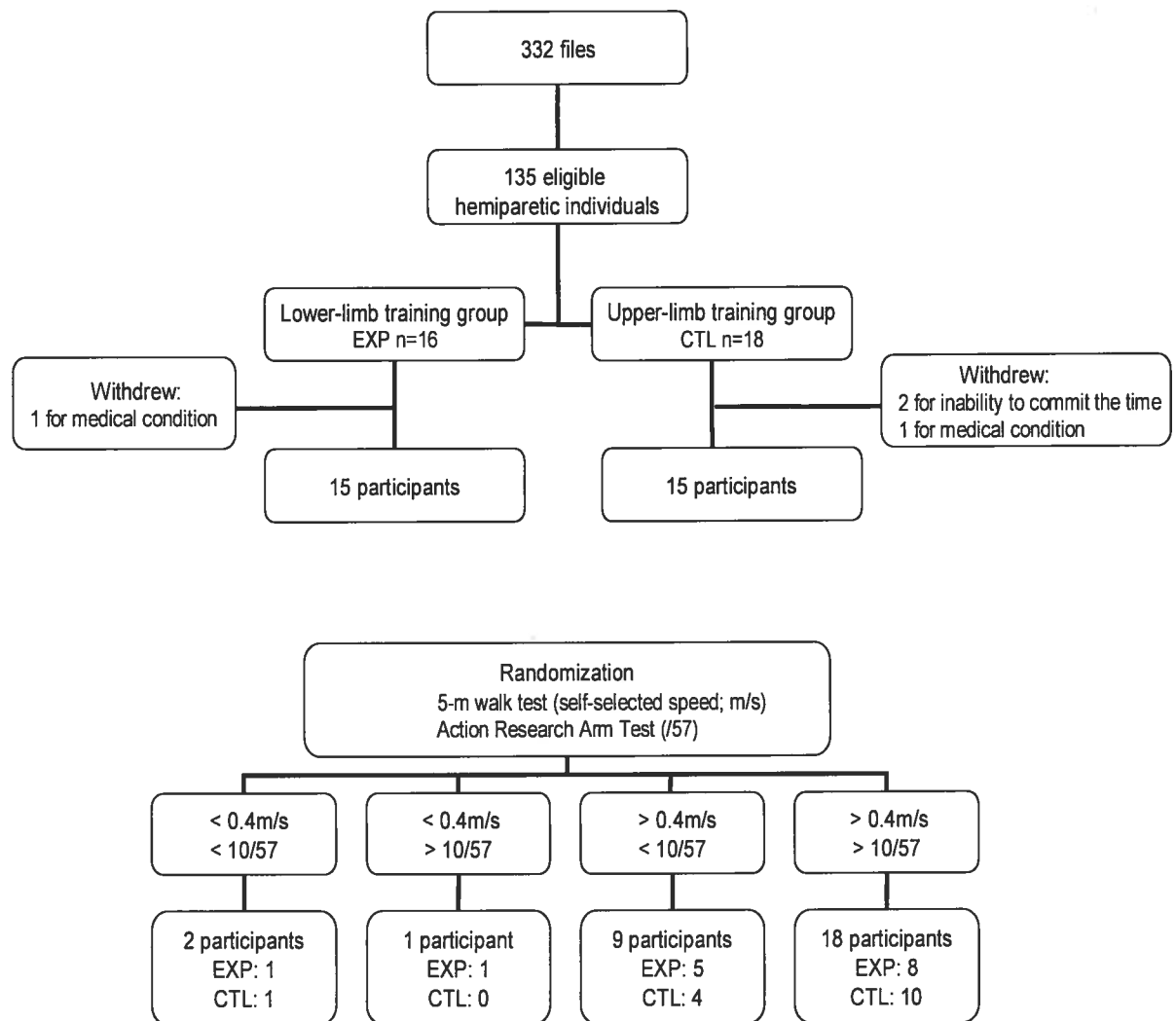


Figure 1: Chart of the recruitment and randomization procedures.

Table 2: Demographic and clinical characteristics of the lower-limb and upper-limb groups before the beginning of the training programs

CHARACTERISTICS	LOWER-LIMB TRAINING GROUP (n=15)		UPPER-LIMB TRAINING GROUP (n=15)	
	Mean (SD)	n (%)	Mean (SD)	n (%)
Age (yr)	58.5 (14.9)		54.7 (14.6)	
Body mass (kg)	78.3 (11.3)		72.5 (13.4)	
Height (cm)	170.6 (7.3)		166.5 (9.5)	
Time since stroke (months)	56.9 (43.8)		85.5 (111.9)	
5-m walk test: self-selected speed (m/s)	0.65 (0.24)		0.79 (0.29)	
5-m walk test: maximal speed (m/s)	0.98 (0.38)		1.10 (0.50)	
Chedoke McMaster Stroke Assessment (/7)	Leg	4.3 (1.2)	4.5 (1.4)	
	Foot	3.5 (1.1)	3.9 (1.8)	
Action Research Arm Test (/57)	28.3 (25.2)		29.9 (24.9)	
Balance Scale (/56)	49.8 (5.3)		49.5 (5.8)	
Spasticity index (/16)	7.4 (3.3)		6.7 (2.9)	
Human Activity Profile (adjusted score /94)	51.4 (14.3)		58.3 (16.5)	
SF-36 (%)	Physical functioning	52.3 (24.9)	56.7 (23.2)	
	Mental status	71.2 (16.4)	68.8 (23.4)	
Involved side	Left		9 (60)	9 (60)
	Right		6 (40)	6 (40)
Gender	Female		6 (40)	6 (40)
	Male		9 (60)	9 (60)
Foot orthosis		4 (26.6)	5 (33.3)	
Hypoesthesia of the affected foot		2 (13.3)	2 (13.3)	

Strength changes

Following the strengthening program, no group difference was detected for the strength changes of the plantarflexors, hip flexors and extensors (between group $p > 0.161$). The results showed a significant increase in the strength of the plantarflexors ($F_{1,28} = 11.21$, $p = 0.002$), representing a 51% (-31 to 180%) and 40% (-22 to 179%) mean strength gain for the lower-limb and upper-limb groups, respectively, with an effect size of 0.4 and 0.2. A trend towards an increase in strength for the hip flexors ($F_{1,28} = 4.01$, $p = 0.055$) and hip extensors ($F_{1,28} = 3.82$, $p = 0.061$) was also noted (see Figure 2 and Table 3). The median, 25th and 75th percentiles showed a difference in the distribution of the strength improvement between the groups for the plantarflexors and hip flexors with more participants seeming to have improved in the lower-limb group. However, for the hip extensors, this trend was not depicted with the median statistic. Also, from Figure 2, it should be noted that some participants in each group lost strength post-training, as revealed by the negative sign of the strength gain.

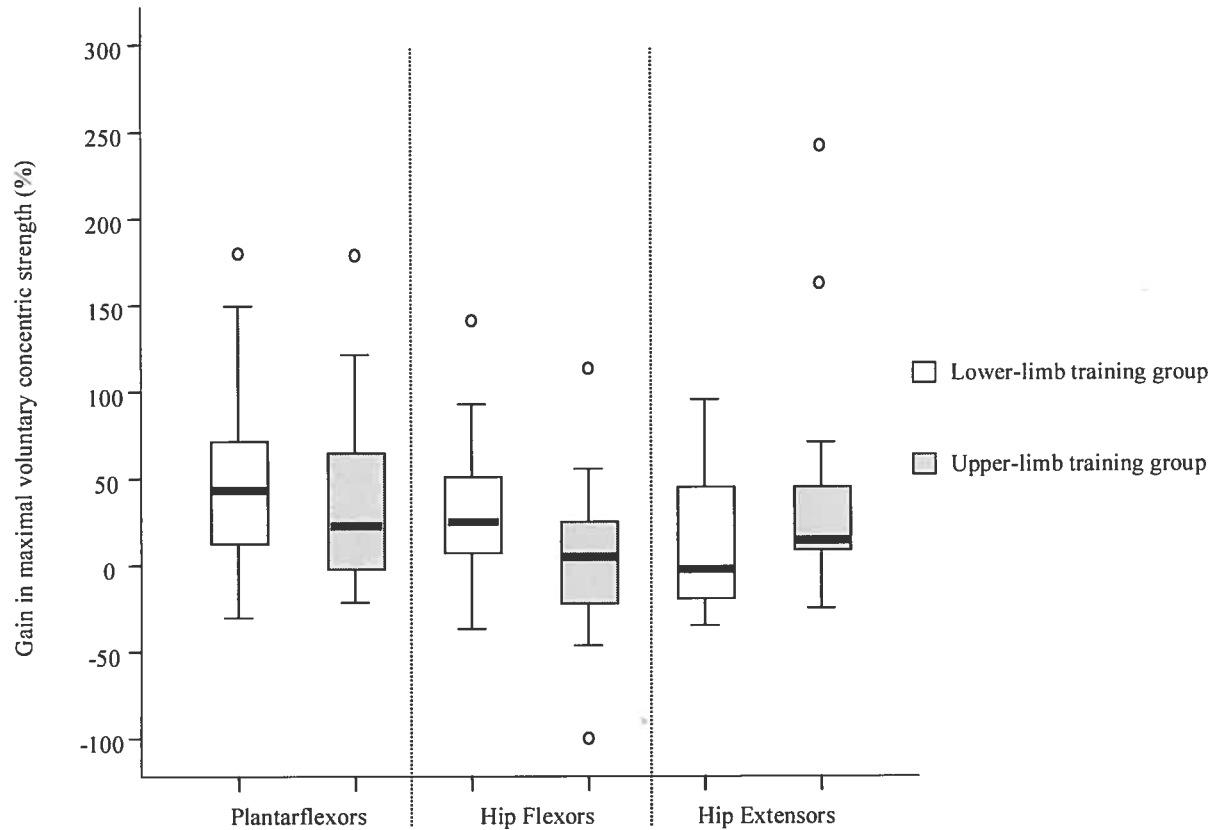


Figure 2: Box plots of the gain (%) in strength for the plantarflexors, hip flexors and extensors of the lower-limb and upper-limb training groups at baseline and at post-training. The box plots indicate median (thick line), the 75th (top of the box plot) and 25th (bottom of the box plot) percentiles. Outliers, represented by a circle, are values 1.5 times greater or less than the interquartile range.

Table 3: Mean (SD), range, median, 25th and 75th percentiles and effect size for the maximal torque (Nm) taken at a common angle of 7° of ankle dorsiflexion, 0° (hip in neutral position) and 40° of hip flexion for the plantarflexors, hip flexors and extensors, respectively for the lower-limb (n=15) and upper-limb (n=15) training groups at baseline and at post-training

STATISTICS	PLANTARFLEXORS				HIP FLEXORS				HIP EXTENSORS			
	Lower-Limb		Upper-Limb		Lower-Limb		Upper-Limb		Lower-Limb		Upper-Limb	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Mean (SD)	58.9 (42.0)	75.1 * (37.1)	48.7 (36.3)	56.3 * (35.1)	73.6 (29.7)	91.3 (36.9)	65.4 (33.9)	67.8 (31.3)	103.8 (40.7)	105.4 (34.4)	79.7 (47.7)	101.3 (60.5)
Range: Min Max	8.2 163.2	15.9 138.1	5.0 122.6	13.9 117.6	17.6 121.5	21.5 146.2	6.6 153.3	0 120.2	43.2 180.8	42.5 164.7	18.6 201.1	37.3 259.2
Median	52.8	74.6	41.3	40.8	72.4	100.1	64.5	74.1	100.7	106.9	70.6	77.5
25 th percentile	26.8	46.1	18.6	27.3	52.6	65.7	40.7	56.9	65.9	87.3	44.1	63.2
75 th percentile	83.1	99.1	72.6	91.1	99.1	123.5	87.1	85.4	131.8	138.7	102.9	138.2
Effect size [‡]	0.4		0.2		0.6		0.07		0.03		0.5	

* p<0.05 (pre-training value vs. post-training value)

‡ Effect size: mean of the difference between the pre and post-training scores/standard deviation of the pre-training score

Gait performance

A significant increase in the self-selected ($F_{1,28}=14.62$, $p=0.001$) and maximal ($F_{1,28}=5.6$, $p=0.025$) gait speeds was noted after the 6-week strengthening program for both groups (between group $p>0.078$). For the lower-limb training group, this increase corresponded to a 9% (-13 to 42%) and 12% (-17 to 97%) mean change for the self-selected and maximal gait speeds, respectively, with effect size values of 0.1. For the upper-limb training group, the corresponding values were 19% (-11 to 48%) and 6% (-10 to 33%) with effect size values of 0.3 and 0.1 (see Figure 3).

Following the training period, all the peak positive power bursts, except the power of the plantarflexors of the upper-limb group at maximal speed, increased with those of the hip flexors at self-selected speed ($F_{1,28}= 5.34$, $p=0.028$) and the hip extensors at maximal speed ($F_{1,28}= 4.58$, $p=0.042$) reaching significance for both groups. For the hip flexors, the mean increase was 31% (-33 to 122%) and 35% (-33 to 171%) for the lower-limb and upper-limb training groups, respectively. For the hip extensors, the corresponding mean increase in the peak positive power was 43% (-78 to 151%) and 51% (-82 to 224%) (see Table 4). It is worth noting that for the plantarflexors, participants wearing an ankle support were excluded from the data analysis.

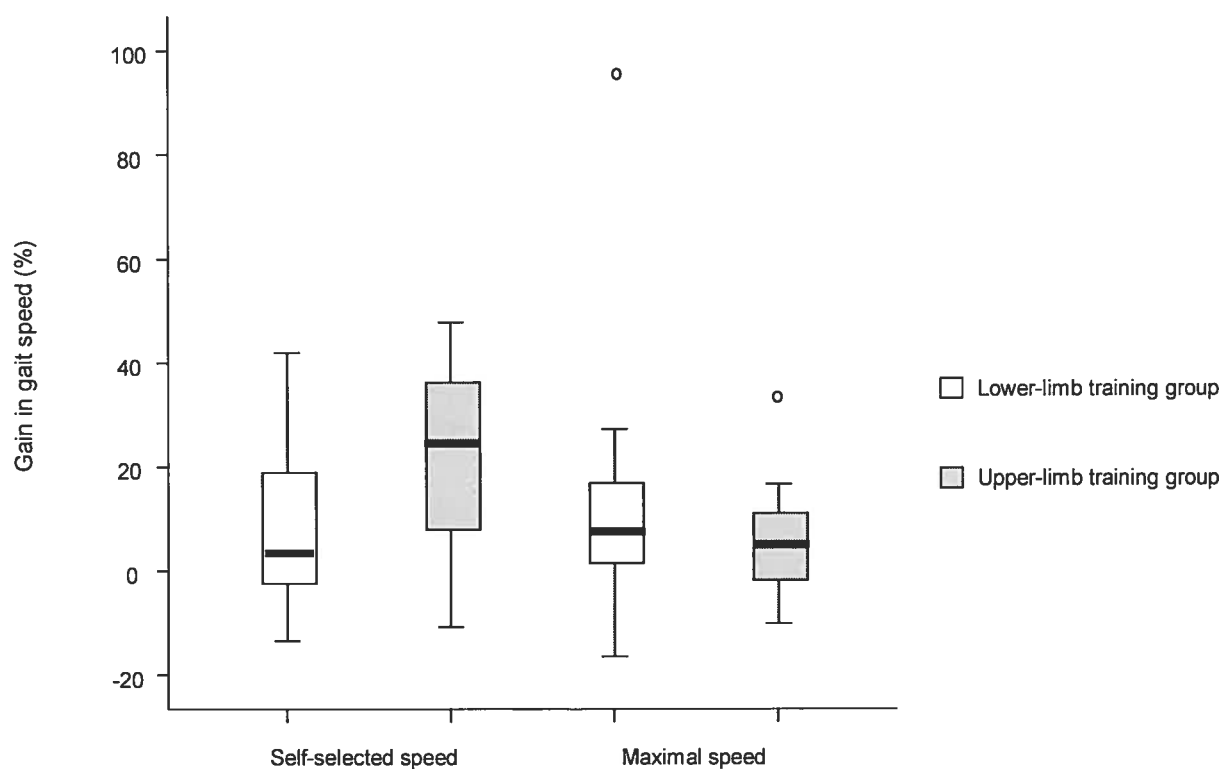


Figure 3: Box plots of the gain (%) in self-selected and maximal gait speeds of the lower-limb and upper-limb training groups at baseline and at post-training. The box plots indicate median (thick line), the 75th (top of the box plot) and 25th (bottom of the box plot) percentiles. Outliers, represented by a circle, are values 1.5 times greater or less than the interquartile range.

Table 4: Mean (SD), range, median, 25th and 75th percentiles and effect size for the laboratory self-selected and maximal gait speeds (m/s) and mean (SD) for the related peak positive power of the affected plantarflexors, hip flexors and extensors for the lower-limb (n=15) and upper-limb (n=15) training groups at baseline and at post-training

STATISTICS	SELF-SELECTED SPEED				MAXIMAL SPEED			
	Lower-Limb		Upper-Limb		Lower-Limb		Upper-Limb	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
Mean (SD)	0.56 (0.19)	0.59 * (0.18)	0.68 (0.30)	0.78 * (0.28)	0.92 (0.41)	0.98 * (0.39)	1.08 (0.43)	1.13 * (0.46)
Range: Min Max	0.29 0.93	0.35 0.95	0.30 1.39	0.38 1.24	0.29 1.65	0.35 1.74	0.30 1.71	0.40 1.89
Median	0.58	0.58	0.58	0.81	0.97	0.94	0.99	1.0
25 th percentile	0.39	0.45	0.46	0.51	0.52	0.61	0.79	0.84
75 th percentile	0.66	0.67	0.93	1.03	1.08	1.27	1.54	1.53
Effect size [‡]	0.1		0.3		0.1		0.1	
Peak positive power (W/kg)								
Plantarflexors	0.63 (0.43)	0.74 (0.53)	1.19 (1.25)	1.32 (1.09)	1.14 (0.74)	1.39 (0.77)	1.86 (1.46)	1.62 (1.30)
Hip Flexors	0.37 (0.17)	0.43 * (0.14)	0.45 (0.37)	0.55 * (0.41)	0.85 (0.67)	0.90 (0.47)	0.88 (0.64)	1.05 (0.61)
Hip Extensors	0.12 (0.08)	0.14 (0.12)	0.19 (0.17)	0.29 (0.38)	0.43 (0.34)	0.48 * (0.37)	0.61 (0.43)	0.91 * (0.82)

* p<0.05 (pre-training value vs. post-training value)

‡ Effect size: mean of the difference between the pre and post-training scores/standard deviation of the pre-training score

DISCUSSION

The 6-week isokinetic strengthening program, targeting the affected plantarflexors, hip flexors and extensor muscles in the context of their concentric action during gait, significantly increased the strength in the trained plantarflexors with a trend for the hip muscles. This change (%) was greater than that noted for the gait speeds. Similar results were observed for the upper-limb group but the strength gain seemed to be less consistent across participants than for the lower-limb group. The fact that both groups showed improvement in strength and gait speed suggests a generalized improvement in physical function rather than a training-specific effect of the isokinetic-strengthening program. This is not the first study to be plagued with a non-specific effect of a training program as similar results were found by Ouellette et al. (2004)⁷ and Kim et al. (2001)¹⁰.

Effects of the training program on strength and gait parameters

Although the lower-limb training group tended to show a greater increase in strength for the plantarflexors and hip flexors, no group difference in strength gain was noted between the groups, further supporting the findings of Kim et al. (2001)¹⁰. The lack of statistically significant difference between groups could be related to the variability of the response to the training programs. A phenomenon that is scarcely mentioned or explained in studies evaluating resistance training in chronic hemiparetic individuals is the fact that not all

participants seem to benefit from the exercise protocol. Gains in strength are reported mainly as a mean for an entire group but the related standard deviation⁹⁻¹¹ clearly indicates that strength gain is variable among participants. In the current study, when looking at individual strength data of the lower-limb training group, it was found that some participants did not have any strength gain (two participants) or some others had strength gain not noted across all the trained muscle groups (eight participants). Variation in strength gain is not typical of hemiparetic individuals: earlier studies have acknowledged this phenomenon in the able-bodied^{35, 36}. It is known that not all muscle groups have a similar rate of strength development and this, combined with the pre-training status of individuals^{35, 36}, could partly explain the variability in individual training responses. It could also be thought that, because of the presence of changes in the affected muscle secondary to a stroke¹⁵, some muscle groups, even if weakened, could be already at their maximum capability and no gain or only a limited one could thus be achieved. Identification of subgroups of hemiparetic participants sharing a common baseline functional status could help distinguish between individuals that benefit the most from strengthening program and those who do not. To achieve this goal, future studies should use a stratification allowing the creation, within a training group, of subgroups sharing a more homogenous range of functional status. This would facilitate the comparison of training responses and allow identification of baseline characteristics that best predict positive gain. Overall, this would optimize the selection of hemiparetic individuals for a

isokinetic-strengthening program and improve the prescription of such therapy following a stroke^{37,38}.

In the current study, the plantarflexor strength showed the greatest change in both groups. To explain this strength gain of the plantarflexors as compared to the hip muscles, it could be thought that, because this muscle group showed a greater strength deficit at baseline than the hip flexors or extensors as compared to the unaffected side (data not presented), there was more possibility for an increase in strength than in the hip joint. This result concurs with the study of Kim et al. (2001)¹⁰ who found that the plantarflexors showed a greater mean percentage change than the hip flexors and extensors.

The fact that the plantarflexors of the upper-limb training group, although not trained directly, presented a gain in strength allows the hypothesis that mechanisms other than the direct effect of the strengthening program itself are involved. One of these could be the presence of involuntary contractions of the lower-limb muscles associated with the training of the upper extremity. These contractions could be related to the necessity of the lower-limb muscles to stabilize the body to allow efficient maximal exertion of the tested upper-limb muscles, or to the presence of global synkineses during exertion of the affected muscles as reported by Boissy et al. (2000)³⁹. A more likely mechanism, which could also explain the plantarflexors' gain in strength in the upper-limb group, is the possible training

effect caused by attending the rehabilitation centres for the strengthening sessions. In fact, during hemiparetic gait, the plantarflexors are the most involved muscle group at self-selected speed, with a muscular level of effort (mean \pm 1 SD) reaching $64\% \pm 19\%$ of their maximal strength^{27, 40}. This intensity of muscular effort during gait could act as an appropriate training stimulus especially for the plantarflexors, which were weaker than the hip muscles. Thus, the strength of the plantarflexors of the upper-limb group could have been indirectly influenced by the above-mentioned mechanisms.

For both groups, the improvement in self-selected and maximal gait speeds was modest and appeared to be mainly associated with an increase in hip power. This indicates that the hip compensatory strategy, typical of hemiparetic gait^{3, 27, 40}, is used even more after the training period. Because both groups demonstrated the same behavior, it is believed that the increase in gait speed and hip power is related not only to the effect of the strengthening program itself (for the lower-limb group) but also to the fact of attending the training sessions (for both groups), as advanced above for the strength gain. Apart from the current study, only one study, by Teixeira-Salmela et al. (2001)¹⁶, has assessed the impact of a training program on gait speed and related biomechanical parameters. These authors reported marked changes in ankle and hip power following training, but statistical analyses were not performed on biomechanical parameters in their study.

Discrepancy between strength and gait changes

A disproportion between the increase in the current muscle strength and the change in gait speeds was observed. This is not typical of this work and other studies evaluating the impact of a resistance-strengthening program for the affected lower-limb muscles have obtained similar results where greater effect size for muscle strength change was observed post-training in comparison to that for the self-selected gait speed^{12,38}. Unfortunately, there is a lack of explanation for this fact. One reason could be the specificity of the strength-training outcomes^{41,42}. For example, it was observed that static training at one specific angle produced mainly strength gains at this angle⁴³. Specificity of training was also noted for velocity⁴⁴ and type of contraction^{9,44}. It seems that strength gains are not transferable to various testing conditions other than those used in the training protocol. Consequently, the transfer of strength gain to a functional task such as gait could be more problematic because the muscles have to function in conditions where velocity and type of contractions are constantly changing. In the current work, in addition to ensuring a correspondence between the trained muscle groups and those known to influence gait speed, careful attention was paid to the selection of the angle, velocity and type of contraction to make them biomechanically comparable to the muscle conditions observed at their maximal concentric effort in gait, as mentioned earlier. It was thought that creating predominantly a gain in strength during the above conditions would have benefited more gait speed. Despite this, the increase in gait speed was minimal.

A second explanation for the divergence between strength and gait changes could be the nonlinear association found between leg strength and gait speed ⁴⁵. If leg strength is sufficient or even greater than needed to perform gait adequately, an increase in strength should not have an important impact on gait speed and no relation between these two variables would be expected. To have an impact on gait speed, meaning that a decrease in leg strength would be associated with a decrease in gait speed, leg strength should be less than the strength required during gait. However, the compensation across muscle groups, where the stronger muscle groups compensate for the weaker ones ^{3,46}, should be taken into consideration as it could confound the relationship between strength and gait speed ³. In a sub-sample of the present study, it was demonstrated that the strength was in fact sufficient to meet the gait requirements ^{27,40} and that compensation across muscle groups was present ^{27,40}, explaining in part the low impact of strength gain on the current gait speed. The muscular levels of effort that need to be produced during gait could also provide part of the answer. Because of the lesser increase in gait speed compared to the strength, it is hypothesized that hemiparetic participants unconsciously used the gain in strength to reduce the muscular levels of effort during gait instead of substantially increasing their gait speed. This concurrently helped them decrease the mechanical requirements of walking. Further analyses that compute the levels of effort during gait before and after the training program will allow this aspect to be quantified.

Clinical issues and future considerations

As this study speculates that walking to the training sessions contributed in part to the increase in strength and gait speeds for both groups, it could be thought that functional training would have been more relevant to ensure a greater transfer between strength gain and gait speed³⁸. However, it seems that functional training alone not only allows less control of the intensity of effort produced and provides no feedback about the performance⁴⁷, but does not cause greater improvement in gait speed than resistance training, with a mean change as low as 0.04 m/s⁴⁸. This raises the question as to how resistance training should be done to maximize the transfer of strength gain into functional activity. One can argue that the training parameters should be similar to those observed in the functional activity as advocated by motor learning theory⁴⁹. The present study was designed partly in terms of this idea by matching some of the parameters in the training protocol to those observed during gait. Because the results were not conclusive, other parameters, not considered in the current study, could have an influence on the transfer of strength gain into gait speed. A study by Bourbonnais et al. (2002)⁶ reported a very large effect size for gait speed following a multidirectional training program where participants had to generate effort in various directions by producing static moments simultaneously at both the hip and knee joints⁵⁸. The muscle synergies used in this type of training imitated those found in gait, particularly the synergies involved in the control of biarticular muscles⁵⁰ and intersegmental dynamics⁵¹. Thus, muscle synergies could be an essential parameter to

consider to ensure an optimal transfer between strength gain and functional performance. In addition, in the current work, although the weakened plantarflexors gained significant strength, this did not translate into a significant increase in the related peak positive power. To ensure that hemiparetic individuals use the gain in strength of their weaker muscles to improve gait speed and do not rely principally on the hip muscular compensation, the training program should pay careful attention to strengthening the weaker muscle groups until they reach their maximal capability. Subsequently, it should emphasize the involvement of compensatory muscles. Based on the current results of training protocols following a stroke, the optimal training program should be carefully matched with the biomechanical requirements of the muscles involved in gait, offer adequate coordination of the activation of the synergetic muscles and first create an overloading of weaker muscles. Research in this direction should be pursued.

The results reported here suggest that not all muscle groups gained strength and that the increase in strength was not paralleled by a similar increase in gait speed. However, it is worth mentioning that, for some participants, strength gain translated into a great improvement in gait speed, although the large variability associated with the data precluded the presence of more significant results. It should also be remembered that the present sample was small, consisting of chronic hemiparetic individuals who had only 6 weeks' training. A longer training could have produced more significant results because the current strength gain was probably attributed mainly to neural factors, six weeks of training being

too short to allow an increase in muscle mass⁵². In addition, considering the large failure in voluntary activation in the first months following a stroke⁵³, it could be thought that, in the sub-acute period of a stroke, intense overloading of the weakened muscles by resistance training would produce perhaps more significant results regarding strength and gait performance. Overall, despite the low impact of strength gain on gait speed, the fact that the effort produced during gait could be decreased with an increase in strength, as discussed previously, makes the necessity to increase strength following a stroke still highly relevant.

CONCLUSION

Although some hemiparetic individuals seemed to have benefited from the strengthening program, the impact of the gains in strength on gait speed during energy generation was limited and the results of the lower-limb training group were not different from those of the upper-limb group. Future research aimed at improving gait following a stroke should thoroughly determine the parameters of the strengthening program and allow an overloading of the weaker muscles while minimizing motor compensation in order to maximize the transfer of strength gain to functional activities. Because hemiparetic participants could have chosen to use the gain in strength to lower their lower-limb muscular levels of effort as opposed to strongly increasing their gait speed, a study is in progress to assess this aspect.

Acknowledgments

The project was conducted at the Pathokinesiology and Functional Activities Laboratory at the Institut de réadaptation de Montréal. The authors offer their heartfelt thanks to the physical therapists of the Montreal Rehabilitation Institute (Pauline Cross and Josianne Fecteau) and the Lindsay Rehabilitation Hospital (Susan Crabb, Sonia Nguyen, Josiane DeSerres and Julie Lecours) and the research assistants of the Pathokinesiology and Functional Activities Laboratory (Fabiana Antunes, Alexandra Duranceau and Nathaly Gaudreault) for their participation in the project. Pierre Desjardins, Michel Goyette, Daniel Marineau and André Dumoulin are also acknowledged for their technical support.

Grants

The project was supported by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) (#44059). MH Milot holds a scholarship from the CIHR and S. Nadeau has a junior II scientist salary from Fonds de la Recherche en Santé du Québec

REFERENCES

1. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1185-93.
2. Kim CM, Eng JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Phys Ther* 2003;83:49-57.
3. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999;14:125-35.
4. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 1999;78:123-30.
5. Bohannon RW, Andrews AW. Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:330-3.
6. Bourbonnais D, Bilodeau S, Lepage Y, Beaudoin N, Gravel D, Forget R. Effect of force-feedback treatments in patients with chronic motor deficits after a stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 2002;81:890-7.
7. Ouellette MM, LeBrasseur NK, Bean JF, Phillips E, Stein J, Frontera WR et al. High-intensity resistance training improves muscle strength, self-reported function, and disability in long-term stroke survivors. *Stroke* 2004;35:1404-9.
8. Weiss A, Suzuki T, Bean J, Fielding RA. High intensity strength training improves strength and functional performance after stroke. *Am J Phys Med Rehabil* 2000;79:369-76; quiz 91-4.
9. Engardt M, Knutsson E, Jonsson M, Sternhag M. Dynamic muscle strength training in stroke patients: effects on knee extension torque, electromyographic activity, and motor function. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:419-25.
10. Kim CM, Eng JJ, Macintyre DL, Dawson AS. Effects of isokinetic strength training on walking in persons with stroke: a double-blind controlled pilot study. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2001;10:265-73.
11. Sharp SA, Brouwer BJ. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1231-6.
12. Morris SL, Dodd KJ, Morris ME. Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: a systematic review. *Clin Rehabil* 2004;18:27-39.
13. Osternig LR. Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev* 1986;14:45-80.
14. Sapega AA. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72:1562-74.
15. Eng J. Strength training in individuals with stroke. *Physiother Can* 2004;56:189-201.

16. Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, McBride I, Olney SJ. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J Rehabil Med* 2001;33:53-60.
17. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Second edition ed. Waterloo: University of Waterloo Press; 1991.
18. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture* 1996;4:136-48.
19. Eng JJ, Kim CM, Macintyre DL. Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:322-8.
20. Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 1993;24:58-63.
21. Rabadi MH, Rabadi FM. Comparison of the action research arm test and the Fugl-Meyer assessment as measures of upper-extremity motor weakness after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:962-6.
22. Levin MF, Hui-Chan C. Are H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity? *J Neurol* 1993;240:63-71.
23. 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.
24. Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1204-12.
25. Fix J, Daughton D. Human Activity Profile: professional manual. Odessa, Florida: Psychological Assessment Resources, inc.; 1988.
26. Ware JE, Jr., Snow K, Kosinski'm., Gandek B. SF-36 Health Survey: Manual and Interpretation Guide. Boston, Massachusetts: The Health Institute, New England Medical Center; 1993.
27. Milot MH, Nadeau S, Gravel D. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *J Electromyogr Kinesiol* 2007; 17:184-193.
28. Gravel D, Richards CL, Filion M. Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man. *J Biomech* 1988;21:89-96.
29. Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* 1995;26:982-9.
30. Van der Lee H. Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients. Amsterdam: Vrije Universiteit; 2001.
31. Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum M et al. American College of Sports Medicine position stand; progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:364-80.
32. Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* 2000;123 (Pt 5):940-53.

33. Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res* 2003;151:289-300.
34. Mercier C, Bourbonnais D. Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. *Clin Rehabil* 2004;18:215-21.
35. Hakkinen K. Factors influencing trainability of muscular strength during short term and prolonged training. *NSCA Journal* 1985;7:32-7.
36. Hislop H. Quantitative changes in human muscular strength during isometric exercises. *J Am Phys Ther Assoc* 1963;43:21-38.
37. Patten C, Lexell J, Brown HE. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy. *J Rehabil Res Dev* 2004;41:293-312.
38. van de Port IG, Wood-Dauphinee S, Lindeman E, Kwakkel G. Effects of Exercise Training Programs on Walking Competency After Stroke: A Systematic Review. *Am J Phys Med Rehabil* 2007;86:1-17.
39. Boissy P, Bourbonnais D, Gravel D, Arsenault AB, Lepage Y. Effects of upper and lower limb static exertions on global synkineses in hemiparetic subjects. *Clin Rehabil* 2000;14:393-401.
40. Milot MH, Nadeau S, Gravel D, Requiao L. Bilateral Level of Effort of the Plantarflexors, Hip Flexors and Extensors During Gait in Hemiparetic and Healthy Individuals Stroke 2006 37:2070-5.
41. Morrissey MC, Harman EA, Johnson MJ. Resistance training modes: specificity and effectiveness. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:648-60.
42. Sale D, MacDougall D. Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Can J Appl Sport Sci* 1981;6:87-92.
43. Lindh M. Increase of muscle strength from isometric quadriceps exercises at different knee angles. *Scand J Rehabil Med* 1979;11:33-6.
44. Pereira MI, Gomes PS. Movement velocity in resistance training. *Sports Med* 2003;33:427-38.
45. Buchner DM, Larson EB, Wagner EH, Koepsell TD, de Lateur BJ. Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age Ageing* 1996;25:386-91.
46. Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, McBride ID. Work and power in gait of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72:309-14.
47. Mercier C, Bourbonnais D, Bilodeau S, Lemay JF, Cross P. Description of a new motor re-education programme for the paretic lower limb aimed at improving the mobility of stroke patients. *Clin Rehabil* 1999;13:199-206.
48. Dean CM, Richards CL, Malouin F. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:409-17.
49. Oxendine J. Psychology of motor learning. Second Edition ed. London: Prentice-Hall; 1984.

50. Prilutsky BI, Gregor RJ, Ryan MM. Coordination of two-joint rectus femoris and hamstrings during the swing phase of human walking and running. *Exp Brain Res* 1998;120:479-86.
51. Zernicke R, Shneider K, Buford J. Intersegmental dynamics during gait: implications for control. In: AE P, editor. *Adaptability of human gait*. Holland: Elsevier; 1991.
52. Moritani T. Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *J Biomech* 1993;26 Suppl 1:95-107.
53. Newham D, Hsiao S. Knee muscle isometric strength, voluntary activation and antagonist co-contraction in the first six months after stroke. *Disabil Rehabil* 2001;23:379-86.

4. Article 4 : Effect of increases in plantarflexor and hip flexor muscle strength on the levels of effort during gait in individuals with hemiparesis

MH Milot, S Nadeau, D Gravel et D Bourbonnais; article sous presse dans *Clinical Biomechanics*

Pour diminuer l'impact négatif de la faiblesse musculaire du membre inférieur parétique sur la vitesse de marche de la personne hémiparétique, divers programmes de renforcement, tant spécifique que fonctionnel, ont été mis à l'épreuve. Grâce aux gains de force substantiels des muscles entraînés, des résultats positifs, quoique variés, sur la vitesse de marche ont été obtenus (Eng 2004; Morris et al. 2004 ; van de Port et al. 2007 (a)). Pour comprendre davantage le lien entre le gain de force du membre inférieur parétique et l'amélioration de la marche post-AVC et tenter d'expliquer objectivement les mécanismes par lesquels la personne hémiparétique utilise le gain de force pour améliorer la marche, le modèle du TUM représentait une avenue de choix.

L'objectif de ce dernier article était d'évaluer l'impact d'un gain de force des muscles fléchisseurs plantaires et fléchisseurs de la hanche du côté parétique sur le niveau d'effort (TUM_{max} et le TUM_{AIRE}) bilatéral lors de la phase de génération d'énergie à la marche chez 24 participants hémiparétiques en phase chronique. Les hypothèses stipulaient que grâce aux gains de force obtenus 1) le niveau d'effort diminuerait si la vitesse de

marche s'avérait inchangée, 2) le niveau d'effort demeurerait similaire si la vitesse de marche augmentait, 3) un ajustement du niveau d'effort entre les muscles du membre inférieur parétique s'orchestrerait afin de redistribuer de façon plus uniforme l'effort déployé durant la marche entre les divers groupes de muscles et 4) une adaptation du niveau d'effort du côté non parétique en fonction de celui du côté parétique aurait lieu pour maintenir ce niveau d'effort similaire entre les côtés.

Effect of increases in plantarflexor and hip flexor muscle strength on the levels of effort during gait in individuals with hemiparesis

MH Milot, S Nadeau, D Gravel et D Bourbonnais

ABSTRACT

Background: Following a stroke, strength gain of the trained affected lower-limb muscles has been observed to result in a change in gait speed, but its effect on other variables related to gait performance has scarcely been studied. The aim of this study was to assess the effect of strength gain of the affected plantarflexors and hip flexors on bilateral levels of effort during gait, in the sagittal plane of movement.

Methods: The levels of effort of 24 chronic hemiparetic participants (mean (standard deviation (SD)): 57.3 (SD 15.5) years), who had strength gains in the ankle and hip muscles following a strengthening programme, were estimated with the Muscular Utilization ratio during self-selected and maximal speeds. The ratio relates the net moment in gait relative to the muscle's maximal capability. The peak value and the area under the curve of the ratio were used as main outcome measures.

Findings: Regardless of speed, strength gains have been noted to cause a significant 12 to 17% decrease in the peak value of the ratio of the affected plantarflexors and hip flexors with a reduction of the area under the curve of the affected hip flexors' ratio and a trend

toward a decrease for the affected plantarflexors at maximal speed. A significant, albeit small increase in self-selected and maximal gait speeds ($P < 0.05$) was also observed post-training. Regardless of assessment time, the peak value of the affected plantarflexors' ratio was greater than that of the affected hip flexors at self-selected speed ($P = 0.006$) and the area under the curve of the affected hip flexors' ratio was greater than that of the affected plantarflexors ($P = 0.007$) at maximal speed. Generally, negative associations ($-0.32 < r < -0.83$) were noted between the changes in the peak value of the ratio and strength but not between the changes in gait speed.

Interpretation: The decrease in the peak value of the ratio could be explained by the increase in strength. Becoming stronger, hemiparetic participants favoured a reduction of their levels of effort during walking instead of substantially increasing their gait speed.

INTRODUCTION

Studies investigating the relationship between kinetic gait variables and gait speed following a stroke have provided useful information for understanding hemiparetic gait (Olney and Richards, 1996, Teixeira-Salmela et al., 2001). It has been demonstrated that slow-walking hemiparetic individuals have less power production in the ankle and hip muscles (Olney and Richards, 1996). Also, the significant positive association found between the net hip flexor moment during walking and gait speed (Nadeau et al., 1999,

Olney et al., 1994) lends support to the idea of a compensating role played by muscles among segments in a pathological population (Mueller et al., 1994). However, few studies have provided conceptual explanations for the deviation of the gait pattern observed following a stroke. Using the Muscular Utilization Ratio (MUR) model (Nadeau et al., 1996), Milot et al. (2006, 2007 -a) (Milot et al., 2007 -a, Milot et al., 2006) have introduced the idea that analyzing the levels of effort could represent a relevant and objective method to explain hemiparetic gait deviation. These authors suggest that the decreased gait speed and asymmetrical gait pattern of their hemiparetic participants could be explained by a desire to keep their level of effort similar between sides and close to those of healthy individuals.

The MUR (%) expresses the moment produced during walking relative to the muscle group's maximal capability (Nadeau et al., 1996). The bilateral peak MUR values of the plantarflexors, hip flexors and extensors have already been assessed during hemiparetic gait. The results showed that the plantarflexors were the most utilized muscle group at self-selected speed while, at maximal speed, all muscle groups showed equivalent peak MUR values. In addition, the weakest hemiparetic individuals tended to use a greater percentage of their maximal strength while walking (Milot et al., 2007 -a, Milot et al., 2006, Nadeau et al., 1999). Considering all muscle groups and sides, the peak MUR values for the hemiparetic individuals (range: 45 to 78%) were greater than for the able-bodied matched for cadence (range: 24 to 63%). This observation was explained by the presence of bilateral

muscle weakness, constraining hemiparetic individuals to produce a greater effort during ambulation (Milot et al., 2007 -a, Milot et al., 2006, Requiao et al., 2005).

Strengthening programmes introduced to reduce the effect of weakness of the affected lower-limb muscles on gait performance have proven effective: the related strength gain has brought positive changes to hemiparetic gait performance such as gait speed (for review see: Eng, 2004, Morris et al., 2004, van de Port et al., 2007). However, until now, only a descriptive justification of this finding has been given and no explanation as to how the hemiparetic individuals use their gain in strength to improve gait performance has been produced. It could be hypothesized that, with the gain in strength, some hemiparetic individuals would be able to increase their gait speed by increasing their related gait net moment while others would keep the same gait speed but use their strength gain to reduce the effort in their affected lower limb. It could also be thought that, because the plantarflexors are the most utilized muscle groups during gait, especially at self-selected speed, the gain in strength would be used predominantly to reduce the level of effort of this muscle group, allowing a redistribution of the effort between the ankle and hip muscles. As the MUR model takes into account the gait net moment and the maximal strength capability of a muscle group (Nadeau et al., 1996), using the maximal value (peak MUR) and the area under the curve (MUR_{AREA}) of the MUR (Milot et al., 2006) could be a relevant approach to further investigate the relation between strength gain and improvement in gait following a stroke. In addition, because perception of the effort appears to be calibrated in terms of the

maximal strength of an individual (Jones, 1986), the MUR (peak MUR, MUR_{AREA}) parameters could represent an objective indicator of the level of effort during gait.

The aim of the current study was to assess the effect of strength gain of the affected plantarflexors and hip flexors on the bilateral level of effort of these muscle groups during their concentric action in gait, in the sagittal plane of movement. Four main hypotheses were tested: with the gain in strength of the affected lower-limb muscles 1) levels of effort would decrease for a same gait speed over time, 2) levels of effort would stay the same for an increase in gait speed over time, 3) levels of effort of the tested affected lower-limb muscles would show a more homogeneous distribution among muscle groups over time and, 4) hemiparetic participants would adjust the levels of effort of their unaffected muscles to that of their affected muscles to keep them equal between sides.

METHODOLOGY

Participants

Based on a strength gain of 10% or more of the trained affected ankle or hip muscles, 24 chronic hemiparetic participants (17 males and seven females) were selected from a

previous project conducted by the authors (Milot et al., 2007 -b). Their mean age, body mass, height and time since stroke were 57.3 (SD 15.5) years, 75.4 (SD 13.6) kg, 169.5 (SD 8.8) cm and 57.7 (SD 37.0) months, respectively. Seven participants had hemiparesis of the right lower limb and 17 had hemiparesis of the left side. Nine wore an ankle support during gait. At baseline, the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1995) revealed a mean score of 4.3/7 and 3.6/7 for the physical impairment of the affected leg and foot, respectively and the Berg Balance Scale (Berg et al., 1989) showed a mean score of 49.1/56. The study followed the guidelines of the Montreal Rehabilitation Institute Ethics Board.

Calculation of the Muscular Utilization Ratio (MUR)

Estimation of the MUR during the concentric action of the muscles in gait corresponded to the method used in previous works (for details see: Milot et al., 2007 -a, Milot et al., 2006, Requiao et al., 2005). The MUR (%) is a ratio between the muscle's net moment during gait at a given time and its maximal potential moment. A biomechanical gait analysis at self-selected and maximal speeds allowed the net moment (MUR numerator) to be calculated while the maximal potential moment (MUR denominator) was estimated using regression equations derived from isokinetic maximal concentric exertions of the plantarflexors and hip flexors (for details see: Milot et al., 2007 -a).

In the current study, the peak MUR and MUR_{AREA} were calculated bilaterally for the plantarflexors (excluding nine participants wearing an ankle support) and hip flexors during their concentric action in gait. The duration (s) of the concentric action of the tested muscles during gait was also quantified to better interpret the MUR_{AREA} value (Milot et al., 2006). The peak MUR (%) and MUR_{AREA} (%s) referred to the maximal value and the area under the curve of the MUR. For these two indices of effort and the duration of the concentric action of the muscles during gait, the mean values, calculated at self-selected and maximal speeds, were compared before and after a training programme.

Statistical Analysis

To assess the effect of strength gain on the MUR parameters, a two-way repeated-measures ANOVA was used to compare the main effects of time of assessment (pre-training vs. post-training) and side (affected vs. unaffected) on peak MUR, MUR_{AREA} and duration of the concentric action of the plantarflexors (n=15) and hip flexors (n=24) during gait. A three-way repeated-measures ANOVA was also performed on 15 participants to compare the main effects of time of assessment, side and also muscle group (hip flexors vs. plantarflexors) on the MUR parameters. If any significance showed ($P < 0.05$), a planned contrast with adjusted probability values was performed to locate the difference. The effect

size (mean of the difference between the changes in scores/standard deviation of the baseline score) was also calculated for each muscle group at a given speed to determine the clinical relevance of changes in the peak MUR values with strength gain.

In addition, a one-way repeated-measures ANOVA was used to compare the main effect of time of assessment on the time-distance, kinematic and kinetic gait variables and strength values, variables used to calculate the MUR parameters. For each muscle group, kinematic (angle, angular velocity) and kinetic variables (net moment) were taken at the peak MUR while strength values were extracted from the moment-angle curves obtained from the dynamometric testing. Strength values were obtained at the first angle reached by all participants. These angles were kept similar between the pre and post-training evaluations and corresponded to an angle of 7° of dorsiflexion for the plantarflexors and an angle of 0° (hip in neutral position) for the hip flexors (see Milot et al., 2007 -a). It is worth noting that, for the plantarflexors, participants wearing an ankle support were excluded from the kinematic, kinetic and strength data analysis.

To complete the analysis, the degree of the relationships existing between the changes ($[(\text{post-training score} - \text{pre-training score}) / \text{pre-training score}] \times 100$) in the peak MUR and in the concentric strength of the affected side or in the gait speed were also examined using

Pearson product moment correlation coefficients. The statistical analysis was performed using SPSS® software (Version 13.0).

RESULTS

Strength changes

Significant strength gain for the plantarflexors was found ($P < 0.001$), with values increasing from 60.5 (SD 30.8) to 82.9 (SD 31.7) Nm. The hip flexors also showed a statistically significant increase in strength ($P < 0.001$) with values changing from 70.7 (SD 22.7) to 91.2 (SD 28.3) Nm. For the unaffected side, no strength gain was found for the plantarflexors (110.5 (SD 31.1) vs. 116.4 (SD 27.9) Nm; $P = 0.247$) and hip flexors (77.3 (SD 19.7) vs. 75.4 (SD 18.9) Nm; $P = 0.665$).

Gait changes

For the time-distance parameters, the one-way repeated-measures ANOVA revealed a significant positive effect of training on gait speed at both paces (self-selected speed: $P = 0.015$; maximal speed: $P = 0.021$; see Table 1). For the cadence, a significant increase

was noted at self-selected speed ($P=0.029$) and a trend toward an increase was found at maximal speed ($P=0.104$).

For the kinematic and kinetic variables observed at the occurrence of the peak MUR, the one-way repeated-measures ANOVA revealed a significant effect of the training programme for the hip flexors only at self-selected speed, where a small increase in hip flexion was noted ($P=0.003$) (see Table 1).

Table 1: Mean (standard deviation) of the time-distance parameters and the kinematic and kinetic gait variables related to the peak MUR for the affected plantarflexors and hip flexors at pre and at post-training.

	Self-selected Speed		Maximal Speed	
	Pre	Post	Pre	Post
Gait Speed (m/s)	0.62 (0.26)	0.68 (0.24)*	1.02 (0.42)	1.11 (0.39)*
Cadence (steps/min)	81.6 (12.8)	85.7 (12.7)*	104.5 (27.4)	111.6 (17.4)
Angle (deg) **				
Plantarflexors	-15.7 (4.3)	-15.1 (5.5)	-15.5 (3.4)	-14.9 (3.9)
Hip Flexors	5.2 (7.2)	2.6 (6.4)*	3.8 (9.6)	1.8 (6.1)
Angular Velocity (deg/s)				
Plantarflexors	12.2 (17.9)	16.6 (35.6)	16.4 (26.3)	21.2 (24.7)
Hip Flexors	15.8 (15.5)	25.8 (24.4)	26.5 (24.3)	29.6 (24.1)
Net Moment (Nm)				
Plantarflexors	64.5 (32.8)	64.2 (31.1)	82.1 (29.0)	81.8 (28.3)
Hip Flexors	27.8 (11.4)	29.7 (12.2)	45.1 (16.1)	48.6 (17.3)

** Negative values are towards dorsiflexion for the plantarflexors and positive values are towards extension for the hip flexors

* $p < 0.05$

Estimation of the peak MUR and MUR_{AREA}

Peak MUR changes

For the plantarflexors and hip flexors, the predictors adopted for the computation of the regression equations used to estimate the denominator of the MUR were like those in previous studies (for details see: Milot et al., 2007 -a, Milot et al., 2006) (see Table 2). Regardless of side and time, seven participants showed a dynamometric testing velocity higher than the value noted at peak MUR for both muscle groups. However, as found in Nadeau et al.'s work (1996) (Nadeau et al., 1996), the effect of the velocity factor on the estimation of the MUR denominator was less than the angle factor which gave rise to the belief that the mismatch observed was negligible. Also, for the hip flexors, two participants at baseline and one at post-training did not reach the maximal range of motion in extension found during the concentric action of this muscle group in gait. For these participants, the maximal potential moment was extrapolated using the regression equation and the predicted data were visually inspected to eliminate any erratic values.

Table 2: Pre- and post-training ranges of angle and velocity obtained at peak MUR during self-selected and maximal speeds and during dynamometric evaluation for the affected and unaffected plantarflexors and hip flexors. Predictors retained for the computation of the regression equations and the related coefficients of determination (r^2) are also shown for both sides together.

Muscle Groups	Affected Side		Unaffected Side		Both Sides	
	Angle (deg)	Velocity (deg/s)	Angle (deg)	Velocity (deg/s)	Parameters	Coefficients of determination
PRE	Range [min;max]	Range [min;max]	Range [min;max]	Range [min;max]		Range [min;max]
Plantarflexors						
Gait	-7.4;-22.5*	0.4;103.3	-5.2;-28.6	1.2;215.2	Angle + Velocity	0.92;0.99
Dynamometry	-11.0;-25.0	4.3;236.5	-12.0;-28.0	1.6;282.3		
Hip Flexors						
Gait	-5.1;23.8*	0.5;92.1	-22.0;25.3	0.1;197.9	Angle ² + Angle	0.62;0.99
Dynamometry	-45.0;40.0	4.1;30.1	-45.0;32.0	4.1;30.1		
POST	Range [min;max]	Range [min;max]	Range [min;max]	Range [min;max]		Range [min;max]
Plantarflexors						
Gait	-3.8;-22.3	0.44;144.2	-10.0;-33.1	0.1;206.4	Angle + Velocity	0.92;0.99
Dynamometry	-11.0;-26.0	3.8;255.2	-16.0;-28.0	2.6;282.6		
Hip Flexors						
Gait	-7.5;18.7	0.5;140.5	-28.6;20.7	0.1;196.5	Angle ² + Angle	0.65;0.99
Dynamometry	-45.0;42.0	3.0;30.1	-45.0;41.0	2.8;30.2		

* For plantarflexors, negative values are toward dorsiflexion and for hip flexors, negative values are toward flexion.

For the peak MUR value of the plantarflexors, the two-way repeated-measures ANOVA revealed a trend towards a time X side interaction at self-selected speed ($P=0.091$) and a significant one at maximal speed ($P=0.009$). For this speed, an appropriate one-way repeated-measures ANOVA was thus computed. Overall, the results revealed that, regardless of speed, a significant decrease in the peak MUR of the affected plantarflexors occurred over time (self-selected speed: $P=0.05$ and maximal speed: $P=0.014$) with no change for the peak MUR of the unaffected plantarflexors ($P>0.06$). At self-selected speed, the change in the peak MUR value corresponded to a 16% [-67%;33%] mean decrease with an effect size of 0.6, while at maximal speed the corresponding mean decline was 17% [-47%;18%] with an effect size of 0.4. For the peak MUR value of the hip flexors, significant time X side interaction was found at both speeds ($P>0.013$). The planned contrasts indicated a significant decrease in the peak MUR value of the affected hip flexors at both speeds (self-selected speed: $P=0.012$ and maximal speed: $P=0.018$) while the peak MUR value of the unaffected hip flexors remained the same over time ($P>0.303$). The changes in peak MUR value corresponded to a 13% [-57%;44%] and 12% [-45%;24%] mean decrease at the self-selected and maximal speeds, respectively, with effect sizes of 0.6.

For the side factor effect, no side difference between the affected and unaffected peak MUR values was observed for each of the two muscle groups ($P>0.117$), except for the plantarflexors at the baseline maximal speed ($P=0.022$). At this speed, the baseline peak

MUR value of the affected plantarflexors (92%) was greater than that noted for the unaffected plantarflexors (70%). At post-training maximal speed, a trend ($P=0.055$) towards a lower peak MUR for the affected hip flexors (52%) compared to the unaffected ones (67%) was also noted.

For the muscle group factor, the three-way repeated-measures ANOVA (muscle group, side and time) performed on the 15 participants whose peak MUR was computed at both hip and ankle revealed that, regardless of time and side, the plantarflexors showed a greater peak MUR than the hip flexors at self-selected speed ($P=0.006$) (see Figure 1). At maximal speed, all peak MUR were similar between muscle groups at both times and for both sides ($P=0.06$).

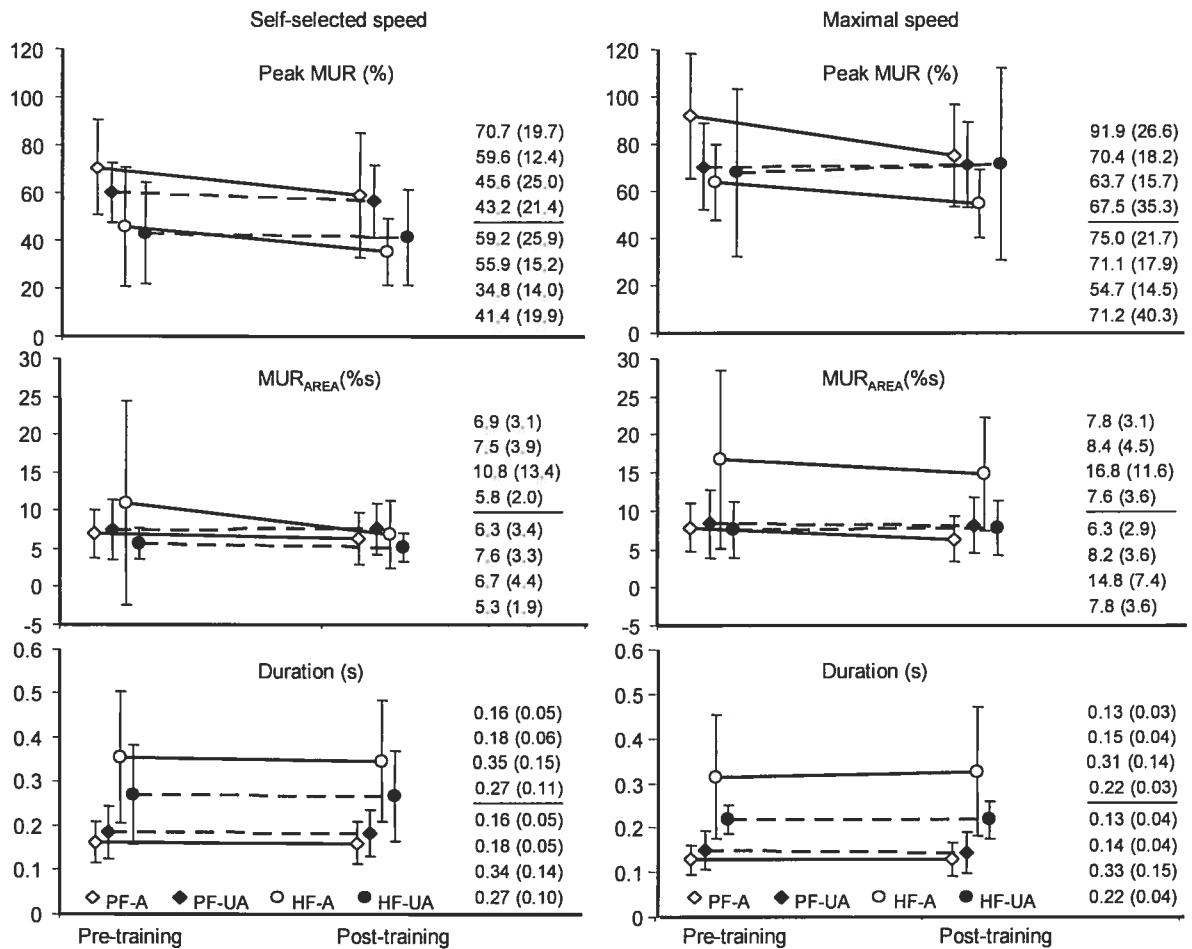


Figure 1: Bilateral pre- and post-training peak MUR, MUR_{AREA} and duration of concentric phase of affected (white lozenge) and unaffected (black lozenge) plantarflexors and affected (white circle) and unaffected (black circle) hip flexors of hemiparetic participants (n=15) at self-selected and maximal gait speeds. The symbols were shifted only for clarity of the standard deviation. In each graph, the first four mean values (SD) are, from top to bottom: affected and unaffected plantarflexors MUR parameters and affected and unaffected hip flexors MUR parameters at the pre-training evaluation. In the same order, the next four mean values are for the post-training evaluation.

MUR_{AREA} and duration of the concentric action changes

For the plantarflexors MUR_{AREA}, the two-way repeated-measures ANOVA (side and time) showed no significant main effects of time and side and no interaction at both speeds. However, at maximal speed, a small though not significant decrease in the MUR_{AREA} could be observed over time for both the affected and unaffected sides ($P=0.212$ see Figure 1). For the hip flexors, a significant time X side interaction occurred at both speeds ($P<0.036$). Over time, the one-way repeated-measures ANOVA showed a significant decrease in the MUR_{AREA} of the hip flexors on the affected side at maximal speed ($P=0.047$) with a trend toward a decrease at self-selected speed ($P=0.06$) (see Figure 1) while the MUR_{AREA} of the unaffected hip flexors remained the same ($P>0.332$). Also, the MUR_{AREA} of the affected hip flexors was significantly greater than that of the unaffected hip flexors at pre-training (both speeds: $P<0.024$) and post-training (maximal speed only: $P=0.002$) assessments. For the muscle group factor, no main effect was found at self-selected speed ($P=0.989$), regardless of time and side, but a significant muscle X side interaction occurred ($P=0.014$) at maximal speed. At this speed, the results showed that the MUR_{AREA} of the affected hip flexors was greater than that of the affected plantarflexors at both times ($P=0.007$). No such difference was acknowledged on the unaffected side regardless of time ($P=0.677$).

For the duration of the muscles' concentric action in gait, at both speeds, no effect of time was observed for the affected and unaffected plantarflexors ($P>0.596$) or hip flexors ($P>0.581$) with no interaction. A longer duration of the concentric action of the affected hip flexors was acknowledged compared to both the unaffected hip flexors ($P<0.001$) and the affected plantarflexors ($P<0.001$) at both times and speeds (see Figure 1). The unaffected hip flexors also showed a longer duration of their concentric action than that of the unaffected plantarflexors over time at both speeds ($P<0.001$).

Correlation between changes in peak MUR and muscle strength or gait speed

Regardless of speeds, a significant negative association between the change (%) in the voluntary concentric strength of the affected plantarflexors and the associated change (%) in the peak MUR values was observed ($P<0.05$). For the affected hip flexors, the correlation was significant at maximal speed only. As seen in Figure 2, in general, hemiparetic participants who presented the greatest change (%) in strength were those with the most important decrease (in %) in their levels of effort during gait. For the correlation between changes in peak MUR values and gait speed, no significant association was noted for either muscle group at both speeds ($P>0.228$).

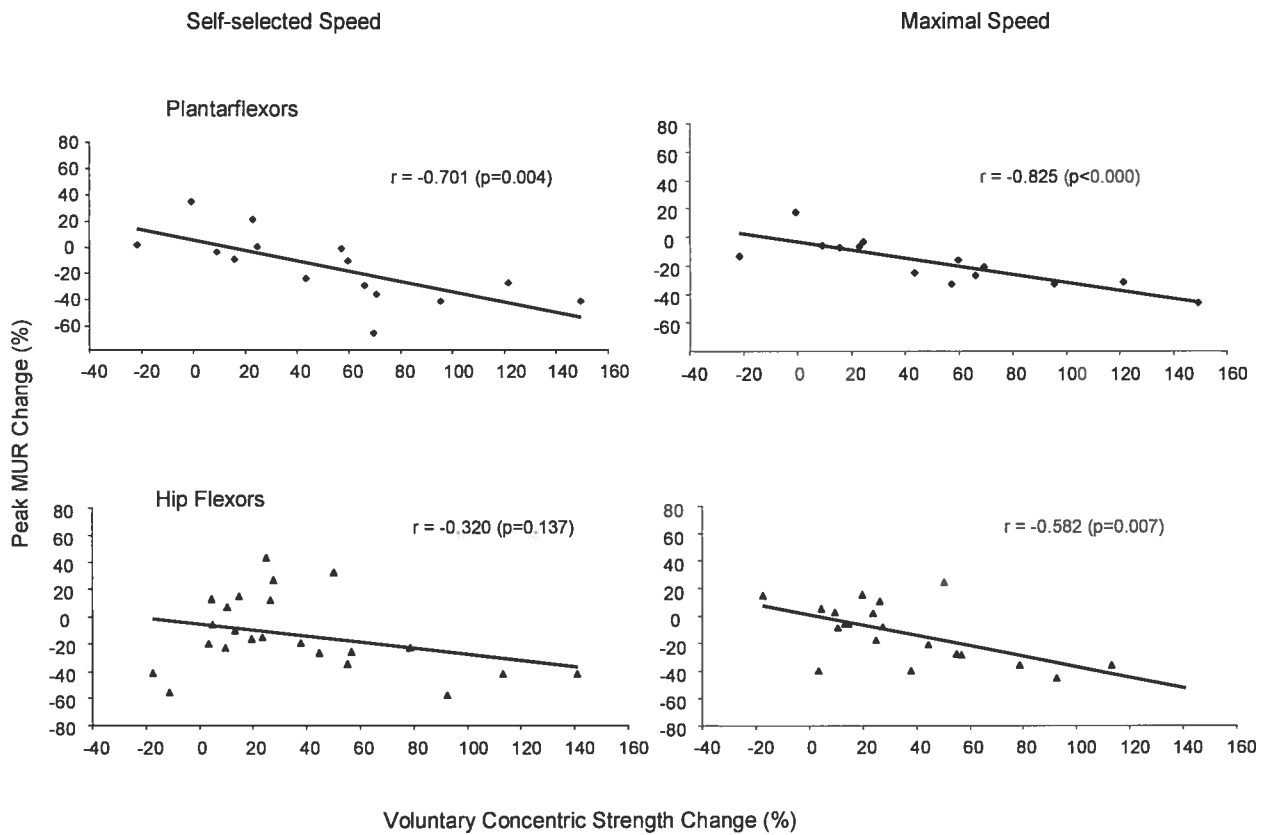


Figure 2: Graphics of correlation between the change in the voluntary concentric strength (%) and the peak MUR values (%) over time for the affected plantarflexors and hip flexors at the self-selected and maximal speeds. Negative changes (%) are towards a decrease while positive changes (%) are towards an increase.

DISCUSSION

This study investigated the effect of strength gain on the gait performance of chronic hemiparetic individuals, more specifically on the level of effort during gait, in the sagittal plane of movement. Although the participants presented strength gain at the affected plantarflexors and hip flexors, they did not use it to substantially increase their gait speed. In fact, strength gain was used predominantly to reduce the level of effort during the muscles' concentric action in gait, that is the maximal (peak MUR) and the global (MUR_{AREA}) efforts, for a same duration of the effort.

Peak MUR

As a group, with the increase in strength of the affected plantarflexors and hip flexors, the hemiparetic participants increased their walking speed but this change was less marked than the reduction of their maximal levels of effort that enabled them to walk at a lower demand than at pre-training. In general, the participants showing the greatest decline in levels of effort were those with the greatest gain in strength. To be able to use the strength gain to lower the effort during gait, the participants did not change their habitual gait pattern, as shown by the kinematic and kinetic gait variables which stayed generally constant. However, as an increase in gait speed was noted over time, it was expected that the hemiparetic participants would have adjusted their gait net moments. It could be thought

that better coordination between the ankle and hip muscles allowed similar gait net moments to be more efficient in producing gait speed. The amplitude of the levels of effort could also explain, in part, the slight increase in gait speed. As great peak MUR values were already noted at baseline, especially for the plantarflexors, the participants chose to lower these values instead of substantially increasing their gait speed. Whether the above strategy was a conscious or unconscious one, remains to be determined.

Considering all muscle groups, when compared at a matched cadence, the hemiparetic participants showed 13 to 29% greater baseline peak MUR values than the healthy individuals (Requiao et al., 2005), falling into the ranges of Milot et al.'s study (2006) (Milot et al., 2006). With the increment in strength, this difference was reduced to 3 to 9% despite the increase in gait speed, which means that the current hemiparetic participants should be able to walk a given distance with less effort required at the affected lower limb. The decreased level of effort of the affected muscles with strength gain is certainly a relevant reason for strengthening the weakened muscles in individuals with stroke. This study is the first to evaluate the effect of strength gain on the level of effort during hemiparetic gait, which makes it impossible to compare these results with other research. However, from studies investigating aerobic training on hemiparetic gait performance, it appears that participants performed the same walking task at a 20% lower demand post-training than in the baseline testing (Macko et al., 2001), demonstrating similarities with the current work.

A significant association was found between the changes in strength and peak MUR, but no change was seen in the net moment during gait (MUR numerator) over time, as mentioned above. Thus, the decline noted in the peak MUR values is related to the increase in the maximal voluntary concentric strength of the plantarflexors and hip flexors, which directly influences the estimation of the MUR denominator.

The results of the present study did not show any effect of time for the levels of effort of the unaffected side. In a previous work by the authors (Milot et al., 2006), it was speculated that the asymmetrical gait pattern of hemiparetic individuals was driven by the desire to preserve a similar perceived sense of effort between sides. Thus, hemiparetic individuals scaled their effort on each side according to their maximal strength and, because the affected muscles were weaker than the unaffected ones, an asymmetrical gait pattern was created (Milot et al., 2006). This strategy was observed at the ankle joint, where greater strength difference between sides was noted. This phenomenon was also acknowledged in the current study, where similar baseline bilateral levels of effort were observed between sides even though the affected side showed less residual strength than the unaffected one (61 Nm vs. 111 Nm). It is worth noting that, excluding one participant who influenced the data (87% vs. 71%; $P=0.07$), a similar bilateral peak MUR value was also found for the plantarflexors at maximal speed. Based on this hypothesis, over time, along with the decline in the peak MUR of the affected plantarflexors, a decrease in the level of effort

would have been expected for the unaffected plantarflexors. It is thought that the 16 to 17% decrease in the peak MUR values of the affected plantarflexors could have been insufficient to significantly influence the unaffected plantarflexors in producing lower levels of effort. To support this idea, similar levels of effort were still noted between sides at post-training (e.g. maximal speed; 75% vs. 71%) even if a significant decrease in the peak MUR of the affected plantarflexors was acknowledged. In addition, because no change in strength was found over time for the unaffected plantarflexors, a change in the related peak MUR towards a reduction would have been possible only if a decrease occurred in the production of the plantarflexors' gait net moment. This would have engendered a decrease in the post-training gait speed, a situation that would not have benefited the participants who already had a reduced gait speed.

During gait, interaction and coordination between the ankle and hip muscles must occur to provide the required support and motion of the body (Sadeghi et al., 2001). As the affected plantarflexors showed a greater baseline peak MUR value than the hip flexors, it was expected that the related gain in strength would have been used to reduce the level of effort at the ankle. At the self-selected speed, no leveling-off in the peak MUR values between the muscle groups happened as seen from the decreases in the levels of effort that were close to one each other (16% vs. 19% for $n=15$) and from the plantarflexors that still showed a greater utilization (59%) than the hip flexors (35%) over time. At maximal speed, however, a redistribution of the effort between the ankle and hip joints seems to have taken

place as shown from the decrease in the levels of effort that was greater for the plantarflexors than the hip flexors (17% vs. 12% for $n=15$) and from the peak MUR value of the hip flexors that became statistically similar to that of the plantarflexors. The presence of a peak MUR value approaching the maximum capability of the plantarflexors at maximal speed could have underpinned this strategy and allowed compensation by the hip flexors, as highlighted in previous studies (Milot et al., 2007 -a, Milot et al., 2006, Nadeau et al., 1999).

MUR_{AREA}

Overall, the results showed a tendency towards a decrease in the post-training MUR_{AREA} of the tested muscle groups, except for the plantarflexors at self-selected speed. With the strength gain, not only the peak MUR was reduced, but also the global effort during the concentric action phases of gait. As stated by Milot et al. (2006) (Milot et al., 2006), both the peak MUR and the duration of the concentric action influence the MUR_{AREA}. In the present study, the participants showed a heterogeneous change in the duration of the concentric action phases of gait, a fact which could explain, in part, the absence of a significant reduction in the MUR_{AREA} as compared to the peak MUR. Further analyses would provide a greater understanding of the variation in the duration parameter with the strength gain. In future, both variables (peak MUR and duration of the concentric phases)

should be considered in the interpretation of the global effort (MUR_{AREA}) during the concentric phases of gait.

The fact that the MUR_{AREA} of the hip flexors was greater than that of the plantarflexors at maximal speed further supports the presence of a leveling-off between these muscle groups at this speed. Indeed, at the self-selected speed, the plantarflexors and hip flexors showed similar global efforts throughout their concentric action (6.3% vs. 6.7% at post-training) but at maximal speed, in addition to presenting a lower decrease in their peak MUR, the hip flexors showed the greatest global effort throughout the duration of their concentric action during gait (e.g. 14.8% vs. 6.3% at post-training). This was a direct consequence of a longer duration in the concentric action of this muscle group as compared to the affected plantarflexors (e.g. 0.33s vs. 0.13s at post-training).

The side difference in the MUR_{AREA} between the affected and unaffected hip flexors is not specific to this work as the authors found the same results in a previous study (Milot et al., 2006). This observation was explained by a greater duration of the concentric action of the affected hip flexors for a similar peak MUR between sides, as in the current work.

Correlation between changes in peak MUR and muscle strength or gait speed

The correlation analysis showed that the hemiparetic participants presenting the greatest plantarflexor strength gain were those with the greatest decrease in the related peak MUR post-training. This tendency held true for the hip flexors at maximal speed only. The absence of a relationship between the gains in peak MUR and hip flexor strength at self-selected speed could be related to the presence of a more heterogeneous muscle strategy at this speed. In fact, it can be seen from Figure 2 that most of the participants did use their hip flexor strength gain to reduce their maximal level of effort but some did not as was observed from the increase in peak MUR post-training (up to a 43% increase), jeopardizing the presence of a significant correlation. Generally speaking, in addition to wearing an ankle support, these participants showed the greatest increase in self-selected gait speed post-training. Thus, it could be thought that, to allow this increase in gait speed in the presence of a diminished plantarflexor capability, these participants had to make greater use of their hip flexors post-training. At maximal speed, the decrease in the peak MUR with the gain in hip flexor strength was more constant and consequently, a significant association was found between these two variables.

The absence of association between the changes in peak MUR and self-selected or maximal gait speeds indicates that, post-training, the modification in gait speed is not representative of that in the maximal effort produced during gait. In addition to the relatively small change

in gait speed as compared to strength, the various strategies used by participants with the gain in strength and the interplay between the level of effort of the plantarflexors and hip flexors during hemiparetic gait could have prevented the presence of a significant association. Consequently, following a strengthening programme, strength gains could represent a better indicator of the change in the effort produced during gait than the modification in gait speed.

This study is the first to evaluate the effect of strength gain on the levels of effort of the plantarflexors and hip flexors of chronic hemiparetic individuals in the quest to further understand the relation between muscle strength and hemiparetic gait performance. However, interpretation of the current data needs to be made within the limits of the present study. The hemiparetic participants were a highly functioning group not representative of the entire stroke population and a larger sample size, with fewer participants walking with an ankle support, would have helped to better interpret some of the current findings. Limits associated with the MUR model should also be taken into considerations (see Nadeau et al., 1996, Nadeau et al., 1999, Requiao et al., 2005). It should be pointed out that the levels of effort and gait variables were analyzed only during the concentric action of the plantarflexors and hip flexors, acting in the sagittal plane of movement. Analyzing the gait variables and action of muscle groups involved in the other planes of movement could have provided relevant information allowing a better understanding of the changes observed. In

addition, one should be aware that, even though the knee flexion/extension net moment was not presented in this study, this moment could have played a role in the transfer of energy between segments noted during gait because of the presence of two-joint muscles acting at the hip and knee, and at the ankle and knee (Robertson and Winter, 1980). Future biomechanical studies are required to determine if a strengthening program has an effect on the exchange of energy from one segment to the other during gait.

Acknowledgments

The project was conducted at the Pathokinesiology and Functional Activities Laboratory at the Montreal Rehabilitation Institute. The authors offer their deepest thanks to the physical therapists of the Montreal Rehabilitation Institute (Pauline Cross and Josianne Fecteau) and the Lindsay Rehabilitation Hospital (Susan Crabb, Sonia Nguyen, Josiane DeSerres and Julie Lecours) together with the research assistants of the Pathokinesiology and Functional Activities Laboratory (Fabiana Antunes, Alexandra Duranceau and Nathaly Gaudreault) for their participation in the project. Pierre Desjardins, Michel Goyette, Daniel Marineau and André Dumoulin are also acknowledged for their technical support.

Grants

The project was supported by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) (#44059). MH Milot holds a scholarship from the CIHR and S Nadeau has a junior II scientist salary from Fonds de la Recherche en Santé du Québec.

REFERENCES

- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., Williams, J. I. & Gayton, D. (1989) Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41, 304-310.
- Eng, J. (2004) Strength training in individuals with stroke. *Physiotherapy Canada*, 56, 189-201.
- Gowland, C., Van Hullenaar, S., Torresin, W. & al., e. (1995) Chedoke-McMaster Stroke Assessment: development, validation, and administration manual. *Hamilton (Ontario): School of Rehabilitation Science, McMaster University.*
- Jones L. (1986) *Perception of force and weight: Theory and research.* Psychological Bulletin. 100, 29-42.
- Macko, R., Smith, G., Dobrovolny, L., Sorkin, J., Goldberg A. & Silver, K. (2001) Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 879-884.
- Milot, M. H., Nadeau, S. & Gravel, D. (2007 -a) Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 184-193.
- Milot, M. H., Nadeau, S., Gravel, D. & Bourbonnais, D. (2007 -b) Effects of Six-week Isokinetic Strengthening of the Muscle Groups involved in Energy Generation during Gait on Strength and Gait Parameters of Chronic Stroke Individuals. (submitted paper). *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.*
- Milot, M. H., Nadeau, S., Gravel, D. & Requiiao, L. (2006) Bilateral Level of Effort of the Plantarflexors, Hip Flexors and Extensors During Gait in Hemiparetic and Healthy Individuals *Stroke*, 37, 2070-2075.
- Morris, S. L., Dodd, K. J. & Morris, M. E. (2004) Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 18, 27-39.
- Mueller, M., Sinacore, D., Hoogstrate, S. & Daly, L. (1994) Hip and ankle walking strategies: effect on peak plantar pressures and implications for neuropathic ulceration. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 1196-1200.
- 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, 386-94.
- 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 (Bristol, Avon)*, 14, 125-35.
- Olney, S. J., Griffin, M. P. & McBride, I. D. (1994) Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy*, 74, 872-85.
- Olney, S. J. & Richards, C. (1996) Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture*, 4, 136-148.

- 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 and Kinesiology*, 15, 393-405.
- Robertson, D. & Winter, D. (1980) Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13, 845-854.
- Sadeghi, H., Sadeghi, S., Prince, F., Allard, P., Labelle, H. & Vaughan, C. L. (2001) Functional roles of ankle and hip sagittal muscle moments in able-bodied gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16, 688-95.
- 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.
- van de Port, I. G., Wood-Dauphinee, S., Lindeman, E. & Kwakkel, G. (2007) Effects of Exercise Training Programs on Walking Competency After Stroke: A Systematic Review. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 1-17.

Résultats complémentaires aux articles

Tel que mentionné à la section « Méthodologie », diverses données cliniques ont été recueillies avant et après le programme de renforcement musculaire. Puisque la prémisse principale de ce projet de doctorat était d'évaluer l'impact d'un gain de force musculaire sur le niveau d'effort et les variables reliées à la marche, le changement des données cliniques des groupes expérimental (membre inférieur) et contrôle (membre supérieur) n'a donc pas été abordé dans l'article 3. L'occasion se présente donc pour en faire une brève description.

Ainsi, suite au programme de renforcement musculaire spécifique en résistance d'une durée de six semaines, une augmentation moyenne significative ($p=0,001$) des vitesses naturelle et maximale de marche, telles qu'évaluées par le test de 5 mètres de marche, a été notée pour le groupe expérimental (voir Tableau 1). Toutefois, ces augmentations de la vitesse de marche clinique n'étaient pas statistiquement différentes de celles du groupe contrôle (« facteur groupe » $p>0,213$). Cette tendance a également été observée pour le test de marche de 6 minutes ($p=0,026$; « facteur groupe » $p=0,243$). Cependant, à la lecture du Tableau 2, force est de constater que le groupe contrôle semble avoir amélioré davantage sa tolérance à la marche que le groupe expérimental. Pour ce qui est de la spasticité de la cheville parétique, aucun effet néfaste du programme de renforcement musculaire n'a été détecté ($p=0,722$). De plus, concernant l'équilibre, le niveau d'activité physique et la perception de l'état de santé par les participants, aucun changement n'a été observé pour les deux groupes suite au programme de renforcement

musculaire ($p>0,05$). Néanmoins, basé sur le score du HAP, le niveau d'activité physique du groupe expérimental est passé d'un stade d'atteint à un stade de modérément actif (voir Tableau 1).

Tableau 1 : Données cliniques du groupe expérimental (n=15) et du groupe contrôle (n=15) avant et après le programme de renforcement musculaire

	Groupe expérimental (membre inférieur)		Groupe contrôle (membre supérieur)	
	Pre	Post	Pre	Post
Composite Spasticity Index (/16); cheville	7.4 ± 3.3	7.2 ± 3.2	6.7 ± 2.9	6.8 ± 2.9
Test d'équilibre de Berg (/56)	49.8 ± 5.3	50.3 ± 4.7	49.5 ± 5.8	50.0 ± 5.3
Test de 5 mètres de marche (m/s)				
Naturelle	0.65 ± 0.24	0.74 ± 0.24*	0.79 ± 0.29	0.86 ± 0.34*
Maximale	0.98 ± 0.38	1.02 ± 0.37*	1.10 ± 0.50	1.17 ± 0.53*
Test de 6 minutes de marche (m)	305 ± 101	309 ± 102*	360 ± 109	384 ± 191*
Human Activity Profile (HAP) (score ajusté /94)	51.4 ± 14.3	56.2 ± 14.0	58.3 ± 16.5	58.5 ± 14.2
SF-36 (%)				
Statut physique	52.3 ± 24.9	57.7 ± 21.0	56.7 ± 23.2	58.3 ± 23.1
Statut mental	71.2 ± 16.4	75.2 ± 20.2	68.8 ± 23.4	75.7 ± 22.1

* $p<0,05$

Discussion

Le but premier de cette étude était d'évaluer l'impact d'un gain de force musculaire des muscles générateurs d'énergie sur le niveau d'effort et la performance à la marche post-AVC. Ainsi, par l'avènement d'hypothèses et d'explications objectives novatrices en regard du lien entre la force musculaire et la marche de la personne hémiparétique, ce projet de doctorat enrichit définitivement les connaissances dans le domaine de la réadaptation. À la lumière des résultats des quatre articles rapportés à la section « Résultats », une discussion suivra concernant les participants à l'étude, le programme de renforcement musculaire ainsi que les changements des données cliniques. Finalement, les effets des groupes de muscles, de la vitesse de marche, des côtés, des groupes d'individus et des gains de force musculaire sur les niveaux d'effort à la marche des fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche seront exposés avant une brève section sur la généralisation des résultats actuels.

Les participants

Les données recueillies auprès des participants de la présente étude concordent avec celles déjà rapportées par les écrits scientifiques en matière de vitesse de marche et de faiblesse musculaire à la phase chronique d'un AVC. Ainsi, l'analyse de la marche en laboratoire a permis de déterminer un déficit de la vitesse naturelle de marche de l'ordre de 34 % par rapport à la norme (Requiao et al. 2005). En plus, la vitesse maximale des

participants hémiparétiques correspondait à la vitesse naturelle des individus sains. Ceci corrobore les résultats des études antérieures (Olney et al. 1996) et confirme une atteinte notable de la vitesse de marche post-AVC. Pour ce qui est de la force maximale volontaire concentrique, un déficit de force de tous les groupes de muscles évalués a été constaté du côté parétique. À la cheville, la moyenne pondérée des données de force musculaire a révélé un déficit de l'ordre de 46 % par rapport aux individus sains évalués dans des conditions similaires (Requiao et al. 2005). À la hanche, ces déficits se chiffraient à 31 % et 12 % pour les fléchisseurs et extenseurs de la hanche (Requiao et al. 2005). Ces résultats témoignent donc d'une faiblesse musculaire du côté parétique post-AVC et attestent la présence d'une atteinte plus marquée de la musculature distale que proximale, tel que rapporté par d'autres chercheurs (Hsu et al. 2003; Kim et al. 2003 (b)).

Afin de réduire la faiblesse musculaire des fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche du côté parétique et de voir l'impact d'un gain de force musculaire de ces groupes de muscles sur le niveau d'effort à la marche, un programme de renforcement musculaire spécifique en résistance a donc été entrepris.

Le programme de renforcement musculaire spécifique en résistance

Suite au programme de renforcement musculaire spécifique en résistance du groupe expérimental, ciblant les actions musculaires retrouvées lors de la génération d'énergie à la marche, un gain de force musculaire substantiel des fléchisseurs plantaires de l'ordre de 51 % en moyenne a été noté. À la hanche, des gains moyens de 32 % et 11 % ont été obtenus pour les fléchisseurs et les extenseurs, sans atteindre toutefois un niveau de signification. Ces changements de force musculaire au membre inférieur parétique ne se sont toutefois pas révélés plus importants que ceux obtenus pour le groupe contrôle.

Il s'est avéré surprenant de constater que les muscles du membre inférieur parétique du groupe contrôle, plus particulièrement des fléchisseurs plantaires, ont démontré un gain de force musculaire similaire à celui du groupe expérimental, même s'ils n'étaient pas entraînés directement. De telles conclusions ont cependant été tirées par d'autres chercheurs pour divers groupes de muscles suite à un programme de renforcement spécifique en résistance (Kim et al. 2001). Ceci porte à croire que, hormis le programme de renforcement musculaire, d'autres mécanismes sont impliqués dans le gain de force musculaire des fléchisseurs plantaires. La présence de syncinésie globale pourrait faire partie de ces mécanismes (Boissy et al. 2000). En effet, Boissy et al (2000) ont rapporté la présence d'activité musculaire involontaire au membre supérieur parétique durant un effort statique

maximal en flexion plantaire de la cheville parétique. Ainsi, il peut être supposé qu'à l'inverse, durant l'entraînement du membre supérieur parétique du groupe contrôle, des mouvements involontaires du membre inférieur parétique auraient pu se produire et s'avérer suffisants pour contribuer au gain de force musculaire observé à la cheville. Le stimulus engendré par le déplacement vers le centre d'entraînement pourrait également représenter un autre mécanisme pouvant expliquer en partie les résultats obtenus. En effet, tel que rapporté à la section « Résultats », durant la marche à vitesse naturelle, les fléchisseurs plantaires constituent le groupe de muscles le plus sollicité, avec un niveau d'effort maximal se chiffrant à 64 %. Cette intensité d'effort musculaire durant la marche pourrait avoir représenté un stimulus adéquat pour favoriser un gain de force musculaire des fléchisseurs plantaires tant du groupe expérimental que du groupe contrôle, d'autant plus que ce groupe de muscles s'avère plus faibles que les muscles de la hanche.

Outre l'impact du programme de renforcement préconisé sur la force musculaire du membre inférieur parétique, le changement de divers paramètres cliniques, suite au gain de force musculaire, a également été étudié.

Les changements cliniques suite au programme de renforcement musculaire spécifique en résistance

Les changements moyens significatifs de 16 % [0;57 %] et de 8 % [0;41 %] des vitesses cliniques naturelle et maximale du groupe expérimental, suite au gain de force musculaire des fléchisseurs plantaires, corroborent les résultats d'autres études ayant obtenu une augmentation moyenne de 5 % à 12 %, indépendamment de la vitesse de marche (Engardt et al. 1995; Sharp et al. 1997; Kim et al. 2001). Toutefois, ces augmentations de la vitesse clinique de marche ne se sont pas avérées statistiquement plus importantes que celles du groupe contrôle. Cette même tendance a été observée pour la tolérance à la marche. Ces résultats ne sont pas typiques à ce projet de doctorat puisque, suite à un programme de renforcement musculaire spécifique en résistance, d'autres chercheurs n'ont pu obtenir de changement significatif des paramètres de vitesse et de tolérance à la marche du groupe expérimental par rapport au groupe contrôle (Kim et al. 2001; Ouellette et al. 2004). De ce fait, tout comme pour le gain de force musculaire, il semblerait que le simple fait de se déplacer vers le centre d'entraînement représente aussi, en soi, un stimulus suffisant pour engendrer une amélioration de la marche chez la personne hémiparétique. Néanmoins, à la lumière du questionnaire sur le niveau d'activité physique (HAP) administré avant le programme de renforcement musculaire (voir Tableau 1 p.223), le groupe contrôle présentait déjà un score légèrement supérieur à celui du groupe expérimental, indiquant donc que ce groupe pouvait être impliqué davantage dans les activités physiques et domestiques entre les sessions d'entraînement. Ce fait pourrait avoir

influencé positivement la marche du groupe contrôle et favoriser ainsi l'obtention d'un changement significatif de la vitesse et de la tolérance à la marche de ce groupe. Le niveau d'activité entre les sessions d'entraînement n'a pas été comptabilisé dans la présente étude.

En moyenne, le programme de renforcement musculaire spécifique en résistance n'a pas engendré une augmentation de la spasticité à la cheville parétique, supportant ainsi les études antérieures stipulant que le renforcement musculaire chez la personne hémiparétique ne favorise pas une activité anormale accrue du muscle parétique (Morris et al. 2004). Concernant l'équilibre, aucun changement n'a été obtenu suite au gain de force musculaire. Or, d'ores et déjà, avant le programme de renforcement, le groupe expérimental présentait un score élevé sur l'échelle de Berg et ceci pourrait avoir empêché la détection d'une amélioration. Pour ce qui est du niveau d'activité physique (HAP) et de la perception de l'état de santé par le participant (SF-36), les scores n'étaient pas statistiquement différents suite au programme de renforcement musculaire pour les deux groupes, contredisant les données d'une étude (Sharp et al. 1997), mais demeurant dans la lignée des résultats des travaux de Kim et al (2001). Tel que mentionnés par ces auteurs, les scores élevés aux questionnaires, retrouvés en pré-entraînement, et le manque de sensibilité au changement du SF-36 chez la population hémiparétique chronique, pourraient avoir concouru à l'absence de changement notable. Toutefois, tel que rapporté précédemment, une tendance

vers l'amélioration du score du niveau d'activité physique du groupe expérimental a été notée contrairement au groupe contrôle.

Dans cette optique, l'estimation du niveau d'effort des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche a été faite afin de constater l'influence de la faiblesse musculaire et du gain de force musculaire sur la marche de la personne hémiparétique.

Le niveau d'effort lors de la marche de la personne hémiparétique

Bien que ce projet voulait d'emblée évaluer l'impact d'un gain de force musculaire sur le niveau d'effort à la marche post-AVC, une compréhension adéquate des effets reliés aux groupes de muscles, à la vitesse de marche, aux groupes d'individus et aux côtés sur le niveau d'effort à la marche, s'avérait pertinente et ce, avant tout gain de force musculaire.

Les effets reliés aux groupes de muscles et à la vitesse de marche

Lors de la marche à vitesse naturelle, il a été démontré, pour le côté parétique, que les fléchisseurs plantaires (64 %) possèdent un niveau d'effort maximal supérieur à ceux des fléchisseurs (46 %) et des extenseurs (33 %) de la hanche lors de la génération d'énergie, phénomène également observé chez l'individu sain (Requiao et al. 2005). Le TUMmax plus élevé des fléchisseurs plantaires implique que ce groupe de muscles s'avère davantage sollicité lors de la marche. Ceci apporte donc un argument nouveau aux résultats des études ayant démontré que le travail positif global lors de la marche à vitesse naturelle provient principalement des fléchisseurs plantaires (Winter 1983; Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2005; Parvataneni et al. 2007 (in press)).

De plus, lorsque comparée à l'individu sain marchant également à vitesse naturelle, la personne hémiparétique ne démontre aucune compensation musculaire entre les divers groupes de muscles. De fait, les différences entre les TUMmax des fléchisseurs plantaires et fléchisseurs de la hanche (18 %) et entre les fléchisseurs plantaires et les extenseurs de la hanche (31 %) s'avèrent similaires à celles des individus sains (18 % et 26 %). Une différence moins élevée du TUMmax entre les groupes de muscles de la personne hémiparétique que celle de l'individu sain aurait dû être observée pour témoigner d'une compensation musculaire des muscles de la hanche pour la fonction des fléchisseurs plantaires. Cependant, lorsque comparée à l'individu sain marchant à une cadence de

marche imposée (80 pas/min) similaire à celle retrouvée lors de la vitesse naturelle des participants hémiparétiques, une compensation musculaire par les fléchisseurs de la hanche semble s'orchestrer chez la personne hémiparétique. En effet, la différence entre le TUMmax des fléchisseurs plantaires et des fléchisseurs de la hanche de la personne hémiparétique est moins élevée que celle de l'individu sain (18 % versus 24 %), à l'exception des extenseurs de la hanche (31 % versus 30 %).

L'analyse de la quantité d'effort (TUM_{AIRE}) durant la phase de génération d'énergie a permis également de constater que le TUM_{AIRE} s'avère similaire entre les fléchisseurs plantaires et les fléchisseurs et extenseurs de la hanche. Cependant, la quantité d'effort entre les muscles de la cheville et de la hanche ne présente pas les mêmes caractéristiques puisque les muscles de la hanche soutiennent un effort plus longtemps que les fléchisseurs plantaires (ex. durée de la phase de génération d'énergie des fléchisseurs plantaire 0,18 s et des fléchisseurs de la hanche 0,43 s) et ce, à une intensité d'effort plus basse (ex. TUMmax des fléchisseurs plantaires 64 % et des fléchisseurs de la hanche 46 %). Ces résultats supportent donc la pertinence de considérer tant le TUMmax, le TUM_{AIRE} et la durée de la phase de génération d'énergie dans l'organisation de l'effort lors de la marche.

Lors du passage de la vitesse naturelle à la vitesse maximale, une augmentation significative de tous les niveaux d'effort maximaux des trois groupes de muscles évalués se manifeste, avec un changement plus marqué pour les fléchisseurs de la hanche, ainsi qu'une augmentation significative de la quantité d'effort pour les muscles de la hanche seulement. À vitesse maximale, les fléchisseurs plantaires (77 %) présentent dorénavant un effort maximal ne différant pas statistiquement de celui des fléchisseurs (72 %) et des extenseurs (58 %) de la hanche. L'augmentation du niveau d'effort maximal des groupes de muscles avec la vitesse de marche s'explique par une augmentation du numérateur du TUM soit le moment net lors de la marche. De fait, afin d'augmenter la vitesse de marche, les muscles doivent déployer plus de force musculaire se traduisant par un gain du moment net produit (Olney et al. 1991; Winter 1991).

Bien qu'une augmentation du TUM_{AIRE} soit notée pour les muscles de la hanche avec la vitesse de marche, il n'en demeure pas moins que, statistiquement, le TUM_{AIRE} ne diffère pas significativement entre les divers groupes de muscles. La variabilité des données pourrait avoir compromis l'obtention d'une différence significative. Toutefois, à la lumière des résultats illustrés à la Figure de l'article 2 (voir p. 126), force est de constater qu'à vitesse maximale, les muscles de la hanche présentent une quantité d'effort et une durée supérieures à celles des fléchisseurs plantaires. L'augmentation du niveau d'effort maximal et de la quantité d'effort des fléchisseurs de la hanche avec la vitesse de marche

témoigneraient d'une possible compensation de ce groupe de muscles pour des fléchisseurs plantaires présentant déjà, à vitesse naturelle, un niveau d'effort élevé associé à une faiblesse musculaire importante.

Afin d'objectiver davantage le rôle accru des muscles de la hanche à vitesse maximale, la présence de compensation musculaire a été déterminée par comparaison aux individus sains marchant à une cadence imposée (120 pas/min) similaire à celle observée lors de la vitesse maximale des participants hémiparétiques. Les résultats ont permis de constater que la différence entre le TUMmax des fléchisseurs plantaires et des fléchisseurs de la hanche (4 %) des personnes hémiparétiques s'avère moindre que celle des individus sains (13 %), ce qui n'est pas le cas pour les extenseurs de la hanche (19 % versus 22 %). À la lumière de cette observation, il semble donc que les fléchisseurs de la hanche compensent pour le niveau d'effort élevé des fléchisseurs plantaires et soient les principaux instigateurs de l'augmentation de la vitesse de marche chez la personne hémiparétique. Cette observation soutient ainsi l'hypothèse émise par Nadeau et al (Nadeau et al. 1999 (b)), quant à l'action importante des fléchisseurs de la hanche lors de la marche à vitesse maximale chez les participants hémiparétiques aux prises avec un niveau d'effort élevé des fléchisseurs plantaires de par leur faiblesse musculaire. De plus, la relation négative significative obtenue entre la force musculaire des fléchisseurs de la hanche et le TUMmax à vitesses naturelle ($r=-0,67$) et maximale ($r=-0,68$) supporte les résultats d'études ayant noté la présence d'une relation positive significative entre la force musculaire des

fléchisseurs de la hanche et la vitesse maximale post-AVC (Nadeau et al. 1999 (b)). Par conséquent, les personnes hémiparétiques présentant une faiblesse musculaire importante des fléchisseurs de la hanche démontrent également un niveau d'effort maximal élevé. Ces personnes risquent donc de voir leur vitesse de marche limitée par la faiblesse musculaire des fléchisseurs de la hanche et des fléchisseurs plantaires, compromettant ainsi leur état fonctionnel.

Les effets reliés aux groupes d'individus et aux côtés

Une inférence adéquate des niveaux d'effort suite à un AVC exige comme condition de base la comparaison des données avec les individus sains. Grâce à l'étude de Requiao et al (Requiao et al. 2005), ayant estimé les niveaux d'effort maximaux chez 14 individus sains marchant à quatre cadences imposées selon la même approche que celle employée dans ce projet de doctorat, la comparaison directe des niveaux d'effort des personnes hémiparétiques et saines a donc pu être réalisée. Ainsi, lorsque comparées à une cadence similaire, les personnes hémiparétiques utilisent un plus grand pourcentage de leur force maximale que les individus sains lors de la génération d'énergie. De fait, à une cadence ~ 80 pas/min, correspondant à la vitesse naturelle des participants hémiparétiques, la différence du TUMmax entre les deux groupes se chiffre à 10 % pour les fléchisseurs plantaires, 16 % pour les fléchisseurs de la hanche et 9 % pour les extenseurs de la hanche. À une cadence ~ 120 pas/min, correspondant à la vitesse maximale des participants

hémiparétiques, l'écart se creuse davantage avec une différence du TUMmax de 14 %, 23 % et 15 %, respectivement. Cette différence entre les valeurs du TUMmax n'est pas surprenante étant donné la présence de faiblesse musculaire des muscles parétiques chez la personne hémiparétique. De fait, pour une cadence de marche similaire, la personne hémiparétique possède un moment net (numérateur du TUM) similaire ou légèrement inférieur à celui de l'individu sain (ex. moment net produit par les fléchisseurs de la hanche : 32,3 Nm versus 39,6 Nm), mais produit une force maximale moindre que ce dernier lors de l'évaluation dynamométrique, affectant à la baisse le dénominateur du TUM (ex. force maximale des fléchisseurs de la hanche 79,7 Nm versus 110,9 Nm). En plus de présenter un effort maximal supérieur à celui de l'individu sain, la personne hémiparétique démontre également une quantité d'effort (TUM_{AIRE}) supérieure à la norme lors de la génération d'énergie, à l'exception des fléchisseurs plantaires. Sachant que le TUM_{AIRE} est influencé à la fois par le TUMmax et la durée de la phase de génération d'énergie, la présence d'un TUMmax plus élevé et d'une durée plus longue de la génération d'énergie de la personne hémiparétique par comparaison à l'individu sain, pourrait expliquer en partie cette différence. Tout ceci fait en sorte qu'à cadence similaire, la personne hémiparétique doit fournir un effort plus important lors de la marche. Ces résultats enrichissent donc ceux des études ayant rapporté un coût énergétique lors de la marche de la personne hémiparétique pouvant atteindre deux fois celui de l'individu sain; coût énergétique d'autant plus élevé que la vitesse de marche post-AVC est lente (Detrembleur et al. 2003).

De plus, fait intéressant dans cette étude, il a été supposé que le TUM représentait un indicateur objectif non seulement du niveau d'effort lors de la marche, mais également de la perception de l'effort par l'individu puisque cette perception, tout comme le TUM, semble se calibrer sur la performance maximale (Jones 1986). Par conséquent, en post-AVC, la diminution de la force maximale des muscles parétiques fait en sorte que la personne hémiparétique est à risque de percevoir un effort plus important pour la même tâche fonctionnelle qu'est la marche. Or, de par les résultats de ce projet, il semble que par une « mémoire » pré-lésionnelle du niveau d'effort lors de la marche, un réajustement de l'effort se produit post-AVC par une stabilisation du TUM de la personne hémiparétique à une valeur se rapprochant de celle de l'individu sain. Pour percevoir un effort similaire à celui pré-lésionnel, la personne hémiparétique adopte une vitesse naturelle de marche 34 % plus lente que celle de l'individu sain, lui permettant de diminuer le moment net produit lors de la marche et de l'ajuster à la force musculaire résiduelle. Conséquemment, lorsque comparées aux individus sains marchant à vitesse naturelle, les personnes hémiparétiques possèdent, en tant que groupe, un TUMmax similaire tant pour les fléchisseurs plantaires (64 % versus 61 %), les fléchisseurs de la hanche (46 % versus 43 %) que les extenseurs de la hanche (33 % versus 35 %). La vitesse de marche ainsi adoptée demeurerait la moins coûteuse énergétiquement (Waters et al. 1999), puisque allouant un niveau d'effort optimal selon la demande mécanique de la tâche à accomplir. Cette constatation ne peut toutefois pas être validée pour la vitesse maximale puisque Requiao et al (2005) n'ont pas évalué la marche de leurs participants sains à cette vitesse. Par ailleurs, il serait intéressant de vérifier

si cette « mémoire » pré-lésionnelle s'observe également en période de réadaptation intense, de la phase aiguë à la phase sub-aiguë de l'AVC, lorsque le patron de marche de la personne hémiparétique n'est pas encore stabilisé. Puisqu'une amélioration de la force musculaire du membre inférieur parétique se produit habituellement durant la période de réadaptation, un changement continu du niveau d'effort risque de se produire. Ainsi, il est à se demander si la vitesse de marche de la personne hémiparétique s'ajusterait au changement de la force musculaire afin que les niveaux d'efforts (ou la perception de l'effort) demeurent constants au cours de la réadaptation. L'étude de Gandevia (Gandevia 1982) a déjà montré qu'un participant hémiparétique percevait un effort de soulèvement de son membre supérieur parétique de moins en moins important, au fur et à mesure que la fonction motrice de celui-ci s'améliorait. Ceci suggère donc que la personne hémiparétique serait consciente du niveau d'effort qu'elle produit et pourrait par conséquent tenter de le modifier.

Pour ce qui est de l'effet relié au côté, en ayant comme prémisse la notion de la perception de l'effort lors de la marche, le présent projet a permis également d'apporter une explication novatrice de l'asymétrie à la marche de la personne hémiparétique. En effet, une asymétrie dans la production des moments nets et des puissances nettes entre les côtés parétique et non parétique s'observe suite à un AVC, telle que rapportée par des études antérieures (Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2001). La présente étude n'y fait pas exception puisqu'une différence dans la production du moment net à la marche est notée

entre les côtés où, pour une force musculaire maximale supérieure, les muscles du côté non parétique produisent un moment net plus important à la marche que les muscles du côté parétique (ex. fléchisseurs plantaires 85 Nm versus 74 Nm). Ce phénomène se présente principalement à la cheville où une faiblesse musculaire plus prononcée s'observe. Dans ce projet, il est suggéré que l'asymétrie des variables cinétiques de la marche entre les côtés s'avère la conséquence de la production d'un niveau d'effort bilatéral semblable, lequel pourrait être basé sur la perception d'effort de la personne hémiparétique. Cette idée se base sur le fait qu'aucune différence significative entre le niveau d'effort des deux côtés n'a été constatée (ex. : vitesse naturelle ; fléchisseurs plantaires 59 % versus 64 %). L'absence d'ajustement de l'effort des muscles non parétiques pour la présence de faiblesse musculaire des muscles parétiques appuie donc les résultats d'études ayant évalué le sens de l'effort lors de tâche d'appariement aux membres supérieurs de la personne hémiparétique (Bertrand et al. 2004; Mercier et al. 2004 (a)). Ces études ont démontré que lorsque la personne hémiparétique doit produire une intensité d'effort statique sous-maximal similaire entre les deux membres supérieurs, bien que la personne perçoive cette intensité comme bilatéralement symétrique, une inégalité de la force statique produite s'observe où le membre supérieur non parétique présente d'emblée une force statique supérieure (Bertrand et al. 2004; Mercier et al. 2004 (a)).

Dans l'ensemble, la quantité d'effort semble présenter le même comportement que le TUM_{max} (voir la Figure de l'article 2 p.126) à l'exception des muscles de la hanche où les fléchisseurs de la hanche parétique et les extenseurs de la hanche non parétique présentent un TUM_{AIRE} plus élevé que leur homologue respectif. L'augmentation du TUM_{AIRE} des extenseurs de la hanche non parétique, de même que leur tendance à présenter une durée plus importante de leur action concentrique, pourrait représenter une stratégie allouant une action accrue des fléchisseurs de la hanche parétique lors de la marche de la personne hémiparétique.

L'analyse du niveau d'effort lors de la marche des participants hémiparétiques révèle que ces derniers n'utilisent pas le maximum de la capacité musculaire dont ils disposent. En effet, en moyenne, les valeurs du TUM demeurent en dessous de 100 % (fléchisseurs plantaires de 64 % à 77 %, fléchisseurs de la hanche de 46 % à 72 %, extenseurs de la hanche de 33 % à 58 %) et ce, peu importe la vitesse de marche. Ceci signifie donc qu'une certaine réserve musculaire existe lors de la marche et que la force musculaire ne représente pas, à priori, le facteur limitant de la vitesse de marche post-AVC. Il semble plutôt que le niveau d'effort représenterait un facteur déterminant de la vitesse de marche chez la personne hémiparétique. De ce fait, l'impact d'un programme de renforcement devra donc être évalué pour différents paramètres de la performance à la marche, dont le niveau et la perception d'effort requis lors de cette tâche.

L'effet relié au gain de force musculaire

Puisque les groupes expérimental et contrôle ont démontré des gains de force semblables aux muscles du membre inférieur parétique et que le but principal de ce projet de doctorat était d'évaluer l'impact d'un gain de force musculaire sur le niveau d'effort des groupes de muscles impliqués dans la génération d'énergie à la marche, il a été décidé de mettre en commun les données de force musculaire de tous les participants présentant un changement de force de 10 % ou plus à la cheville et/ou à la hanche (n=24). Le choix d'un changement de force musculaire de 10 % ou plus se basait sur le fait que cette valeur reflète un changement réel, c'est-à-dire non associé à l'erreur de mesure inhérente à l'évaluation de la force maximale (Sapega 1990). Ce faisant, à l'exception des extenseurs de la hanche, des gains de force musculaire significatifs de 52 % et de 36 % pour les fléchisseurs plantaires et les fléchisseurs de la hanche ont été notés. Puisque dans l'ensemble les extenseurs de la hanche n'ont démontré aucun gain de force musculaire, le niveau d'effort de ce groupe de muscles, suite au programme de renforcement musculaire, n'a donc pas été analysé.

En tant que groupe, grâce aux gains de force musculaire, les personnes hémiparétiques semblent adopter une stratégie mixte c'est-à-dire une diminution significative du niveau d'effort durant la marche, combinée à une augmentation substantielle des vitesses de marche naturelle et maximale. Cependant, l'augmentation de la

vitesse de marche n'est généralement pas suivie par un changement significatif des variables cinématiques et cinétiques reliées à l'effort maximal. En analysant l'importance clinique des changements observés, les « effect size » calculés permettent de stipuler que l'augmentation de la vitesse de marche n'est pas cliniquement significative par opposition à la diminution du TUMmax. En effet, pour les changements moyens de 0,06 m/s de la vitesse naturelle et de 0,09 m/s de la vitesse maximale de marche, les « effect size » de 0,2 s'avèrent inférieurs à ceux variant de 0,4 à 0,6 pour la diminution moyenne du TUMmax. La variabilité de la réponse des participants hémiparétiques en regard de la vitesse de marche, où près de la moitié d'entre eux (n=10) ne présentent aucune augmentation des vitesses naturelle et maximale de marche suite au gain de force musculaire, pourrait expliquer le faible changement de ce paramètre. La spécificité de l'entraînement et la relation non-linéaire pouvant exister entre la force musculaire et la vitesse de marche pourraient expliquer aussi le faible changement de la vitesse de marche. Ces points seront discutés plus amplement à la section « Limites de l'étude ». À l'opposé, la majorité des participants hémiparétiques utilisent le gain de force musculaire pour diminuer le niveau d'effort tant des fléchisseurs plantaires que des fléchisseurs de la hanche, exception faite à vitesse naturelle (voir Figure 2 de l'article 4 p.189).

Ainsi, indépendamment de la vitesse de marche, une diminution significative du TUMmax s'opère suite à un gain de force musculaire. À titre d'exemple, à vitesse naturelle,

le niveau d'effort maximal des fléchisseurs plantaires passe de 71 % à 59 %, se traduisant par un changement de 16 %. À la hanche, les fléchisseurs voient leur TUMmax passé de 46 % à 35 %, soit une diminution de l'ordre de 19 %. À vitesse maximale, ces diminutions se chiffrent à 17 % à la cheville et à 12 % à la hanche (voir Figure 1 de l'article 4 p.189). Cette réduction du TUMmax s'explique par le changement de force musculaire étant donné que le moment net produit durant la marche ne diffère pas en pré et post-entraînement et ce, pour les deux groupes de muscles (ex. valeurs en pré et post-entraînement à vitesse naturelle; fléchisseurs plantaires 64 Nm versus 64 Nm et fléchisseurs de la hanche 28 Nm versus 30 Nm). Malgré un gain de force musculaire, le TUMmax demeure toujours plus élevé pour les fléchisseurs plantaires à vitesse naturelle, mais ne diffère pas de celui des fléchisseurs de la hanche à vitesse maximale. Tel que mentionné précédemment, à cadence similaire, la personne hémiparétique possède un niveau d'effort maximal supérieur à celui de l'individu sain. Or, grâce aux gains de force musculaire, cette différence s'estompe, passant d'une étendue de 13 % à 29 % à une étendue de 3 % à 9 % (Requiao et al. 2005), dépendamment du groupe de muscles et de la vitesse de marche. Le simple fait que le gain de force musculaire permette une diminution du niveau d'effort lors de la marche, malgré un faible changement de la vitesse de marche, confirme donc la pertinence de renforcer les muscles parétiques suite à un AVC.

Tel que stipulé à la section « Hypothèses générales », puisque les fléchisseurs plantaires présentent un TUMmax élevé lors de la marche, il était suggéré que, par le gain de force musculaire, un ajustement du niveau d'effort s'orchestrerait entre les muscles de la cheville et de la hanche afin d'uniformiser l'effort fourni lors de la marche. À vitesse naturelle, ce phénomène ne se produit pas puisque le changement du TUMmax des fléchisseurs plantaires et des fléchisseurs de la hanche est semblable (16 % versus 19 %) et qu'un niveau d'effort maximal plus élevé pour les fléchisseurs plantaires est toujours présent (59 % versus 35 %), suite au programme de renforcement musculaire. Toutefois, à vitesse maximale, alors que la demande imposée aux groupes de muscles s'avère plus importante, les résultats semblent corroborer l'hypothèse de départ. De fait, bien que les fléchisseurs plantaires et les fléchisseurs de la hanche présentent une diminution de leur TUMmax, cette diminution s'avère légèrement plus importante pour les fléchisseurs plantaires (17 % versus 12 %). Qui plus est, aucune différence significative entre les niveaux d'effort maximal des deux groupes de muscles évalués n'est notée. Ainsi, malgré un gain de force musculaire important des fléchisseurs plantaires, une compensation par les fléchisseurs de la hanche semble toujours se produire à vitesse maximale. Une comparaison à cadence similaire des niveaux d'effort entre la personne hémiparétique et l'individu sain suite à un gain de force musculaire viendrait corroborer ce fait.

Associée à une réduction du TUMmax secondaire au gain de force musculaire, une tendance vers une diminution de la quantité d'effort (TUM_{AIRE}) s'observe également à la

cheville, exception faite à vitesse naturelle, et à la hanche. De plus, cette diminution devient significative à vitesse maximale pour les fléchisseurs de la hanche. Le TUM_{AIRE} des fléchisseurs de la hanche demeure néanmoins plus élevé que celui des fléchisseurs plantaires (15 %s versus 6 %s) et ce, pour une durée de leur action concentrique plus importante (0,33 s versus 0,13 s), supportant l'ajustement du niveau d'effort entre les muscles de la cheville et de la hanche à cette vitesse. Il est à noter que pour la durée de la phase de génération, un changement très variable s'observe entre les participants, plus particulièrement pour les fléchisseurs de la hanche, faisant en sorte que la diminution du TUM_{AIRE} ne s'avère pas aussi significative que celle du TUM_{max} .

Qui plus est, de façon générale, les personnes hémiparétiques présentant les gains de force musculaire les plus importants sont également celles démontrant les réductions les plus notables de leur niveau d'effort maximal, comme en témoigne la présence d'associations négatives significatives entre les changements de force musculaire et du TUM_{max} ($-0.58 <r> -0.83$) des divers groupes de muscles (voir article 4 p.189). À l'opposé, aucune association significative entre les changements de vitesses de marche et du TUM_{max} n'a été mise en évidence. Ce résultat pourrait être expliqué notamment par le fait que le changement de la vitesse de marche s'avère faible, même si significatif, étant donné la présence d'une réponse non uniforme des participants suite aux gains de force musculaire, telle que mentionnée précédemment. Par conséquent, le gain de force

musculaire secondaire à un programme de renforcement en résistance spécifique des muscles parétiques représente un bon indicateur du changement du niveau d'effort lors de la marche dans le cas où la vitesse de marche s'avère peu modifiée.

En plus, sachant que l'asymétrie à la marche de la personne hémiparétique sous-tendrait la conservation d'une perception d'effort bilatéral similaire à la norme, il peut être supposé que ce phénomène demeure lors d'un gain de force des muscles parétiques. Dans cette optique, puisque le gain de force musculaire des fléchisseurs plantaires parétiques a été suivi par une diminution de leur TUMmax, une diminution du niveau d'effort maximal de ce groupe de muscles du côté non parétique devait aussi se manifester. Cependant, aucun changement du TUMmax n'a été constaté pour le côté non parétique. Pour expliquer ce fait, la diminution de 16 % à 17 % du TUMmax des fléchisseurs plantaires du côté parétique, dépendamment de la vitesse de marche, pourrait avoir été insuffisante pour amener les fléchisseurs plantaires non parétiques à diminuer, à leur tour, leur niveau d'effort durant la marche. Malgré cette absence de changement, un niveau d'effort maximal statistiquement similaire s'observe toujours entre les côtés suite au programme de renforcement musculaire (ex. : vitesse maximale 75 % versus 71 %), allouant ainsi une perception bilatérale similaire de l'effort. Puisqu'aucun changement de force musculaire n'a été noté pour les fléchisseurs plantaires non parétiques, une réduction du niveau d'effort du côté non parétique aurait été possible uniquement par une diminution du moment net de ce groupe de muscles lors de la marche. Or, cette stratégie aurait favorisé une vitesse de marche encore plus lente chez cette

population, déjà reconnue pour cette incapacité. Ce désir de percevoir un effort similaire entre les côtés lors de la marche pourrait expliquer l'absence d'amélioration de l'asymétrie à la marche chez les participants hémiparétiques de l'étude de Teixeira-Salmela et al (Teixeira-Salmela et al. 2001) suite à leur programme d'entraînement.

Concernant la quantité d'effort, une différence est constatée entre les côtés où une diminution du TUM_{AIRE} des fléchisseurs de la hanche parétique à vitesse maximale s'observe par rapport aux fléchisseurs de la hanche non parétique. Le TUM_{AIRE} des fléchisseurs de la hanche parétique demeure toutefois toujours plus important que celui des fléchisseurs de la hanche non parétique. Cette observation s'explique par une durée plus longue de l'activité concentrique des fléchisseurs de la hanche parétique pour un TUM_{max} similaire entre les deux côtés.

Le TUM représente un modèle fort intéressant permettant de comprendre davantage l'impact de la faiblesse musculaire sur la performance à la marche post-AVC et les stratégies préconisées par la personne hémiparétique lors d'un gain de force musculaire des muscles impliqués dans la progression du corps vers l'avant. Néanmoins, il n'en demeure pas moins que certaines limites inhérentes à l'utilisation du TUM sont à considérer ainsi que diverses restrictions liées au programme de renforcement musculaire proposé.

Limites de l'étude

Limites reliées au programme de renforcement musculaire spécifique en résistance

Le programme de renforcement musculaire spécifique en résistance préconisé dans ce projet de doctorat a produit les résultats escomptés pour les fléchisseurs plantaires et les fléchisseurs de la hanche lors du regroupement des participants des groupes expérimental et contrôle. Toutefois, aucun gain significatif de force musculaire n'a été noté pour les extenseurs de la hanche. Cette absence de changement de force peut provenir de maints facteurs tels la variabilité des réponses à l'entraînement des divers groupes de muscles (Hakkinen 1985), mais également de l'état initial du groupe de muscles entraînés. De fait, tel que rapporté dans les articles 1 et 2, lorsque comparés à un angle commun de 40° de flexion de la hanche, les extenseurs de la hanche parétique ne présentaient au départ aucun déficit de force par rapport à leur homologue non parétique (114 Nm versus 128 Nm). De plus, par comparaison aux individus sains évalués dans des conditions similaires, le déficit de 12 % de la force moyenne pondérée des extenseurs de la hanche parétique ne s'avérait pas statistiquement significatif (Requiao et al. 2005). Malgré un déficit de force musculaire peu important des extenseurs de la hanche parétique, un programme de renforcement d'une durée supérieure à six semaines aurait pu être prôné afin de s'assurer de l'obtention de gain de force musculaire significatif de ce groupe de muscles. En effet, pour de tels entraînements, le changement de force musculaire provient non seulement d'une adaptation neurologique, mais également d'un accroissement de la masse musculaire (Moritani 1993).

Il est donc juste de penser qu'un gain de force musculaire des extenseurs de la hanche parétique aurait pu être obtenu. Néanmoins, le choix d'un programme de renforcement spécifique en résistance d'une durée de six semaines se basait sur les protocoles de renforcement des muscles parétiques de la personne hémiparétique des études antérieures. De ces études, un changement positif et significatif de la force musculaire de divers groupes de muscles entraînés avait été mis en évidence et ce, pour un programme de renforcement spécifique en résistance de moins de trois mois (Engardt et al. 1995; Sharp et al. 1997). Il était donc supposé qu'une telle durée d'entraînement produirait les résultats escomptés pour les trois groupes de muscles ciblés dans la présente étude.

En outre, sur la base des résultats rapportés à l'article 3 (voir Figure 2 (p.152)), il a été constaté que, malgré un gain de force des muscles entraînés pour l'ensemble du groupe, certains participants ne présentaient aucun changement de force musculaire ou du moins, pas pour tous les groupes de muscles. Ce phénomène a déjà été rapporté dans la littérature chez l'individu sain (Hislop 1963; Hakkinen 1985), mais aucune explication approfondie n'a été tentée. Dans la présente étude, il aurait été intéressant de caractériser les participants hémiparétiques selon la présence ou non de gain de force musculaire afin de tenter d'établir un profil de réponse à l'entraînement. Il pourrait être alors supposé que des protocoles de renforcement plus adaptés à la condition initiale de l'individu permettraient l'obtention plus

prévisible de gain de force musculaire chez cette population. Des analyses ultérieures sont prévues à cet effet.

L'absence d'impact cliniquement majeur du programme de renforcement musculaire spécifique en résistance sur la vitesse de marche pourrait découler, entre autres, de la relation non-linéaire pouvant exister entre la force musculaire et la vitesse de marche (Buchner et al. 1996). Cette relation non-linéaire implique que, si la force musculaire s'avère déjà suffisante pour marcher, un gain de force musculaire n'aura pas d'impact sur la vitesse de marche et aucune relation entre ces deux variables ne sera établie. Ce phénomène pourrait s'être produit dans la présente étude puisque les participants hémiparétiques avaient en moyenne un niveau d'effort maximal en deçà de 100 % avant le programme de renforcement musculaire. Les participants n'étaient donc pas limités par leur faiblesse musculaire (Nadeau et al. 1999 (b)) et possédaient déjà une force musculaire suffisante pour marcher. Toutefois, un bémol doit être apporté puisque la compensation observée entre les groupes de muscles durant la marche peut confondre cette relation. De plus, le principe de spécificité de l'entraînement pourrait expliquer en partie le faible changement clinique de la vitesse de marche suite au gain de force musculaire. De fait, les études rapportent que le gain de force musculaire est spécifique à l'angle (Lindh 1979), à la vitesse (Pereira et al. 2003) et au type de contraction (Engardt et al. 1995) choisis lors de l'entraînement. Ainsi, le transfert d'un gain de force musculaire vers une tâche

fonctionnelle comme la marche peut s'avérer problématique sachant que durant la marche, les groupes de muscles doivent travailler dans des conditions où tant l'angle, la vitesse et le type de contraction varient grandement. Dans cette étude, ces aspects ont été soigneusement choisis afin qu'ils soient biomécaniquement similaires à ceux retrouvés lors de la génération d'énergie à la marche. Malgré tout, l'augmentation de la vitesse de marche s'est avérée cliniquement minime par comparaison aux gains de force musculaire obtenus. La pratique de la marche sur tapis roulant à une vitesse prédéterminée plus rapide que la vitesse de marche spontanément choisie par la personne hémiparétique lui aurait peut-être permis une prise de conscience accrue du gain de force musculaire du membre inférieur parétique et de son utilité possible dans l'atteinte d'une vitesse de marche plus rapide post-entraînement. Aussi, la marche a été analysée seulement dans le plan sagittal et des changements notables des paramètres de la marche dans les autres plans pourraient avoir eu lieu suite au gain de force musculaire.

Limites reliées au TUM

a) Limites reliées à l'estimation du moment net à la marche (numérateur)

La détermination du moment net (numérateur du TUM) par la technique de la dynamique inverse (Winter 1991) s'orchestre par la combinaison des données cinématiques et cinétiques. Pour ce qui est des données cinématiques, plusieurs facteurs peuvent influencer les données obtenues : le placement des marqueurs sur le corps, le

probage de repères anatomiques, la présence de mouvements brusques d'un segment corporel ou les hypothèses simplificatrices reliées à la technique de la dynamique inverse (Kadaba et al. 1989; Harris et al. 1994; Zajac et al. 2002). De ces facteurs, seulement le placement des marqueurs sur le corps et le probage des repères anatomiques pouvaient être plus spécifiquement contrôlés durant la collecte de marche. Ainsi, dans le présent projet de doctorat, l'examineur en charge de l'évaluation de la marche en laboratoire s'est assuré d'identifier le plus rigoureusement possible les repères anatomiques utilisés pour le probage et le placement des marqueurs. De plus, cet examineur notait, par écrit, toutes les mesures prises lors de l'évaluation initiale pour se garantir d'un probage et d'un repositionnement des marqueurs le plus semblable possible lors de l'évaluation finale. Pour ce qui est des variables cinétiques utilisées dans le calcul du moment net, soit les forces de réaction du sol, Kadaba et al (1989) stipulent que peu de sources d'erreurs sont à même de se produire dans la détermination de ces forces par l'utilisation de plates-formes de force.

De plus, pour s'assurer que le changement des variables cinématiques et cinétiques, suite au programme de renforcement musculaire, soit réel et ne découle pas de la variabilité naturelle des paramètres analysés lors d'une évaluation à l'autre, la fidélité test-retest se devait d'être examinée. Concernant les variables cinématiques, une fidélité test-retest adéquate a été rapportée lors de la marche chez l'individu sain (Kadaba et al. 1989). Par ailleurs, cette fidélité s'avère la meilleure pour la cinématique de la hanche, du genou et de

la cheville dans le plan sagittal (CCM : 0,96 à 0,99) (Kadaba et al. 1989); plan analysé dans la présente étude. Toutefois, la présence d'une pathologie peut affecter à la baisse la fidélité des paramètres cinématiques de la marche, de par la plus grande variabilité des données intra-sujet (Steinwender et al. 2000). Pour ce qui est des variables cinétiques, les études rapportent une bonne fidélité test-retest des courbes de moment net (CCM : 0,94 à 0,99), particulièrement pour le moment net des fléchisseurs plantaires dans le plan sagittal (Kadaba et al. 1989). Toutefois, sachant qu'une grande variabilité du profil des moments nets existe entre les personnes hémiparétiques lors de la marche (Kim et al. 2004), il peut être supposé que la fidélité test-retest de ce paramètre cinétique soit meilleure chez cette population. Les forces de réaction du sol, quant à elles, présentent également une fidélité test-retest adéquate (CCM : 0,94 à 0,99), mais celle-ci s'avère inférieure pour les forces de réaction médio-latérales (Kadaba et al. 1989).

L'ordre de grandeur des valeurs d'angle, de vitesse angulaire et de moment net de la présente étude corrobore celui déjà rapporté chez la personne hémiparétique (Olney et al. 1991; Teixeira-Salmela et al. 2001), faisant ainsi foi d'un calcul adéquat de ces paramètres lors de la marche des participants. De plus, la bonne fidélité test-retest des variables cinématiques et cinétiques lors de la marche permet de croire que l'évaluation du changement du numérateur du TUM était adéquate.

b) Limites reliées à l'estimation du moment maximal prédit (dénominateur)

Dans le présent ouvrage, l'utilisation du terme force maximale concentrique volontaire revêtait une importance particulière puisque de nombreux chercheurs ont mis en évidence une absence d'activation maximale de certains groupes de muscles lors d'une contraction statique ou dynamique maximale volontaire de l'individu (Belanger et al. 1981; Kent-Braun et al. 1996; Harridge et al. 1999; Babault et al. 2001; Knight et al. 2001; Babault et al. 2002; Shield et al. 2004). De fait, l'activation volontaire d'un groupe de muscles peut atteindre aussi peu que 69 % de sa capacité maximale réelle, laquelle peut être estimée par l'utilisation d'une stimulation électrique artificielle. Ce manque d'activation serait relié à la présence d'une inhibition du système nerveux central; inhibition d'autant plus marquée chez l'individu présentant une pathologie (Kent-Braun et al. 1996; Shield et al. 2004). Or, dans la présente étude, le rationnel voulait que la quantification du niveau d'effort à la marche s'obtienne dans une condition d'activation musculaire volontaire normalement retrouvée chez l'individu et non dans une condition d'activation maximale obtenue par une technique artificielle telle que la stimulation électrique. Sachant que la force maximale volontaire se situe habituellement en deçà de la force maximale atteinte par stimulation électrique, une sous-estimation du moment maximal prédit pour les groupes de muscles évalués pourrait toutefois avoir eu lieu. Par contre, il est plausible de penser que cette sous-estimation de la force maximale ait été moindre suite au programme de renforcement musculaire de par les gains de force musculaire obtenus. Afin d'évaluer la différence possible des valeurs du TUM par l'utilisation de la capacité maximale réelle

d'un groupe de muscles plutôt que par la capacité volontaire de ce dernier, comme dans le présent ouvrage, des études futures devront être faites afin de bien cerner cet aspect.

Tel que rapporté à la section 3 de la « Méthodologie » (voir p.71), une attention particulière a été apportée à la fois à la vitesse du mouvement, à l'angle articulaire, au type de contraction et au préchargement utilisés lors de l'évaluation de la force maximale concentrique volontaire, et ce, afin de représenter le plus fidèlement possible les conditions d'activation musculaire retrouvées lors de la phase de génération d'énergie à la marche des fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche. Dans l'ensemble, ces éléments ont été respectés, mais certaines spécifications se doivent cependant d'être amenées. Concernant la vitesse et l'amplitude du dynamomètre, une bonne concordance a généralement été notée entre les valeurs acquises lors de l'évaluation dynamométrique et celles obtenues lors de l'évaluation de la marche des participants. Toutefois, à la hanche, le facteur « vitesse de mouvement » n'a pas été retenu, et ce, pour tous les participants, étant donné que les courbes de force enregistrées à une vitesse de mouvement supérieure à 30 °/s ne pouvaient être utilisées dans l'élaboration d'équation de régression, de par la présence d'oscillations importantes. En plus, une vitesse de mouvement du dynamomètre supérieure à la vélocité angulaire de l'articulation testée a été observée au TUMmax pour certains participants, tant à la cheville qu'à la hanche. Il faut cependant noter que, dans la détermination de l'équation de régression servant à prédire le moment maximal

(dénominateur du TUM), Nadeau et al (Nadeau et al. 1996 (a)) mentionnent que le coefficient relié au facteur « vitesse de mouvement » ne joue pas un rôle prépondérant par comparaison au coefficient relié au facteur « angle ». Ainsi, il semble peu probable que le manque de concordance entre la vitesse de mouvement du dynamomètre et la vélocité angulaire à l'articulation évaluée ait influencé grandement le calcul du TUM dans la présente étude. Pour ce qui est de l'angle, une extrapolation du moment de flexion plantaire a été effectuée chez certains participants puisque ces derniers n'ont pu obtenir un angle à la cheville équivalent à l'angle maximal retrouvé lors de la phase de poussée de ce groupe de muscles. Nadeau et al (1996) rapportent qu'une différence de $\pm 5^{\circ}$ entre l'angle obtenu au test dynamométrique et celui obtenu à la marche entraîne une différence de 5 % du TUM moyen.

Tout comme les variables cinématiques et cinétiques de la marche, une bonne fidélité test-retest de la force concentrique aux membres inférieurs de la personne hémiparétique, évaluée à l'aide d'un dynamomètre, était nécessaire. Fort heureusement, les études rapportent une bonne fidélité test-retest de la valeur sommet de la force concentrique, enregistrée à différentes vitesses de mouvement pour les fléchisseurs plantaires (CCI côté parétique : 0,76 à 0,96 et non parétique : 0,72 à 0,88), les fléchisseurs de la hanche (CCI côté parétique : 0,91 à 0,98 et non parétique : 0,88 à 0,92) ainsi que pour les extenseurs de la hanche (CCI côté parétique : 0,97 et non parétique : 0,98) (Pohl et al.

2000; Eng et al. 2002; Hsu et al. 2002). Cependant, Eng et al (2002) ont observé une augmentation de la valeur sommet de la force concentrique lors de la deuxième évaluation, et ce, plus particulièrement à la hanche. Ces auteurs expliquent ce fait par un effet d'apprentissage des participants et suggèrent ainsi une période de familiarisation avant l'enregistrement de la force musculaire. Dans ce projet de doctorat, ce point a été pris en considération puisque tous les participants prenaient part à une période de familiarisation avec le dynamomètre Biodex deux à trois jours avant la collecte de données, augmentant les chances d'obtenir des données de force musculaire fidèles. Compte tenu de la bonne fidélité test-retest des mesures de force musculaire et de la période de familiarisation préconisée dans cette étude, il peut être supposé qu'une évaluation adéquate du changement du dénominateur du TUM suite au gain de force musculaire a été faite.

Ainsi, les équations de régression, bâties par l'analyse des courbes de force musculaire générées lors de l'évaluation de la force maximale concentrique volontaire des participants, ont démontré des coefficients de détermination variant de 0,62 à 0,99. Ceci suggère donc l'obtention d'un ajustement adéquat des courbes de force musculaire, tant en pré qu'en post-entraînement.

c) Limites reliées à l'utilisation même du modèle du TUM

Dans le présent projet de doctorat, l'estimation du niveau d'effort à la marche s'est fait par l'utilisation du TUM dit mécanique (Nadeau et al. 1996 (a)) et non celui dit EMG (Hebert et al. 1995). Pour un groupe de muscles d'une articulation donnée, tel le triceps sural de la cheville, le niveau d'effort EMG peut varier lorsqu'évalué pour chaque muscle le composant (Ericson et al. 1986). Ainsi, l'avantage du TUM mécanique réside dans le fait qu'il procure un niveau d'effort global à l'articulation évaluée et peut ainsi être plus représentatif du TUM à la marche. De plus, l'utilisation du TUM EMG suppose qu'une linéarité existe entre l'augmentation de la force musculaire et l'augmentation de l'activité EMG du groupe de muscles évalué et qu'une modulation similaire de l'activité EMG prévaut entre tous les muscles agonistes au mouvement. Or, une relation linéaire entre l'augmentation de force musculaire et l'activité EMG n'a pas été mise en évidence pour tous les groupes de muscles (Woods et al. 1983) et le niveau de recrutement de muscles agonistes diffère selon, non seulement le type de contraction (Nardone et al. 1988), mais également la vitesse du mouvement (Hubley-Kozey et al. 2000). Pour ces raisons, le choix du TUM mécanique s'avérait plus avantageux.

Néanmoins, une nuance doit être apportée quant à l'utilisation du TUM mécanique. Tel que mentionné précédemment, l'estimation du numérateur du TUM s'effectue par la technique de la dynamique inverse laquelle fait fi de la présence de co-contraction

musculaire dans l'estimation du moment net produit lors de la marche. Chez la personne hémiparétique, une co-contraction musculaire peut se produire durant la marche (Lamontagne et al. 2000 (b)) faisant en sorte que pour un même mouvement ou moment net, l'activité musculaire du groupe de muscles agonistes se doit d'être accrue. Néanmoins, lors du calcul du moment net, la technique de la dynamique inverse ne permet pas de distinguer l'activité du groupe de muscles antagonistes de celle du groupe de muscles agonistes. Ceci peut donc impliquer une sous-estimation du niveau d'effort d'un groupe de muscles en présence de co-contraction. Cette sous-estimation peut s'avérer plus importante pour les muscles non parétiques étant donné la présence de co-contraction plus marquée de ce côté lors de la marche. Une analyse ultérieure de l'activité EMG des principaux muscles à l'étude pour ce projet de doctorat permettra de valider ce point. De plus, étant donné que la raideur passive d'un muscle influence à la fois le moment net à la marche (Lamontagne et al. 2000 (a)) et la génération d'une force maximale concentrique (Wilson et al. 1994; Gajdosik 2001), le TUM calculé peut ne pas refléter totalement l'effort fourni par le groupe de muscles lui-même, plus particulièrement pour le côté parétique. Il est à noter que dans la présente étude, la contribution de la raideur passive des muscles au calcul du TUM n'a pas été analysée distinctement.

Concernant la fidélité du TUM entre les conditions pré et post-entraînement, elle n'a pas été explicitement déterminée, mais peut être considérée adéquate étant donné que le TUM représente un ratio entre le moment net et la capacité maximale d'un groupe de

muscles, deux variables jugées fidèles. Néanmoins, il serait de mise de déterminer la marge d'erreur associée à l'estimation du niveau d'effort des muscles de la cheville et de la hanche, dans une condition test-retest, afin de s'assurer que le changement du TUM observé chez les individus, suite au gain de force musculaire, soit au-delà de l'instabilité de la mesure dans le temps.

Il est à noter que, puisque les conditions d'évaluation des individus sains de l'étude de Requiao et al (2005) étaient identiques à celles retrouvées chez les participants hémiparétiques de ce projet de doctorat, l'utilisation du niveau d'effort des individus sains à titre de norme et la comparaison directe du niveau d'effort entre les deux groupes étaient donc appropriées.

Généralisation des résultats

Par l'utilisation du TUM, les résultats découlant de ce projet de doctorat apportent, sans contredit, une explication novatrice du lien unissant la force musculaire et la performance à la marche de la personne hémiparétique. Ces faits nouveaux engendrent ainsi de nouvelles pistes de réflexion afin d'approfondir les connaissances inhérentes à cette tâche fonctionnelle post-AVC. Par contre, l'interprétation des résultats doit se faire à même le contexte de l'étude en tenant compte des critères d'inclusion et d'exclusion sélectionnés. En effet, le niveau d'effort des muscles générateurs d'énergie lors de la marche a été déterminé chez des participants hémiparétiques en phase chronique de l'AVC. Par ailleurs, l'échantillon relativement petit d'individus hémiparétiques recrutés présentait en moyenne une bonne récupération motrice associée à une spasticité légère au membre inférieur parétique. Les participants à l'étude marchaient également sans aide technique, et, en se basant sur la classification de la marche de Perry et al (Perry et al. 1995), ils pouvaient être catégorisés comme des individus aptes à se déplacer dans la communauté.

Par conséquent, l'obtention de résultats différents pourrait être envisagée chez la personne hémiparétique démontrant des déficiences sévères, où l'utilisation d'une aide technique à la marche pourrait modifier le niveau d'effort aux membres inférieurs. De plus, tel que mentionné précédemment, l'évaluation du TUM, à la phase aiguë et sub-aiguë d'un AVC, pourrait apporter une vision différente de l'ajustement de la vitesse de marche en

fonction du niveau d'effort par rapport à celle suggérée à la phase chronique de l'AVC ainsi que fournir de nouvelles informations sur l'asymétrie à la marche retrouvée chez la personne hémiparétique. En conséquence, la généralisation des résultats actuels à la population hémiparétique doit se restreindre aux individus possédant des caractéristiques semblables à celles rapportées dans le présent projet.

Conclusion

Le présent ouvrage a certes fourni un moyen novateur d'aborder le lien unissant la faiblesse et le gain de force musculaire à la performance à la marche chez la personne hémiparétique en phase chronique. Ce projet de doctorat en était un de grande envergure, requérant à la fois une rigueur méthodologique et une complexité des analyses, afin de répondre aux hypothèses et aux objectifs soulevés. À cet effet, un programme de renforcement musculaire spécifique en résistance a été développé pour correspondre spécifiquement aux amplitudes articulaires, à la vitesse et au type de contraction rencontrés lors de la génération d'énergie à la marche des fléchisseurs plantaires et des fléchisseurs et extenseurs de la hanche. Un tel programme de renforcement n'avait jamais été tenté auparavant chez la population hémiparétique. Qui plus est, inhérentes aux données recueillies lors des évaluations de la force musculaire maximale et de la marche, de nombreuses analyses ont été nécessaires avant de parvenir au calcul du TUM dont, entre autres, l'élaboration de multiples équations de régression pour chaque groupe de muscles de chaque participant à l'étude. De ces analyses, non seulement le niveau d'effort a-t-il été calculé pour trois groupes de muscles, mais également pour deux côtés, deux vitesses de marche et deux temps d'évaluation (pré et post-entraînement) et ce, chez 30 participants hémiparétiques. Du profil du TUM ainsi obtenu, le TUM_{max}, le TUM_{AIRE} et la durée de la phase de génération d'énergie ont été retenus pour chaque participant. Par la quantité de données recueillies, ce présent projet de doctorat a donc pu brosser un tableau assez complet du niveau d'effort lors de la marche post-AVC et des maints facteurs l'influençant.

La contribution de ce doctorat à l'enrichissement des connaissances en regard de la marche de la personne hémiparétique est certes indéniable et les résultats en découlant sont présentés dans quatre articles dont trois publiés dans des revues scientifiques de renommée internationale.

Ainsi, par l'étude du TUM à différentes vitesses, les stratégies préconisées par la personne hémiparétique afin d'augmenter sa vitesse de marche ont pu être mises en lumière et une description objective des compensations entre les divers groupes de muscles, responsables de la génération d'énergie à la marche, a pu être obtenue. L'analyse du niveau d'effort bilatéral a ouvert la porte également à une compréhension accrue de l'asymétrie à la marche post-AVC. Suite à un gain de force musculaire, il a été possible d'observer, de façon générale, l'utilisation principale faite par la personne hémiparétique suite à ce changement de force afin d'améliorer sa performance à la marche, c'est-à-dire la diminution notable du niveau d'effort maximal et de la quantité d'effort durant la marche, au détriment d'une augmentation cliniquement significative de la vitesse de marche. Toutefois, il a été constaté qu'aucun ajustement du niveau d'effort du côté non parétique ne se produisait pour la diminution du TUMmax du côté parétique suite à un gain de force musculaire des muscles parétiques, perpétuant ainsi l'asymétrie à la marche chez cette population.

Grâce à l'utilisation du modèle biomécanique du TUM, il est maintenant possible d'aller au-delà de l'analyse descriptive. Il est espéré que les résultats novateurs et probants découlant de ce projet de doctorat ouvriront la voie à des études explicatives de plus en plus poussées en regard des stratégies motrices post-AVC. En appliquant le modèle du TUM à d'autres tâches fonctionnelles, il sera possible d'obtenir une vue d'ensemble plus vaste de l'organisation de l'effort de la personne hémiparétique et de poursuivre l'étude du rôle de la force musculaire et de la perception de l'effort sur la performance fonctionnelle de cette population.

Bibliographie

- Aagaard, P. and J. L. Andersen (1998). "Correlation between Contractile Strength and Myosin Heavy Chain Isoform Composition in Human Skeletal Muscle." *Med Sci Sports Exerc* 30(8): 1217-22.
- Aagaard, P., J. L. Andersen, P. Dyhre-Poulsen, A. M. Leffers, A. Wagner, S. P. Magnusson, J. Halkjaer-Kristensen and E. B. Simonsen (2001). "A Mechanism for Increased Contractile Strength of Human Pennate Muscle in Response to Strength Training: Changes in Muscle Architecture." *J Physiol* 534(Pt. 2): 613-23.
- Aagaard, P., E. B. Simonsen, J. L. Andersen, P. Magnusson and P. Dyhre-Poulsen (2002). "Increased Rate of Force Development and Neural Drive of Human Skeletal Muscle Following Resistance Training." *J Appl Physiol* 93(4): 1318-26.
- Ada, L., W. Vattanasilp, N. J. O'Dwyer and J. Crosbie (1998). "Does Spasticity Contribute to Walking Dysfunction after Stroke?" *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 64(5): 628-35.
- Ada, L., C. G. Canning and S. L. Low (2003). "Stroke Patients Have Selective Muscle Weakness in Shortened Range." *Brain* 126(Pt 3): 724-31.
- Adams, R. W., S. C. Gandevia and N. F. Skuse (1990). "The Distribution of Muscle Weakness in Upper Motoneuron Lesions Affecting the Lower Limb." *Brain* 113 (Pt 5): 1459-76.
- Andrews, A. W. and R. W. Bohannon (2000). "Distribution of Muscle Strength Impairments Following Stroke." *Clin Rehabil* 14(1): 79-87.
- Andrews, A. W. and R. W. Bohannon (2003). "Short-Term Recovery of Limb Muscle Strength after Acute Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 84(1): 125-30.
- Andrews, R. J. (1991). "Transhemispheric Diaschisis. A Review and Comment." *Stroke* 22(7): 943-9.
- Babault, N., M. Pousson, Y. Ballay and J. Van Hoecke (2001). "Activation of Human Quadriceps Femoris During Isometric, Concentric, and Eccentric Contractions." *J Appl Physiol* 91(6): 2628-34.
- Babault, N., M. Pousson, A. Michaut, Y. Ballay and J. V. Hoecke (2002). "EMG Activity and Voluntary Activation During Knee-Extensor Concentric Torque Generation." *Eur J Appl Physiol* 86(6): 541-7.
- Babault, N., M. Pousson, A. Michaut and J. Van Hoecke (2003). "Effect of Quadriceps Femoris Muscle Length on Neural Activation During Isometric and Concentric Contractions." *J Appl Physiol* 94(3): 983-90.

- Baker, D., G. Wilson and B. Carlyon (1994). "Generality Versus Specificity: A Comparison of Dynamic and Isometric Measures of Strength and Speed-Strength." *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 68(4): 350-5.
- Belanger, A. Y. and A. J. McComas (1981). "Extent of Motor Unit Activation During Effort." *J Appl Physiol* 51(5): 1131-5.
- Berg, K., S. Wood-Dauphinee and J. I. Williams (1995). "The Balance Scale: Reliability Assessment with Elderly Residents and Patients with an Acute Stroke." *Scand J Rehabil Med* 27(1): 27-36.
- Bertrand, A. M., C. Mercier, P. L. Shun, D. Bourbonnais and J. Desrosiers (2004). "Effects of Weakness on Symmetrical Bilateral Grip Force Exertion in Subjects with Hemiparesis." *J Neurophysiol* 91(4): 1579-85.
- Bobath, B. (1990). *Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment* London, Heinemann Medical Books.
- Bohannon, R. (1989). "Selected Determinants of Ambulatory Capacity in Patients with Hemiplegia." *Clin Rehabil* 3: 47-53.
- Bohannon, R. W. (1986). "Strength of Lower Limb Related to Gait Velocity and Cadence in Stroke Patients." *Physiother Can* 38(4): 204-206.
- Bohannon, R. W. (1987). "Gait Performance of Hemiparetic Stroke Patients: Selected Variables." *Arch Phys Med Rehabil* 68(11): 777-81.
- Bohannon, R. W., M. G. Horton and J. B. Wikholm (1991). "Importance of Four Variables of Walking to Patients with Stroke." *International J Rehabil Res* 14(3): 246-50.
- Bohannon, R. W. and A. W. Andrews (1995). "Limb Muscle Strength Is Impaired Bilaterally after Stroke." *J Phys Ther Sci* 7: 1-7.
- Bohannon, R. W. (1995). "Measurement, Nature, and Implications of Skeletal Muscle Strength in Patients with Neurological Disorders." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10(6): 283-292.
- Boissy, P., D. Bourbonnais, D. Gravel, A. B. Arsenault and Y. Lepage (2000). "Effects of Upper and Lower Limb Static Exertions on Global Synkineses in Hemiparetic Subjects." *Clin Rehabil* 14(4): 393-401.
- Bourbonnais, D. and S. Vanden Noven (1989). "Weakness in Patients with Hemiparesis." *Am J Occup Ther* 43(5): 313-9.
- Bourbonnais, D., S. Vanden Noven and R. Pelletier (1992). "Incoordination in Patients with Hemiparesis." *Can J Public Health* 83 Suppl 2: S58-63.
- Bourbonnais, D., S. Bilodeau, Y. Lepage, N. Beaudoin, D. Gravel and R. Forget (2002). "Effect of Force-Feedback Treatments in Patients with Chronic Motor Deficits after a Stroke." *Am J Phys Med Rehabil* 81(12): 890-7.
- Brandstater, M. E., H. de Bruin, C. Gowland and B. M. Clark (1983). "Hemiplegic Gait: Analysis of Temporal Variables." *Arch Phys Med Rehabil* 64(12): 583-7.

- Buchner, D. M., E. B. Larson, E. H. Wagner, T. D. Koepsell and B. J. de Lateur (1996). "Evidence for a Non-Linear Relationship between Leg Strength and Gait Speed." *Age Ageing* 25(5): 386-91.
- Butland, R. J., J. Pang, E. R. Gross, A. A. Woodcock and D. M. Geddes (1982). "Two-, Six-, and 12-Minute Walking Tests in Respiratory Disease." *Br Med J (Clin Res Ed)* 284(6329): 1607-8.
- Byrnes, M. L., G. W. Thickbroom, B. A. Phillips and F. L. Mastaglia (2001). "Long-Term Changes in Motor Cortical Organisation after Recovery from Subcortical Stroke." *Brain Res* 889(1-2): 278-87.
- Cahalan, T. D., M. E. Johnson, S. Liu and E. Y. Chao (1989). "Quantitative Measurements of Hip Strength in Different Age Groups." *Clin Orthop Relat Res*(246): 136-45.
- Caldwell, G. E., W. B. Adams, 3rd and M. R. Whetstone (1993). "Torque/Velocity Properties of Human Knee Muscles: Peak and Angle-Specific Estimates." *Can J Appl Physiol* 18(3): 274-90.
- Canning, C. G., L. Ada and N. O'Dwyer (1999). "Slowness to Develop Force Contributes to Weakness after Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 80(1): 66-70.
- Cappozzo, A. (1991). "The Mechanics of Human Walking." *Adaptability of human gait*: 167-185.
- Cardol, M., J. W. Brandsma, I. J. de Groot, G. A. van den Bos, R. J. de Haan and B. A. de Jong (1999). "Handicap Questionnaires: What Do They Assess?" *Disabil Rehabil* 21(3): 97-105.
- Carod-Artal, F. J., M. S. Medeiros, T. A. Horan and L. W. Braga (2005). "Predictive Factors of Functional Gain in Long-Term Stroke Survivors Admitted to a Rehabilitation Programme." *Brain Inj* 19(9): 667-73.
- Chae, J., A. Quinn, K. El-Hayek, J. Santing, R. Berezovski and M. Harley (2006). "Delay in Initiation and Termination of Tibialis Anterior Contraction in Lower-Limb Hemiparesis: Relationship to Lower-Limb Motor Impairment and Mobility." *Arch Phys Med Rehabil* 87(9): 1230-4.
- Chapman, E. and M. Wiesendanger (1982). "The Physiological and Anatomical Basis of Spasticity: A Review." *Physiother Can* 34(3): 125-136.
- Clark, D. J., E. G. Condliffe and C. Patten (2006). "Activation Impairment Alters Muscle Torque-Velocity in the Knee Extensors of Persons with Post-Stroke Hemiparesis." *Clin Neurophysiol* 117(10): 2328-37.
- Collen, F. M., D. T. Wade and C. M. Bradshaw (1990). "Mobility after Stroke: Reliability of Measures of Impairment and Disability." *Int Disabil Stud* 12(1): 6-9.
- Cramer, S. C. and E. P. Bastings (2000). "Mapping Clinically Relevant Plasticity after Stroke." *Neuropharmacology* 39(5): 842-51.

- Desrosiers, J., L. Noreau, A. Rochette, G. Bravo and C. Boutin (2002). "Predictors of Handicap Situations Following Post-Stroke Rehabilitation." *Disabil Rehabil* 24(15): 774-85.
- Desrosiers, J., F. Malouin, D. Bourbonnais, C. L. Richards, A. Rochette and G. Bravo (2003). "Arm and Leg Impairments and Disabilities after Stroke Rehabilitation: Relation to Handicap." *Clin Rehabil* 17(6): 666-73.
- Detrembleur, C., F. Dierick, G. Stoquart, F. Chantraine and T. Lejeune (2003). "Energy Cost, Mechanical Work, and Efficiency of Hemiparetic Walking." *Gait Posture* 18(2): 47-55.
- Dettmann, M. A., M. T. Linder and S. B. Sepic (1987). "Relationships among Walking Performance, Postural Stability, and Functional Assessments of the Hemiplegic Patient." *Am J Phys Med* 66(2): 77-90.
- Ducroquet, R., J. Ducroquet and P. Ducroquet (1965). *La marche et les boîtes*. Paris, Masson.
- Eng, J. (2004). "Strength Training in Individuals with Stroke." *Physiother Can* 56: 189-201.
- Eng, J. J., C. M. Kim and D. L. Macintyre (2002). "Reliability of Lower Extremity Strength Measures in Persons with Chronic Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 83(3): 322-8.
- Engardt, M., E. Knutsson, M. Jonsson and M. Sternhag (1995). "Dynamic Muscle Strength Training in Stroke Patients: Effects on Knee Extension Torque, Electromyographic Activity, and Motor Function." *Arch Phys Med Rehabil* 76(5): 419-25.
- Ericson, M. O., R. Nisell and J. Ekholm (1986). "Quantified Electromyography of Lower-Limb Muscles During Level Walking." *Scand J Rehabil Med* 18(4): 159-63.
- Ericson, M. O. (1988). "Muscular Function During Ergometer Cycling." *Scand J Rehabil Med* 20(1): 35-41.
- Fix, J. and D. Daughton (1988). *Human Activity Profile: Professional Manual*. Odessa, Florida, Psychological Assessment Resources, inc.
- Fondation des maladies du coeur (2007). ww2.fmcoeur.ca. (site visité en avril 2007).
- Frontera, W. R., L. Grimby and L. Larsson (1997). "Firing Rate of the Lower Motoneuron and Contractile Properties of Its Muscle Fibers after Upper Motoneuron Lesion in Man." *Muscle Nerve* 20(8): 938-47.
- Gabriel, D. A., G. Kamen and G. Frost (2006). "Neural Adaptations to Resistive Exercise: Mechanisms and Recommendations for Training Practices." *Sports Med* 36(2): 133-49.
- Gajdosik, R. L. (2001). "Passive Extensibility of Skeletal Muscle: Review of the Literature with Clinical Implications." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16(2): 87-101.
- Gandevia, S. C. (1982). "The Perception of Motor Commands or Effort During Muscular Paralysis." *Brain* 105(Pt 1): 151-9.

- Gemperline, J. J., S. Allen, D. Walk and W. Z. Rymer (1995). "Characteristics of Motor Unit Discharge in Subjects with Hemiparesis." *Muscle Nerve* 18(10): 1101-14.
- Goldie, P. A., T. A. Matyas and O. M. Evans (2001). "Gait after Stroke: Initial Deficit and Changes in Temporal Patterns for Each Gait Phase." *Arch Phys Med Rehabil* 82(8): 1057-65.
- Gowland, C., S. Van Hullenar, W. Torresin and e. al. (1995). "Chedoke-Mcmaster Stroke Assessment: Development, Validation, and Administration Manual." Hamilton (Ontario): School of Rehabilitation Science, McMaster University.
- Gravel, D., C. Richards, M. Filion and D. Tardif (1986). "Analyse quantitative des courbes de force isocinétique des muscles fléchisseurs plantaires." *Physiother Can* 38(6): 354-359.
- Gravel, D., C. L. Richards and M. Filion (1988). "Influence of Contractile Tension Development on Dynamic Strength Measurements of the Plantarflexors in Man." *J Biomech* 21(2): 89-96.
- Gulch, R. W. (1994). "Force-Velocity Relations in Human Skeletal Muscle." *Int J Sports Med* 15 Suppl 1: S2-10.
- Hachisuka, K., Y. Umezu and H. Ogata (1997). "Disuse Muscle Atrophy of Lower Limbs in Hemiplegic Patients." *Arch Phys Med Rehabil* 78(1): 13-8.
- Hakkinen, K. (1985). "Factors Influencing Trainability of Muscular Strength During Short Term and Prolonged Training." *NSCA Journal* 7(2): 32-37.
- Hakkinen, K., M. Kallinen, M. Izquierdo, K. Jokelainen, H. Lassila, E. Malkia, W. J. Kraemer, R. U. Newton and M. Alen (1998). "Changes in Agonist-Antagonist Emg, Muscle Csa, and Force During Strength Training in Middle-Aged and Older People." *J Appl Physiol* 84(4): 1341-9.
- Hakkinen, K., A. Pakarinen, W. J. Kraemer, A. Hakkinen, H. Valkeinen and M. Alen (2001). "Selective Muscle Hypertrophy, Changes in Emg and Force, and Serum Hormones During Strength Training in Older Women." *J Appl Physiol* 91(2): 569-80.
- Hallett, M. (2001). "Plasticity of the Human Motor Cortex and Recovery from Stroke." *Brain Res Brain Res Rev* 36(2-3): 169-74.
- Harridge, S. D., A. Kryger and A. Stensgaard (1999). "Knee Extensor Strength, Activation, and Size in Very Elderly People Following Strength Training." *Muscle Nerve* 22(7): 831-9.
- Harris, G. F. and J. J. Wertsch (1994). "Procedures for Gait Analysis." *Arch Phys Med Rehabil* 75(2): 216-25.
- Harris, M. L., M. I. Polkey, P. M. Bath and J. Moxham (2001). "Quadriceps Muscle Weakness Following Acute Hemiplegic Stroke." *Clin Rehabil* 15(3): 274-81.

- Hartman-Maeir, A., N. Soroker, H. Ring, N. Avni and N. Katz (2007). "Activities, Participation and Satisfaction One-Year Post Stroke." *Disabil Rehabil* 29(7): 559-66.
- Hebert, L. J., D. Gravel and B. Arsenault (1995). "Comparisons of Mechanical and Electromyographical Muscular Utilization Ratios." *Scand J Rehabil Med* 27(2): 83-8.
- Higbie, E. J., K. J. Cureton, G. L. Warren, 3rd and B. M. Prior (1996). "Effects of Concentric and Eccentric Training on Muscle Strength, Cross-Sectional Area, and Neural Activation." *J Appl Physiol* 81(5): 2173-81.
- Hill, K., P. Ellis, J. Bernhardt, P. Maggs and S. Hull (1997). "Balance and Mobility Outcomes for Stroke Patients: A Comprehensive Audit." *Aust J Physiother* 43(3): 173-180.
- Hislop, H. (1963). "Quantitative Changes in Human Muscular Strength During Isometric Exercises." *J Am Phys Ther Ass* 43(1): 21-38.
- Hornsby, T., G. Nicholson, M. Gossman and M. Culpepper (1987). "Effect of Inherent Muscle Length on Isometric Plantar Flexion Torque in Healthy Women." *Phys Ther* 67(8): 1191-1197.
- Hsu, A. L., P. F. Tang and M. H. Jan (2002). "Test-Retest Reliability of Isokinetic Muscle Strength of the Lower Extremities in Patients with Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 83(8): 1130-7.
- Hsu, A. L., P. F. Tang and M. H. Jan (2003). "Analysis of Impairments Influencing Gait Velocity and Asymmetry of Hemiplegic Patients after Mild to Moderate Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 84(8): 1185-93.
- Hubley-Kozey, C. and E. M. Earl (2000). "Coactivation of the Ankle Musculature During Maximal Isokinetic Dorsiflexion at Different Angular Velocities." *Eur J Appl Physiol* 82(4): 289-96.
- Ivy, J. L., R. T. Withers, G. Brose, B. D. Maxwell and D. L. Costill (1981). "Isokinetic Contractile Properties of the Quadriceps with Relation to Fiber Type." *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 47(3): 247-55.
- Jakobsson, F., L. Grimby and L. Edstrom (1992). "Motoneuron Activity and Muscle Fibre Type Composition in Hemiparesis." *Scand J Rehabil Med* 24(3): 115-9.
- Jensen, R. C., B. Warren, C. Laursen and M. C. Morrissey (1991). "Static Pre-Load Effect on Knee Extensor Isokinetic Concentric and Eccentric Performance." *Med Sci Sports Exerc* 23(1): 10-4.
- Jones, L. (1986). "Perception of Force and Weight: Theory and Research." *Psychol Bull* 100(1): 29-42.
- Jongbloed, L. (1986). "Prediction of Function after Stroke: A Critical Review." *Stroke* 17(4): 765-76.

- Jorgensen, H. S., H. Nakayama, H. O. Raaschou and T. S. Olsen (1995). "Recovery of Walking Function in Stroke Patients: The Copenhagen Stroke Study." *Arch Phys Med Rehabil* 76(1): 27-32.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton and G. V. Cochran (1989). "Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait." *J Orthop Res* 7(6): 849-60.
- Kandel, E., J. Schwartz and T. Jessel (2000). *Principles of Neural Science; Fourth Edition.* USA, McGraw-Hill.
- Katz, R. (1999 (b)). "Presynaptic Inhibition in Humans: A Comparison between Normal and Spastic Patients." *J Physiol Paris* 93(4): 379-85.
- Kazis, L. E., J. J. Anderson and R. F. Meenan (1989). "Effect Sizes for Interpreting Changes in Health Status." *Med Care* 27(3 Suppl): S178-89.
- Kent-Braun, J. A. and R. Le Blanc (1996). "Quantitation of Central Activation Failure During Maximal Voluntary Contractions in Humans." *Muscle Nerve* 19(7): 861-9.
- Kim, C. M., J. J. Eng, D. L. Macintyre and A. S. Dawson (2001). "Effects of Isokinetic Strength Training on Walking in Persons with Stroke: A Double-Blind Controlled Pilot Study." *J Stroke Cerebrovasc Dis* 10(6): 265-273.
- Kim, C. M. and J. J. Eng (2003 (a)). "Symmetry in Vertical Ground Reaction Force Is Accompanied by Symmetry in Temporal but Not Distance Variables of Gait in Persons with Stroke." *Gait Posture* 18(1): 23-8.
- Kim, C. M. and J. J. Eng (2003 (b)). "The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People with Stroke." *Phys Ther* 83(1): 49-57.
- Kim, C. M. and J. J. Eng (2004). "Magnitude and Pattern of 3d Kinematic and Kinetic Gait Profiles in Persons with Stroke: Relationship to Walking Speed." *Gait Posture* 20(2): 140-6.
- Knapik, J. J. and M. U. Ramos (1980). "Isokinetic and Isometric Torque Relationships in the Human Body." *Arch Phys Med Rehabil* 61(2): 64-7.
- Knapik, J. J., J. E. Wright, R. H. Mawdsley and J. Braun (1983 (a)). "Isometric, Isotonic, and Isokinetic Torque Variations in Four Muscle Groups through a Range of Joint Motion." *Phys Ther* 63(6): 938-47.
- Knapik, J. J., J. E. Wright, R. H. Mawdsley and J. M. Braun (1983 (b)). "Isokinetic, Isometric and Isotonic Strength Relationships." *Arch Phys Med Rehabil* 64(2): 77-80.
- Knight, C. A. and G. Kamen (2001). "Adaptations in Muscular Activation of the Knee Extensor Muscles with Strength Training in Young and Older Adults." *J Electromyogr Kinesiol* 11(6): 405-12.
- Knutsson, E. and C. Richards (1979). "Different Types of Disturbed Motor Control in Gait of Hemiparetic Patients." *Brain* 102(2): 405-30.

- Komi, P. V. and C. Bosco (1978). "Utilization of Stored Elastic Energy in Leg Extensor Muscles by Men and Women." *Med Sci Sports* 10(4): 261-5.
- Komi, P. V., V. Linnamo, P. Silventoinen and M. Sillanpaa (2000). "Force and Emg Power Spectrum During Eccentric and Concentric Actions." *Med Sci Sports Exerc* 32(10): 1757-62.
- Kraemer, W. J., K. Adams, E. Cafarelli, G. A. Dudley, C. Dooly, M. Feigenbaum, S. J. Fleck, B. Franklin, A. Fry, J. Hoffman, R. U. Newton, J. Potteiger, M. Stone, N. Ratamess and T. Triplett-McBride (2002). "American College of Sports Medicine Position Stand; Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults." *Med Sci Sports Exerc* 34(2): 364-380.
- Kulig, K., J. G. Andrews and J. G. Hay (1984). "Human Strength Curves." *Exerc Sport Sci Rev* 12: 417-66.
- Lamontagne, A., F. Malouin and C. L. Richards (2000 (a)). "Contribution of Passive Stiffness to Ankle Plantarflexor Moment During Gait after Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 81(3): 351-8.
- Lamontagne, A., C. L. Richards and F. Malouin (2000 (b)). "Coactivation During Gait as an Adaptive Behavior after Stroke." *J Electromyogr Kinesiol* 10(6): 407-15.
- Lamontagne, A., F. Malouin and C. L. Richards (2001). "Locomotor-Specific Measure of Spasticity of Plantarflexor Muscles after Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 82(12): 1696-704.
- Lamontagne, A., F. Malouin, C. L. Richards and F. Dumas (2002). "Mechanisms of Disturbed Motor Control in Ankle Weakness During Gait after Stroke." *Gait Posture* 15(3): 244-55.
- Lance, J. W. and D. Burke (1974). "Mechanisms of Spasticity." *Arch Phys Med Rehabil* 55(8): 332-7.
- Lanza, I. R., T. F. Towse, G. E. Caldwell, D. M. Wigmore and J. A. Kent-Braun (2003). "Effects of Age on Human Muscle Torque, Velocity, and Power in Two Muscle Groups." *J Appl Physiol* 95(6): 2361-9.
- Levin, M. F. and C. Hui-Chan (1993). "Are H and Stretch Reflexes in Hemiparesis Reproducible and Correlated with Spasticity?" *J Neurol* 240(2): 63-71.
- Lindh, M. (1979). "Increase of Muscle Strength from Isometric Quadriceps Exercises at Different Knee Angles." *Scand J Rehabil Med* 11(1): 33-6.
- Lindmark, B. and E. Hamrin (1995). "A Five-Year Follow-up of Stroke Survivors: Motor Function and Activities of Daily Living." *Clin Rehabil* 9: 1-9.
- Linnamo, V., V. Strojnik and P. V. Komi (2006). "Maximal Force During Eccentric and Isometric Actions at Different Elbow Angles." *Eur J Appl Physiol* 96(6): 672-8.

- Lord, S. E., K. McPherson, H. K. McNaughton, L. Rochester and M. Weatherall (2004). "Community Ambulation after Stroke: How Important and Obtainable Is It and What Measures Appear Predictive?" *Arch Phys Med Rehabil* 85(2): 234-9.
- Marque, P., A. Felez, M. Puel, J. F. Demonet, B. Guiraud-Chaumeil, C. F. Roques and F. Chollet (1997). "Impairment and Recovery of Left Motor Function in Patients with Right Hemiplegia." *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 62(1): 77-81.
- Mayo, N. E., S. Wood-Dauphinee, S. Ahmed, C. Gordon, J. Higgins, S. McEwen and N. Salbach (1999). "Disablement Following Stroke." *Disabil Rehabil* 21(5-6): 258-68.
- Mazzeo, R., P. Cavanagh, W. Evans, M. Fiatarone, J. Hagberg, E. McAuley and J. Startzell (1998). "Acsm Position Stand; Exercise and Physical Activity for Older Adults." *Med Sci Sports Exerc* 30(6): 992-1008.
- Mazzocchio, R. and A. Rossi (1997). "Involvement of Spinal Recurrent Inhibition in Spasticity. Further Insight into the Regulation of Renshaw Cell Activity." *Brain* 120 (Pt 6): 991-1003.
- Meinders, M., A. Gitter and J. M. Czerniecki (1998). "The Role of Ankle Plantar Flexor Muscle Work During Walking." *Scand J Rehabil Med* 30(1): 39-46.
- Mercier, C., A. M. Bertrand and D. Bourbonnais (2004 (a)). "Differences in the Magnitude and Direction of Forces During a Submaximal Matching Task in Hemiparetic Subjects." *Exp Brain Res* 157(1): 32-42.
- Michael, K. M., J. K. Allen and R. F. Macko (2005). "Reduced Ambulatory Activity after Stroke: The Role of Balance, Gait, and Cardiovascular Fitness." *Arch Phys Med Rehabil* 86(8): 1552-6.
- Mohamed, O., J. Perry and H. Hislop (2002). "Relationship between Wire Emg Activity, Muscle Length, and Torque of the Hamstrings." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17(8): 569-79.
- Morita, S., H. Yamamoto and K. Furuya (1995). "Gait Analysis of Hemiplegic Patients by Measurement of Ground Reaction Force." *Scand J Rehabil Med* 27(1): 37-42.
- Moritani, T. (1993). "Neuromuscular Adaptations During the Acquisition of Muscle Strength, Power and Motor Tasks." *J Biomech* 26 Suppl 1: 95-107.
- Morris, S. L., K. J. Dodd and M. E. Morris (2004). "Outcomes of Progressive Resistance Strength Training Following Stroke: A Systematic Review." *Clin Rehabil* 18(1): 27-39.
- Morse, C. I., J. M. Thom, O. S. Mian, K. M. Birch and M. V. Narici (2006). "Gastrocnemius Specific Force Is Increased in Elderly Males Following a 12-Month Physical Training Programme." *Eur J Appl Physiol*.
- Nadeau, S., D. Gravel, A. B. Arseneault and D. Bourbonnais (1996 (a)). "A Mechanical Model to Study the Relationship between Gait Speed and Muscular Strength." *IEEE Trans Rehabil Eng* 4(4): 386-94.

- Nadeau, S., D. Gravel, A. B. Arsenault and M. Goyette (1996 (b)). "Preloading and Range of Motion Effect on Plantarflexor Muscle Performance." *Arch Phys Med Rehabil* 77(10): 1000-4.
- Nadeau, S., D. Gravel, A. B. Arsenault, D. Bourbonnais and M. Goyette (1997). "Dynamometric Assessment of the Plantarflexors in Hemiparetic Subjects: Relations between Muscular, Gait and Clinical Parameters." *Scand J Rehabil Med* 29(3): 137-46.
- Nadeau, S., A. B. Arsenault, D. Gravel and D. Bourbonnais (1999 (a)). "Analysis of the Clinical Factors Determining Natural and Maximal Gait Speeds in Adults with a Stroke." *Am J Phys Med Rehabil* 78(2): 123-30.
- Nadeau, S., D. Gravel, A. B. Arsenault and D. Bourbonnais (1999 (b)). "Plantarflexor Weakness as a Limiting Factor of Gait Speed in Stroke Subjects and the Compensating Role of Hip Flexors." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14(2): 125-35.
- Nadeau, S., D. Gravel and S. J. Olney (2001). "Determinants, Limiting Factors and Compensatory Strategies in Gait." *Crit Rev Phys Rehabil Med* 13(1): 1-24.
- Nardone, A. and M. Schieppati (1988). "Shift of Activity from Slow to Fast Muscle During Voluntary Lengthening Contractions of the Triceps Surae Muscles in Humans." *J Physiol* 395: 363-81.
- Niam, S., W. Cheung, P. E. Sullivan, S. Kent and X. Gu (1999). "Balance and Physical Impairments after Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 80(10): 1227-33.
- Nudo, R. J., E. J. Plautz and S. B. Frost (2001). "Role of Adaptive Plasticity in Recovery of Function after Damage to Motor Cortex." *Muscle Nerve* 24(8): 1000-19.
- Olney, S. J., M. P. Griffin, T. N. Monga and I. D. McBride (1991). "Work and Power in Gait of Stroke Patients." *Arch Phys Med Rehabil* 72(5): 309-14.
- Olney, S. J. and C. Richards (1996). "Hemiparetic Gait Following Stroke. Part I: Characteristics." *Gait Posture* 4: 136-148.
- Osternig, L. R. (1986). "Isokinetic Dynamometry: Implications for Muscle Testing and Rehabilitation." *Exerc Sport Sci Rev* 14: 45-80.
- Ouellette, M. M., N. K. LeBrasseur, J. F. Bean, E. Phillips, J. Stein, W. R. Frontera and R. A. Fielding (2004). "High-Intensity Resistance Training Improves Muscle Strength, Self-Reported Function, and Disability in Long-Term Stroke Survivors." *Stroke* 35(6): 1404-9.
- Parvataneni, K., S. J. Olney and B. Brouwer (2007 (in press)). "Changes in Muscle Group Work Associated with Changes in Gait Speed of Persons with Stroke." *J Clin Biomech* doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.03.006.
- Patel, M., C. Coshall, A. G. Rudd and C. D. Wolfe (2003). "Natural History of Cognitive Impairment after Stroke and Factors Associated with Its Recovery." *Clin Rehabil* 17(2): 158-66.

- Patten, C., J. Lexell and H. E. Brown (2004). "Weakness and Strength Training in Persons with Poststroke Hemiplegia: Rationale, Method, and Efficacy." *J Rehabil Res Dev* 41(3A): 293-312.
- Peeters, M., U. Svantesson and G. Grimby (1995). "Effect of Prior Isometric Muscle Action on Concentric Torque Output During Plantar Flexion." *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 71(2-3): 272-5.
- Pélissier, J. and V. Brun (1994). *La marche humaine et sa pathologie*. Paris, Masson.
- Pereira, M. I. and P. S. Gomes (2003). "Movement Velocity in Resistance Training." *Sports Med* 33(6): 427-38.
- Perrine, J. J. and V. R. Edgerton (1978). "Muscle Force-Velocity and Power-Velocity Relationships under Isokinetic Loading." *Med Sci Sports* 10(3): 159-66.
- Perry, J., M. Garrett, J. K. Gronley and S. J. Mulroy (1995). "Classification of Walking Handicap in the Stroke Population." *Stroke* 26(6): 982-9.
- Phillips, S. M. (2000). "Short-Term Training: When Do Repeated Bouts of Resistance Exercise Become Training?" *Can J Appl Physiol* 25(3): 185-93.
- Pohl, P. S., J. K. Startzell, P. W. Duncan and D. Wallace (2000). "Reliability of Lower Extremity Isokinetic Strength Testing in Adults with Stroke." *Clin Rehabil* 14(6): 601-7.
- Prietto, C. A. and V. J. Caiozzo (1989). "The in Vivo Force-Velocity Relationship of the Knee Flexors and Extensors." *Am J Sports Med* 17(5): 607-11.
- Rabadi, M. H. and F. M. Rabadi (2006). "Comparison of the Action Research Arm Test and the Fugl-Meyer Assessment as Measures of Upper-Extremity Motor Weakness after Stroke." *Arch Phys Med Rehabil* 87(7): 962-6.
- Reeves, N. D., M. V. Narici and C. N. Maganaris (2004). "Effect of Resistance Training on Skeletal Muscle-Specific Force in Elderly Humans." *J Appl Physiol* 96(3): 885-92.
- Reeves, N. D., M. V. Narici and C. N. Maganaris (2006). "Musculoskeletal Adaptations to Resistance Training in Old Age." *Man Ther* 11(3): 192-6.
- Requiao, L. F., S. Nadeau, M. H. Milot, D. Gravel, D. Bourbonnais and D. Gagnon (2005). "Quantification of Level of Effort at the Plantarflexors and Hip Extensors and Flexor Muscles in Healthy Subjects Walking at Different Cadences." *J Electromyogr Kinesiol* 15(4): 393-405.
- Rice, M. and K. Newell (2001). "Interlimb Coupling and Left Hemiplegia Because of Right Cerebral Vascular Accident." *Occup Ther J Res* 21(1): 12-28.
- Richards, C., F. Malouin, A. Durand and H. Moffet (1989). "Muscle Activation Level Comparisons for Determining Functional Demands of Locomotor Tasks." *Semin Orthop* 4(2): 120-129.

- Rutherford, O. M., C. Purcell and D. J. Newham (2001). "The Human Force:Velocity Relationship; Activity in the Knee Flexor and Extensor Muscles before and after Eccentric Practice." *Eur J Appl Physiol* 84(1-2): 133-40.
- Ryan, A. S., C. L. Dobrovolny, G. V. Smith, K. H. Silver and R. F. Macko (2002). "Hemiparetic Muscle Atrophy and Increased Intramuscular Fat in Stroke Patients." *Arch Phys Med Rehabil* 83(12): 1703-7.
- Salsich, G. B. and M. J. Mueller (2000). "Effect of Plantar Flexor Muscle Stiffness on Selected Gait Characteristics." *Gait Posture* 11(3): 207-16.
- Santé Canada (2000). *Le nouveau visage des maladies cardio-vasculaires et des accidents vasculaires cérébraux au Canada*. Ottawa, Canada, Wielgosz, A., Arango, M., Carew, M., Ferguson, A., Johansen, H., Nair, C., et coll.
- Sapega, A. A. (1990). "Muscle Performance Evaluation in Orthopaedic Practice." *J Bone Joint Surg Am* 72(10): 1562-74.
- Savelberg, H. H. and K. Meijer (2004). "The Effect of Age and Joint Angle on the Proportionality of Extensor and Flexor Strength at the Knee Joint." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59(11): 1120-8.
- Sharp, S. A. and B. J. Brouwer (1997). "Isokinetic Strength Training of the Hemiparetic Knee: Effects on Function and Spasticity." *Arch Phys Med Rehabil* 78(11): 1231-6.
- Shield, A. and S. Zhou (2004). "Assessing Voluntary Muscle Activation with the Twitch Interpolation Technique." *Sports Med* 34(4): 253-67.
- Shumway-Cook, A. and M. Woollacott (2001). *Motor Control ; Theory and Practical Applications Second Edition*. Baltimore, Maryland (USA), Lippincott Williams and Wilkins.
- Simon, E. (1996). "Changes in Spinal Recurrent Inhibition in Patients During the Immediate Post-Stroke Period." *J Neurorehabil Neur Rep* 10: 35-42.
- Simoneau, E., A. Martin and J. Van Hoecke (2006). "Effects of Joint Angle and Age on Ankle Dorsi- and Plantar-Flexor Strength." *J Electromyogr Kinesiol*.
- Singer, B., J. Dunne, K. P. Singer and G. Allison (2002). "Evaluation of Triceps Surae Muscle Length and Resistance to Passive Lengthening in Patients with Acquired Brain Injury." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17(2): 152-61.
- Smidt, G. (1990). *Gait in Rehabilitation*. USA, Churchill Livingstone inc.
- Steinwender, G., V. Saraph, S. Scheiber, E. B. Zwick, C. Uitz and K. Hackl (2000). "Intrasubject Repeatability of Gait Analysis Data in Normal and Spastic Children." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 15(2): 134-9.
- Sturm, J. W., G. A. Donnan, H. M. Dewey, R. A. Macdonell, A. K. Gilligan and A. G. Thrift (2004). "Determinants of Handicap after Stroke: The North East Melbourne Stroke Incidence Study (Nemesis)." *Stroke* 35(3): 715-20.

- Sunnerhagen, K. S., U. Svantesson, L. Lonn, M. Krotkiewski and G. Grimby (1999). "Upper Motor Neuron Lesions: Their Effect on Muscle Performance and Appearance in Stroke Patients with Minor Motor Impairment." *Arch Phys Med Rehabil* 80(2): 155-61.
- Svantesson, U., B. Ernstoff, P. Bergh and G. Grimby (1991). "Use of a Kin-Com Dynamometer to Study the Stretch-Shortening Cycle During Plantar Flexion." *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 62(6): 415-9.
- Svantesson, U., G. Grimby and R. Thomee (1994). "Potentiation of Concentric Plantar Flexion Torque Following Eccentric and Isometric Muscle Actions." *Acta Physiol Scand* 152(3): 287-93.
- Svantesson, U., H. Takahashi, U. Carlsson, A. Danielsson and K. Sunnerhagen (2000). "Muscle and Tendon Stiffness in Patients with Upper Motor Neuron Lesion Following a Stroke." *Eur J Appl Physiol* 82: 275-279.
- Teixeira-Salmela, L. F., S. J. Olney, S. Nadeau and B. Brouwer (1999). "Muscle Strengthening and Physical Conditioning to Reduce Impairment and Disability in Chronic Stroke Survivors." *Arch Phys Med Rehabil* 80(10): 1211-8.
- Teixeira-Salmela, L. F., S. Nadeau, I. McBride and S. J. Olney (2001). "Effects of Muscle Strengthening and Physical Conditioning Training on Temporal, Kinematic and Kinetic Variables During Gait in Chronic Stroke Survivors." *J Rehabil Med* 33(2): 53-60.
- Teixeira-Salmela, L. F., S. Nadeau, M. H. Milot, D. Gravel, L. F. Requiao and F. Piote (2005). Changes in Lower Limb Joint Contributions to Energy Generation and Absorption During Gait Related to Cadence and Laterality, *Gait and Posture* 21 Suppl 1: June S151.
- Thorstensson, A., G. Grimby and J. Karlsson (1976). "Force-Velocity Relations and Fiber Composition in Human Knee Extensor Muscles." *J Appl Physiol* 40(1): 12-6.
- Tis, L. L., D. H. Perrin, A. Weltman, D. W. Ball and J. H. Gieck (1993). "Effect of Preload and Range of Motion on Isokinetic Torque in Women." *Med Sci Sports Exerc* 25(9): 1038-43.
- Toffola, E. D., D. Sparpaglione, A. Pistorio and M. Buonocore (2001). "Myoelectric Manifestations of Muscle Changes in Stroke Patients." *Arch Phys Med Rehabil* 82(5): 661-5.
- Turnbull, G., M. Charteris and J. Wall (1995). "A Comparison of the Range of Walking Speeds between Normal and Hemiplegic Subjects." *Scand J Rehabil Med* 27: 175-182.
- Tyson, S. F., J. Chillala, M. Hanley, A. B. Selley and R. C. Tallis (2006). "Distribution of Weakness in the Upper and Lower Limbs Post-Stroke." *Disabil Rehabil* 28(11): 715-9.

- van de Port, I. G., S. Wood-Dauphinee, E. Lindeman and G. Kwakkel (2007 (a)). "Effects of Exercise Training Programs on Walking Competency after Stroke: A Systematic Review." *Am J Phys Med Rehabil*.
- van de Port, I. G., G. Kwakkel, M. Bruin and E. Lindeman (2007 (b)). "Determinants of Depression in Chronic Stroke: A Prospective Cohort Study." *Disabil Rehabil* 29(5): 353-8.
- van Wijk, I., A. Algra, I. G. van de Port, B. Bevaart and E. Lindeman (2006). "Change in Mobility Activity in the Second Year after Stroke in a Rehabilitation Population: Who Is at Risk for Decline?" *Arch Phys Med Rehabil* 87(1): 45-50.
- Wade, D. T., V. A. Wood, A. Heller, J. Maggs and R. Langton Hewer (1987). "Walking after Stroke. Measurement and Recovery over the First 3 Months." *Scand J Rehabil Med* 19(1): 25-30.
- Wagner, J. M., A. W. Dromerick, S. A. Sahrman and C. E. Lang (2007). "Upper Extremity Muscle Activation During Recovery of Reaching in Subjects with Post-Stroke Hemiparesis." *Clin Neurophysiol* 118(1): 164-76.
- Ward, N. S. and L. G. Cohen (2004). "Mechanisms Underlying Recovery of Motor Function after Stroke." *Arch Neurol* 61(12): 1844-8.
- Ware, J. E., Jr., K. Snow, Kosinski'm. and B. Gandek (1993). *SF-36 Health Survey: Manual and Interpretation Guide*. Boston, Massachusetts, The Health Institute, New England Medical Center.
- Warlow, C., C. Sudlow, M. Dennis, J. Wardlaw and P. Sandercock (2003). "Stroke." *Lancet* 362(9391): 1211-24.
- Waters, R. and S. Mulroy (1999). "The Energy Expenditure of Normal and Pathologic Gait." *Gait Posture* 9: 207-231.
- Weiss, A., T. Suzuki, J. Bean and R. A. Fielding (2000). "High Intensity Strength Training Improves Strength and Functional Performance after Stroke." *Am J Phys Med Rehabil* 79(4): 369-76; quiz 391-4.
- Wickiewicz, T. L., R. R. Roy, P. L. Powell, J. J. Perrine and V. R. Edgerton (1984). "Muscle Architecture and Force-Velocity Relationships in Humans." *J Appl Physiol* 57(2): 435-43.
- Wilson, G. J., A. J. Murphy and J. F. Pryor (1994). "Musculotendinous Stiffness: Its Relationship to Eccentric, Isometric, and Concentric Performance." *J Appl Physiol* 76(6): 2714-9.
- Winter, D. A. (1981). "Use of Kinetic Analyses in the Diagnostics of Pathological Gait." *Physiother Can* 33(4): 209-214.
- Winter, D. A. (1983). "Energy Generation and Absorption at the Ankle and Knee During Fast, Natural, and Slow Cadences." *Clin Orthop*(175): 147-54.

- Winter, D. A. (1991). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo, University of Waterloo Press.
- Woods, J. J. and B. Bigland-Ritchie (1983). "Linear and Non-Linear Surface Emg/Force Relationships in Human Muscles. An Anatomical/Functional Argument for the Existence of Both." *Am J Phys Med* 62(6): 287-99.
- Young, J. and A. Forster (2007). "Review of Stroke Rehabilitation." *BMJ* 334(7584): 86-90.
- Zajac, F. E., R. R. Neptune and S. A. Kautz (2002). "Biomechanics and Muscle Coordination of Human Walking. Part I: Introduction to Concepts, Power Transfer, Dynamics and Simulations." *Gait Posture* 16(3): 215-32.

Annexe 1 : Consentement du comité d'éthique

Annexe 2 : Formulaire de consentement



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

Identification du bénéficiaire : Nom:

Date de naissance :

No. de dossier :

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

TITRE DU PROJET : Rôle de la force musculaire dans l'amélioration de la fonction chez le sujet hémiparétique

RESPONSABLES: Sylvie Nadeau, Ph.D, Denis Gravel, Ph.D et Daniel Bourbonnais, Université de Montréal.
Denis Gagnon, Ph.D de l'Université de Sherbrooke.

OBJECTIF DU PROJET :

Cette étude a pour objectif d'évaluer le rôle de la force musculaire et les interactions entre les groupes de muscles au niveau des jambes lors de la marche à vitesse libre et maximale. Cette étude est conduite auprès de sujets normaux et des sujets ayant une hémiparésie chronique.

NATURE DE MA PARTICIPATION

Si vous décidez de participer à cette étude, on vous demandera de vous présenter à deux évaluations au centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM). L'évaluation sera divisée en deux sessions de deux heures. Lors de la première session, en AM, nous évaluerons votre marche à vitesse normale et maximale. Pour ce faire, nous collerons à l'aide de rubans adhésifs des marqueurs actifs sur le tronc, le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds et nous enregistrerons vos mouvements par un système de caméras infrarouges. Nous mesurerons simultanément les forces que vous produisez sur le sol avec deux plates-formes de forces. Environ 15 essais seront demandés et vous pourrez vous reposer aussi souvent que vous le voudrez. Vous aurez également un examen clinique qui nous permettra de décrire votre statut physique et fonctionnel. Par la suite, lors d'une deuxième session, en PM, nous évaluerons votre force musculaire maximale à la hanche, au genou et à la cheville avec un système dynamométrique Biodex. En plus des évaluations, vous serez assigné au hasard à un programme de rééducation du membre inférieur ou du membre supérieur parétique de 6 semaines (3 séances/sem) d'une durée d'environ de 90 minutes.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Les avantages dont vous pourrez bénéficier si vous participez à cette étude, sont de profiter d'un suivi de votre condition et de recevoir gratuitement des traitements en réadaptation susceptibles d'améliorer votre capacité fonctionnelle.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

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

RISQUE

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

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

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

ACCÈS À MON DOSSIER

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

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

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

RETRAIT DE MA PARTICIPATION

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

CONFIDENTIALITÉ

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

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

Signature de l'intéressé (e)

Signature d'un témoin

Fait à _____, le _____ 20_____.

Je, soussigné(e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard et (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.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20_____.

Les responsables du projet peuvent être rejoints au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300, ave. Darlington, Montréal (Québec), H3S 2J4. Tel. : (514) 340-2078. Fax : (514) 340-2154.

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

Annexe 3 : Abrégés des présentations

AN EXPLANATORY MODEL TO STUDY THE EFFECTS OF CHANGES IN MUSCLE STRENGTH IN RESPONSE TO TRAINING ON GAIT PERFORMANCE IN ADULTS WITH STROKE

Marie-Hélène Milot, Sylvie Nadeau, LF Requiao, D Gravel, D Bourbonnais

Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation de Montréal et École de réadaptation, Université de Montréal, Canada

SUMMARY Lower limb strength gains have been associated with an improvement in gait performance in adults with stroke. This paper presents a model to study rigorously the effects of changes in muscle strength on joint mechanical demands and muscular compensations in gait. The model is being used in healthy subjects walking at several speeds and in a stroke randomised control trial. This trial assesses the impact of changes in muscle strength in response to dynamic strength training on gait performance in adults with stroke. Preliminary results will be presented.

INTRODUCTION Muscle function has been frequently identified as an important determinant of a normal gait, particularly of gait speed, in adults with stroke. In fact, many studies have reported significant correlations, although of variable magnitude, between gait speed and muscle strength of the lower limbs [1]. However, this does not imply that an increase in strength will improve the gait speed of a patient. In a previous study, a model based on determining the level of muscle efforts during gait has been proposed as a way to further understand the relationship between muscle strength and gait performance [2]. The results revealed that the model was sensitive to the changes of mechanical joint demands associated with an increase in gait speed in healthy subjects. It was successful in identifying the effect of weakness of the plantar flexors on gait performance in a group of stroke subjects [3]. The aim of this paper is to extend the utilisation of the model to the hip joint and to determine the role of muscle strength gains on gait performance in adults with stroke. The premise of extending the model to hip muscles is based on studies that have shown compensations of decreased function of the ankle by the hip muscles [4] and those showing that the plantar flexors, hip flexors and hip extensors are important muscle groups to generate the energy during gait in healthy and stroke subjects [5,6]. The explanatory model is presently used to examine the role of muscle strength gains on gait performance in hemiparetic stroke subjects.

METHOD The level of effort is defined as the ratio of the mechanical demand imposed on a muscle group during gait at a given time to the maximal potential moment of this group estimated from dynamometric measurements [2]. The mechanical demand (numerator) is obtained by a full gait analysis: the time-distance parameters and the three dimensional kinematic data are collected using foot-switches, located under each foot, and an Optotrak system, respectively. The ground reaction forces are obtained with three AMTI force

platforms embedded in the ground. An inverse dynamic approach allows the estimation of the moments in plantar flexion, in hip flexion and in hip extension during the energy generation phases of gait. The angular position and velocities at those joints are also considered because they modify the maximal muscle capacities. The maximal potential moments (denominator) of the muscle groups are measured by a Biodex dynamometric system. Maximal muscle strength at the ankle and then at the hip joints are measured during concentric contractions at predetermined range of motion and angular velocity. The level of efforts at the hip and ankle joints are estimated bilaterally before and after a strengthening training program (3 times a week during 6 weeks) of the affected lower limb. The data analysis will determine changes in the muscular strategies during gait and the effects of strength gains on the lower limb muscle efforts, compensations and gait performance.

EXPECTED RESULTS AND DISCUSSION Results of the explanatory model could give three main issues following the strengthening program: (1) The hemiparetic stroke subjects presenting an important decrease in gait performance will show an increase in gait speed with little change in the level of muscular effort. (2) Those with better gait performance will use the gains of force to reduce the level of effort at the hip and ankle joints. However, they might not have important changes in their gait speed. (3) Some subjects, who present a heterogeneous level of effort of the lower limbs, might choose to normalise the level of effort throughout the muscle groups thus reducing the muscular compensation between joints and limbs. Preliminary data on hemiparetic stroke subjects will be presented to further illustrate these issues and the utilisation of the explanatory model. It is believed that models such as the one presented are useful to understand the determinants of gait speed and the effects of training on gait performance.

REFERENCE

- [1]Nadeau et al. 2001. Critical reviews in physical and rehabilitation medicine, 13: 1-24.
- [2]Nadeau et al. 1996. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 4: 386-394.
- [3]Nadeau et al. 1999. Clin Biomech,, 14: 125-135.
- [4]Mueller MJ et al. 1994. Arch Phys Med Rehabil, 75: 1196-1200.
- [5]Winter DA. 1983. Clin Orthop Rel Res, 175: 147-154 .
- [6]Olney SJ. et al. 1991. Arch Phys Med Rehabil, 72: 309-314.

ACKNOWLEDGEMENTS: This research is supported by financial support from the Canadian Institute of Health Research (CIHR). MH Milot is supported by a scholarship from the FRSQ.

***Gait & Posture*, volume 16 (supplement 1), September 2002, S168-169**

QANTIFICATION DE L'IMPACT D'UN GAIN DE FORCE SUR LA MARCHÉ DE L'ADULTE HÉMPIARÉTIQUE : UN MODÈLE EXPLORATOIRE

Milot MH, Nadeau S, Requiaio LF, Gravel D, Bourbonnais D.

Site Institut de réadaptation de Montréal du CRIR

INTRODUCTION : Le renforcement musculaire chez les personnes ayant subi un accident vasculaire cérébral est une pratique courante en réadaptation. Cependant, peu d'études ont montré les mécanismes expliquant l'amélioration de la fonction à la marche. Ce projet propose l'utilisation d'un modèle basé sur le taux d'utilisation musculaire (TUM) pour quantifier l'impact de l'augmentation de la force sur la performance à la marche des sujets hémiparétiques.

MÉTHODES : Le TUM établit le rapport entre les exigences musculaires imposées à un groupe de muscles lors de la marche (numérateur) et la force maximale de ce groupe de muscles (dénominateur). Le numérateur est obtenu par une analyse biomécanique de la marche en laboratoire alors que le dénominateur est estimé via des tests de force maximale mesurée avec un dynamomètre. Les TUMs des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche seront estimés avant et après un programme de renforcement du membre inférieur parétique chez des sujets hémiparétiques chroniques.

RÉSULTATS ATTENDUS: Les résultats préliminaires chez deux sujets hémiparétiques ayant différents niveaux de capacités locomotrices, suggèrent que le modèle est utile pour comprendre l'effet des gains de force sur l'utilisation des groupes de muscles lors de la marche.

CONCLUSION : Le modèle proposé permettra donc de quantifier les mécanismes associés aux changements de performance à la marche des hémiparétiques suite à un programme de renforcement.

Projet subventionné par les IRSC et le FRSQ

***Médecine Sciences*, volume 19 (supplément 2), janvier 2003, p. 43**

QUANTIFICATION OF WEAKNESS AT THE ANKLE AND HIP MUSCLES
USING DYNAMIC STRENGTH TESTING IN AMBULATORY HEMIPARETIC
SUBJECTS

Marie-Hélène Milot pt, Sylvie Nadeau PhD, Denis Gravel PhD, Luis Requião, pt, Nathaly Gaudreault, MSc.

École de réadaptation, Université de Montréal, CRIR, Institut de réadaptation de Montréal

PURPOSE: The strength of flexor and extensor muscles at ankle and hip joints is an important factor to consider for recovery of efficient and safe locomotion in subjects having lower limb motor impairments. The aim of this study was to determine the muscle weakness at the ankle and hip joints at various angles using dynamic strength testing. **RELEVANCE:** The static strength of the lower limb muscles has been frequently correlated with gait performance. However, until now, few studies have provided dynamic strength data for hemiparetic subjects. **SUBJECT:** Fifteen chronic hemiparetic subjects with a mean age of 50 (± 10.64) years were compared to a group of 15 age-matched healthy subjects with a mean age of 46 (± 13.3) years. **METHODS AND MATERIAL:** Dynamic muscle strength at the ankle and hip joints was measured during concentric contractions with a Biodex dynamometer set at a velocity of 30⁰/sec. Weakness of the paretic (P) side was defined as the loss of strength relative to the strength of the non-paretic side (NP) [(P-NP/NP)X100] and to the strength of the healthy subjects (H) [(P-H/H)X100]. **ANALYSIS:** Descriptive statistics were used. **RESULTS:** Mean weakness of the paretic muscles in comparison to the non-paretic ones were 57 \pm 14%, 60 \pm 30%, 13 \pm 3%, 30 \pm 4% for the plantarflexors, dorsiflexors, hip flexors and hip extensors, respectively. When compared to the healthy group, the values were 70 \pm 10, 61 \pm 29%, 38 \pm 3%, 44 \pm 7% for the plantarflexors, dorsiflexors, hip flexors and hip extensors, respectively. **CONCLUSION:** These results revealed a greater distal weakness of the paretic lower limb (eg. ankle > hip). Strength deficits were also underestimated when compared to the non-paretic side for all the muscle groups evaluated with the exception of the dorsiflexors.

Compendium du Congrès de l'Association canadienne de physiothérapie, 2004, p.R71

QUANTIFICATION OF THE LEVEL OF EFFORT AT THE PLANTARFLEXORS
AND HIP EXTENSORS AND FLEXOR MUSCLES IN PERSONS WITH
HEMIPARESIS WALKING AT SELF-SELECTED AND MAXIMAL PACES

Milot Marie-Hélène¹, M.Sc, Nadeau Sylvie¹⁻², Ph.D, Gravel Denis¹⁻², Ph.D

¹ École de réadaptation, Université de Montréal, ² Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal

INTRODUCTION: Biomechanical model like the Muscular Utilization Ratio (MUR = net joint moment in gait/maximal potential moment) can be used to quantify the level of effort during gait in persons presenting muscle weakness following a stroke. This study aimed to estimate the MUR of plantarflexor, hip flexor and hip extensor muscles during main energy generation phases in gait.

METHOD: Fifteen hemiparetic participants (58.3 ± 13.8 years) were evaluated at self-selected and maximal paces. The net joint moment (numerator of MUR) was obtained from gait analysis while the maximal potential moment (denominator of MUR) was predicted using equations of regression built from maximal muscle strength data obtained with a Biodex dynamometer. ANOVA and paired *t*-test were used to assess the effects of side, muscle groups and paces on peak MUR values during gait.

RESULTS: Similar peak MURs were obtained between paretic and non-paretic sides ($p > 0.005$). For the paretic side, peak MUR reached mean (SD) values (%) of 67.7(20.8), 38.4(15.6) and 25.7(25.5) for plantarflexors, hip flexors and extensors at self-selected pace, respectively. The corresponding values (%) at maximal pace were 79.7(23.0), 58.7(17.4) and 44.4(26.9). At both paces, peak MURs were highest at the ankle. The difference in the peak MURs between self-selected and maximal paces was significant for all muscle groups but changes were greater at the hip.

DISCUSSION AND CONCLUSION: Data showed that hemiparetic participants utilized the same proportion of their maximal strength on both sides during gait. As for healthy subjects, the highest proportion was observed in the plantarflexors and hip muscles were the most modified by gait pace.

***Gait & Posture*, volume 21 (supplement 1), June 2005, S108-109.**

THE IMPACT OF A SIX-WEEK STRENGTHENING PROGRAM OF THE ENERGY GENERATOR MUSCLES ON CLINICAL AND GAIT PARAMETERS OF CHRONIC HEMIPARETIC INDIVIDUALS

Marie-Hélène Milot, M.Sc, Sylvie Nadeau, Ph.D, Denis Gravel, Ph.D and Daniel Bourbonnais, PhD

École de réadaptation, Université de Montréal et Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal, Canada

Objective: To evaluate the impact of an isokinetic strengthening program targeting the affected muscle groups involved in the energy generation of walking, on clinical and gait performances.

Study Design and Methods: In this single-blinded randomized control trial, the experimental group, that is 15 chronic hemiparetic individuals, concentrically trained the affected plantar flexors, hip flexors and extensors, in a setting similar to the one found during the muscles maximal concentric effort in gait, while the control group (n=15) trained the affected upper-limb muscles. Both protocols were conducted three times/week during a six-week period. Prior to and after the training, each participant underwent a maximal concentric strength testing of the ankle and hip muscles, a biomechanical gait analysis and a clinical evaluation (e.g. spasticity, 5-m and 6-min walk tests) to determine the effect of the strengthening protocol on muscle strength, gait and clinical performances.

Results: After training, the experimental group showed a significant improvement in strength for the plantar flexors (51%; $p=0.002$), which was similar to the one noted in the control group (40%; between group $p=0.286$). Regardless of the group, a trend toward strength gain was also observed for the hip muscles ($p>0.055$). Gait speed and cadence increased ($p<0.033$) similarly for both groups, along with some significant changes in the hip energy generation parameters. For the experimental group, no adverse effect on spasticity was observed and the 5-m and the 6-min walk tests significantly improved ($p<0.005$). This improvement was comparable to the one observed in the control group (between group $p>0.213$).

Conclusion: Strengthening the affected muscles of chronic hemiparetic individuals had a positive impact on clinical and gait parameters. However, because training either the affected lower or upper extremity resulted in similar improvement, future research should now determine the mechanism by which hemiparetic individuals use their gain of strength to improve gait performance and thus help to better understand the impact of muscle strengthening on function.

THE IMPACT OF INCREASING PLANTARFLEXORS AND HIP FLEXORS
MUSCLE STRENGTH ON THE LEVEL OF EFFORT DURING GAIT IN
INDIVIDUALS WITH HEMIPARESIS

Milot Marie-Hélène¹, M.Sc, Nadeau Sylvie¹⁻², Ph.D, Gravel Denis¹⁻², Ph.D, Bourbonnais Daniel¹⁻², Ph.D, Pauline Cross², pt and Susan Crabb³, pt.

¹ École de réadaptation, Université de Montréal

² Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation de Montréal

³Hôpital de réadaptation Lindsay de Montréal

Introduction: Strengthening programs represent an effective way to reduce weakness of the affected lower-limb muscles following a stroke but their impact on gait speed is inconsistent. Moreover, the mechanism underlying the impact of strength gains on hemiparetic gait pattern has been scarcely studied. Thus, the aim of this study was to assess the impact of strength gains of the affected plantarflexors and hip flexors on gait speed and on the related levels of effort during gait.

Method: Twenty-four chronic hemiparetic participants (17 males and seven females; mean age: 57.3 (SD 15.5) years), who presented a 10% or more strength gain at either the plantarflexors or hip flexors following an isokinetic strengthening program, participated in this study. The levels of effort and self-selected and maximal gait speeds were assessed before and after the training program. The Muscular Utilization Ratio (MUR), which compares the net moment used during gait to the maximal moment of a muscle group, was used to estimate the level of effort of the plantarflexors and the hip flexors. Participants underwent a biomechanical gait analysis at self-selected and maximal speeds and a maximal strength testing in plantar flexion and hip flexion with a Biodex dynamometric system. The gait speeds and the peak MUR values of the affected and unaffected sides were compared before and after the training program. ANOVAs were used to assess the effect of strength gains on peak MUR values and gait speeds and to evaluate the effect of side on peak MUR values, along with effect sizes. The Pearson product moment correlation coefficients allowed examining the association between the changes in strength and peak MUR values as well as gait speeds.

Results: With strength gain, a significant reduction in the peak MUR ($p=0.008$) was observed. At self-selected speed, a 17% (effect size 0.6) and a 15% (effect size of 0.5) mean decrease for the plantarflexors and hip flexors peak MUR was noted, respectively while at maximal speed, the corresponding mean decline was 18% (effect size 0.5) and 9% (effect size 0.2). A significant, albeit small, increase in self-selected and maximal gait speeds (effect sizes 0.2; $p<0.05$) was also found. In general, no significant difference was

observed in the peak MUR values between sides and significant negative associations ($-0.18 < r < -0.82$) were observed between the changes in strength and peak MUR but no association was noted between the changes in gait speed and peak MUR.

Conclusion: As estimated by the MUR, with strength gain, the hemiparetic participants decreased significantly their levels of effort during walking, instead of increasing importantly their gait speed. The increase in strength did not affect the levels of effort on the unaffected side. This study suggests that strengthening the weakened affected muscles could bring other benefits than increasing gait speed such as reducing the levels of effort during hemiparetic gait.

Sera publié dans *Gait and Posture*



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé: "Quantification du rôle de la force musculaire de la fonction motrice chez le sujet hémiparétique".

Le comité composé de :Dre. Ayda Bachir;
Mme Marie-Ève Bouthillier, conseillère en éthique;
Mme Lisette Gagnon, présidente par intérim du Comité
d'éthique;

Dr Bernard Leduc, physiatre;
Mme Mélanie Lefebvre, avocate, conseillère versée en droit;
Mme Anik Nolet, avocate, conseillère versée en droit;
M. Jacques R. Nolet, directeur général;
Mme Bonnie Swaine, chercheure.

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

[Redacted signature area]

Lisette Gagnon,
Présidente par intérim
Comité d'éthique de la recherche

01 04 35
Date

LG/mm