

Université de Montréal

Estimation des efforts des muscles de la cheville et de la hanche  
lors de la génération d'énergie à la marche chez le sujet sain

par

Luís Fernando Requião  
École de Réadaptation  
Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
En vue de l'obtention du grade de  
Maître ès sciences (M. Sc.)  
En sciences biomédicales (option réadaptation)

Août, 2003

© Luís Fernando Requião, 2003



W

4

U58

2004

V. 131

**Direction des bibliothèques**

**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

Ce mémoire intitulé :

Estimation des efforts des muscles de la cheville et de la hanche lors de la  
génération d'énergie à la marche chez le sujet sain

présenté par :  
Luís Fernando Requião

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

A. Bertrand Arsenaut , PhD	Président Rapporteur
Sylvie Nadeau, PhD	Directeur de la recherche
Denis Gravel, PhD	Codirecteur de la recherche
Luc J. Hébert, PhD	Membre externe du jury

Mémoire accepté le : \_\_\_\_\_

---

## SOMMAIRE

La vitesse de marche est un paramètre souvent utilisé pour évaluer la performance à la marche. Plusieurs études ont montré que la vitesse de marche est associée à la force musculaire des membres inférieurs. Le principal objectif de cette étude était d'estimer, en utilisant une approche biomécanique, le taux d'utilisation de la force maximale (TUM) des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs à la hanche lors de la marche à différentes cadences chez des sujets sains. Ces groupes de muscles ont été choisis parce qu'ils génèrent la majorité de l'énergie au cours de la marche.

Les TUMs des trois groupes de muscles ont été évalués chez quatorze sujets sains (7 Hommes et 7 femmes) marchant à quatre cadences (spontanée, 60, 80 et 120 pas/min). Pour estimer le TUM, le moment net à l'articulation, obtenu par une analyse biomécanique de la marche en laboratoire, a été comparé au moment maximal potentiel (MMP) à chaque pourcentage du cycle de marche lors des phases de génération d'énergie lors de la marche. Le MMP a été estimé avec partir d'une équation de régression établie à partir de données de tests de force effectués avec un dynamomètre isocinétique. Une équation de régression a été développée pour chaque groupe de muscles et pour chacun des sujets.

Les résultats ont montré que, pour tous les groupes musculaires évalués, le TUM augmente avec l'accroissement de la cadence de marche. Les TUMs moyens n'étaient pas significativement différents entre les deux côtés malgré des différences absolues observées de 7% pour les fléchisseurs plantaires et 10% pour les muscles de la hanche. Les valeurs

sommet du TUM, moyennes des deux côtés, pour les muscles fléchisseurs plantaires ont atteint 60.6%, 51.3%, 53.2%, et 62.6% pour la cadence naturelle, à 60, 80, et 120 pas /min, respectivement. Pour les fléchisseurs de la hanche, les valeurs ont atteint 43.0%, 20.7%, 29.7%, et 49.9% et pour les extenseurs; 35.1%, 14.9%, 22.4%, et 42.5%. Ces valeurs témoignent d'augmentations plus importantes au niveau des muscles de la hanche qu'au niveau de ceux de la cheville avec l'augmentation de la cadence. Les analyses corrélatives, effectuées pour déterminer l'origine des changements du TUMs, ont montré une association élevée entre les TUMs et les moments nets (numérateur du TUM) avec des coefficients de Pearson allant de 0.80 à 1 pour l'ensemble des groupes de muscles. Pour le moment maximal potentiel (dénominateur du TUM), l'association était plus faible ( $0.01 < r < 0.60$ ) et parfois négative.

Les résultats de cette étude ont montré que le pourcentage de la force musculaire maximale utilisée lors de la marche augmentait avec la cadence de marche. Les valeurs du TUM des muscles fléchisseurs plantaires étaient toujours les plus importantes. Cependant, à mesure qu'augmentait la cadence de marche, les valeurs des TUM des muscles de la hanche se rapprochaient de celles à la cheville, indiquant que ces muscles travaillent de plus en plus fort pour marcher à cadence rapide. Les changements observés dans les TUMs étaient principalement associés à l'augmentation des moments nets à la marche. Cependant cette relation était modulée à différent degré, par le moment maximal potentiel qui est influencé par les changements d'angles et de vitesses angulaires observés avec l'augmentation de la cadence de marche.

**MOTS CLÉS :** Cadence de marche, force musculaire, taux d'utilisation musculaire, génération d'énergie.

---

## SUMMARY

Gait velocity is a parameter frequently used to evaluate gait performance. Several studies have shown an association between speed and muscular force of lower limbs. The main goal of this study was to estimate, by using a biomechanical approach, the muscular utilization ratio of maximal force (MUR) of plantar flexors, hip flexors and hip extensors during the gait at different cadences in healthy subjects. These muscle groups were chosen because they generate most of the energy during gait.

The MURs of all three muscle groups were evaluated in fourteen healthy subjects (7 males and 7 females) walking at four different cadences (self-selected, 60, 80 and 120 steps/min.). To estimate the MUR, the net joint moment obtained during gait, from a biomechanical analysis, was compared to the maximal potential moment (MPM) at each percentage of the gait cycle during the energy generation phase. The MPM was estimated by a regression equation developed from force data obtained through isokinetic testing. A regression equation was determined for each muscle group and each subject.

The results showed that the MURs increased with gait cadence. The peak MURs were not significantly different between sides for all cadences despite mean absolute difference between sides of 7 % for the plantar flexors and 10% for the hip muscles. The peak MURs of plantar flexors, average of both sides, reached 60.6%, 51.3%, 53.2%, and 62.6 at self-selected cadence, 60, 80 and 120 steps/min, respectively. The hip flexors peak MURs were 43.0%, 20.7%, 29.7%, and 49.9%, while the hip extensors were reaching values of 35.1%, 14.9%, 22.4%, and 42.5%, for self-selected cadence, 60, 80

and 120 steps/min, respectively for both muscle groups. These values showed that the increases in the MUR values of the hip muscles were higher than those at the ankle. Correlation analyses, realised to determine the origin of changes in the MURs, revealed a highly significant association between the MURs and net moments (numerator of the MUR ratio) with Pearson coefficients superior to 0.80, for all muscles groups. For the maximal potential moment (denominator of MUR ratio), the association was lower ( $0.01 < r < 0.60$ ) and negative in some cases.

The results of this study showed that the percentage of maximal muscle force during gait is increasing with gait cadence. The plantar flexor MUR values were always the highest. However, when gait cadence increases, the hip muscle values were reaching similar values of those of the ankle, which suggests that these muscles work also hard at elevated gait cadences. The changes in the MUR values were mainly explained by changes in the net joint moments. However, this relation was modulated, to different extend, by the changes in the angles and angular velocities seen with the increase in the gait cadence.

**Keywords:** Gait cadence, muscle force, muscular utilization ratio, energy generation, effort.



---

 TABLE DES MATIÈRES
 

---

SOMMAIRE .....	iii
SUMMARY .....	v
LISTE DES TABLEAUX.....	x
LISTE DES FIGURES .....	xii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	xiii
DÉDICACE .....	xiv
REMERCIEMENTS .....	xv
CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE	
1.1 <u>Introduction</u> .....	1
1.2 <u>Objectif de l'étude</u> .....	3
1.3 <u>Hypothèses</u> .....	4
1.4 <u>Pertinence de l'étude</u> .....	6
CHAPITRE 2: RECENSION DE LA LITTÉRATURE	
2.1 <u>La marche humaine</u> .....	9
2.1.1 <u>Définition</u> .....	9
2.1.2 <u>Cycle de marche</u> .....	9
2.2 <u>Sous-tâches de la marche</u> .....	10
2.3 <u>Génération d'énergie et vitesse de marche</u> .....	10
2.3.1 <u>Fonction des muscles fléchisseurs plantaires à la marche</u> ..	11
2.3.2 <u>Fonction des muscles extenseurs et fléchisseurs de la</u> <u>hanche à la marche</u> .....	14

2.4	<u>Niveau d'effort des muscles lors des activités fonctionnelles</u> .....	16
2.5	<u>Le Taux d'Utilisation Musculaire (TUM)</u> .....	19
2.5.1	<u>Le TUM mécanique à la marche</u> .....	20
2.5.1.1	<u>Numérateur du TUM : Moment à la Marche (MM)</u> ..	21
2.5.1.2	<u>Dénominateur du TUM: Moment Maximal Potentiel (MMP)</u> .....	21
2.5.1.3	<u>Calcul du TUM</u> .....	22
2.6	<u>Effet de la vitesse (ou cadence) sur les paramètres de la marche</u> .23	
2.6.1	<u>Cadence et vitesse de marche</u> .....	24
2.6.2	<u>Paramètres spatio-temporels</u> .....	25
2.6.3	<u>Déplacements angulaires au membre inférieur</u> .....	27
2.6.4	<u>Vitesses angulaires au membre inférieur</u> .....	28
2.6.5	<u>Moments articulaires nets au membre inférieur</u> .....	30
2.6.6	<u>Puissances articulaires au membre inférieur</u> .....	31
2.6.7	<u>TUMs au membre inférieur</u> .....	32
2.7	<u>Comparaison bilatérale</u> .....	33
2.7.1	<u>Asymétrie des paramètres de la marche aux membres inférieurs</u> .....	33
2.7.2	<u>Asymétrie de la force musculaire aux membres inférieurs</u> ... 34	

### CHAPITRE 3: MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

Quantification of the levels of effort at the plantar flexor and hip extensor and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences .....	37
<u>Introduction</u> .....	38
<u>Materials and methods</u> .....	42
<u>Subjects</u> .....	42
<u>Gait Assessment</u> .....	42
<u>Dynamometric assessment</u> .....	43
<u>Mechanical Model of MUR</u> .....	45

<u>Calculation of MURs for plantar flexors, hip flexors and hip extensors</u> .....	46
<u>Statistical Analysis</u> .....	46
<u>Results</u> .....	48
<u>Gait spatio-temporal parameters</u> .....	48
<u>MUR curves</u> .....	48
<u>Side factor</u> .....	49
<u>Muscle groups and cadence factors</u> .....	49
<u>Correlations between MUR, WM and MPM</u> .....	50
<u>Discussion</u> .....	50
<u>Side effects</u> .....	50
<u>Muscle group effect</u> .....	51
<u>Cadence effect</u> .....	52
<u>Limitations of the study</u> .....	53
<u>Conclusion</u> .....	54
<u>Acknowledgments</u> .....	55
<u>References</u> .....	56
CHAPITRE 4: DISCUSSION DES RÉSULTATS.....	68
CHAPITRE 5: CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	78
CHAPITRE 6: BIBLIOGRAPHIE.....	80
ANNEXE I : Certificat d'éthique.....	A1
ANNEXE II: Formulaire de Consentement.....	A3
ANNEXE III: Déclaration des Coauteurs.....	A7

---

## LISTE DES TABLEAUX

### **Recension de la littérature :**

**Tableau 1** Valeurs moyennes de la vitesse, de la cadence et de la longueur du pas chez des sujets sains âgés de 20 à 80 ans marchant à un pas naturel.....25

**Tableau 2** Différences (valeurs r.m.s) entre les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche pour un cycle de marche complet lorsque les déplacements angulaires sont comparés pour différentes cadences.....28

**Tableau 3** Effets de la cadence de marche sur la vitesse angulaire, le moment et la puissance aux membres inférieurs pour les phases de génération d'énergie de la marche.....29

**Tableau 4** Puissance mécanique articulaire (J/Kg) et pourcentage (%) du travail total pour les trois articulations du membre inférieur lors d'un cycle de marche.....32

### **Article :**

**Table 1:** Spatio-temporal parameters.....60

**Table 2:** Range of angles and angular velocities at the time of peak MUR...61

**Table 3:** Between sides comparisons of MUR values for each muscle group.....62

**Table 4:** Correlations between MUR and WM or MPM for each muscle group.....63

---

## LISTE DES FIGURES

### Recension de la littérature :

- Figure 1** Comparaison de la puissance des fléchisseurs plantaires à différentes cadences de marche.....13
- Figure 2** Comparaison de la puissance des muscles à la hanche à différentes cadences de marche.....15
- Figure 3** Comparaison des vitesses angulaires de la cheville, du genou et de la hanche à différentes cadences de marche.....30

### Article :

- Figure 1** Mean curves of plantar flexors, hip flexors and hip extensors MURs obtained on the right side for the energy generation phase at each cadence.....65
- Figure 2** Comparison between the mean of peak MURs of plantar flexors (PF), hip flexors (HF) and hip extensors (HE) across cadences for the right and left sides.....66
- Figure 3** Scatter diagrams showing the correlations between MUR and walking moment (Left column) and between MUR and muscular potential moment (Right column) for the three muscle groups of the right side.....67

---

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Nm/kg.....	newton-mètre par kilogramme
°/s.....	degré par seconde
W/kg.....	watt par kilogramme
TUM.....	taux d'utilisation musculaire
MM.....	moment à la marche
MPM.....	moment potentiel maximal
MMP.....	moment maximal potential
C.....	constante
Ka.....	coefficient de l'angle
Kv.....	coefficient de la vitesse
pas/min.....	pas par minute
m/s.....	mètre par seconde
MUR.....	«muscular utilization ratio»
WM.....	«walking moment»

---

DÉDICACE

À mes parents et ma famille,  
pour leurs encouragements

À Flávia,  
Pour sa présence, sa compréhension sans bornes et ses encouragements.



---

## REMERCIEMENTS

Je voudrais remercier ma directrice, Dre Sylvie Nadeau, directrice du projet de recherche, pour sa patience, son dévouement et l'encadrement exceptionnel qu'elle m'a accordée tout au long de ma maîtrise. Je remercie également mon co-directeur, Dr Denis Gravel, pour son aide et son apport important à la révision des résultats. Il a sans doute contribué à la réussite de ce projet.

Je voudrais aussi remercier Mme Marie-Hélène Milot, étudiante au doctorat pour sa participation à la collecte de données et son support important à l'analyse et au traitement des résultats.

Je tiens aussi à exprimer ma reconnaissance envers le personnel du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Site Institut de réadaptation de Montréal. Je remercie particulièrement M. Pierre Desjardins, M. Michel Goyette, ingénieurs, qui ont mis à contribution leur expertise. Je remercie également M. Daniel Marineau, électrotechnicien pour son implication respective à la mise au point de l'équipement. Je tiens également à remercier Madame Jill Tarasuk et Madame Monica Lima Cat, qui ont aussi contribué par leur expertise à l'interprétation statistique.

Finalement, des remerciements sincères s'adressent également à mes amis, Omer Dyer, pour son appui tout au long de ma maîtrise, et Stella Michells, pour ses encouragements et ses conseils pertinents.

---

# CHAPITRE 1

## PROBLÉMATIQUE

### 1.1 Introduction

La marche est le mode habituel de déplacement chez l'humain qui peut être défini d'une façon générale par le terme locomotion (du latin *locus*, lieu; *movere*, déplacer). La marche humaine implique une activité alternée des membres inférieurs caractérisée par une succession d'appuis unilatéraux avec de courtes périodes de transition en double appui. Winter (1991) a identifié cinq sous-tâches importantes dans la marche : 1) la génération d'énergie, 2) l'absorption d'énergie, 3) le contrôle de l'équilibre, 4) le support du corps et, 5) le contrôle de la trajectoire du pied. Le présent mémoire s'intéresse aux fonctions musculaires rencontrées lors de la tâche de génération d'énergie.

La génération d'énergie est produite en presque totalité par la contraction active des muscles. Ceux-ci se contractent en mode concentrique et produisent une puissance musculaire qui accroît la vitesse des segments. La vitesse des segments étant plus grande, ceux-ci ont un niveau énergétique plus élevé. Les études biomécaniques ont démontré que les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville, les extenseurs ainsi que les fléchisseurs de la hanche génèrent la majorité de l'énergie requise pour la progression du corps vers l'avant lors de la marche chez les sujets sains et ceux ayant des déficiences physiques (Nadeau et coll., 1999; Nadeau et coll., 2001; Olney et coll., 1991). Chez le sujet sain, les muscles fléchisseurs plantaires génèrent une plus grande quantité d'énergie que les muscles fléchisseurs et extenseurs à la hanche (Winter, 1991). Toutefois, ceci peut

être à l'opposé chez les sujets ayant des déficiences physiques telles que les personnes ayant une hémiparésie (Nadeau et coll., 2001).

La vitesse globale de la marche est associée à la génération d'énergie. En effet, une vitesse de marche plus élevée implique nécessairement des vitesses plus grandes des différents segments du corps. Or, ces vitesses segmentaires résultent, en grande partie, de la génération d'énergie provenant des muscles. L'augmentation de la vitesse des segments des membres inférieurs se traduit par des cadences plus hautes et/ou un allongement de la longueur du pas (Winter, 1991). Du point de vue musculaire, les accroissements de la cadence de marche sont accompagnés par des moments nets et des puissances musculaires plus élevés lors des phases de génération d'énergie (Winter, 1991).

Les données obtenues de l'analyse biomécanique renseignent peu sur l'implication relative des groupes musculaires lors de la marche à différentes cadences. Par exemple, il est impossible d'identifier le groupe de muscles le plus sollicité par rapport à ses capacités maximales lors de la marche à une cadence donnée. De même, le changement du niveau de sollicitation d'un muscle par rapport à sa capacité maximale lors de l'augmentation de la cadence ne peut être apprécié directement en raison du changement des conditions de contraction du groupe de muscles. Cependant, en général, les groupes musculaires sont recrutés à des niveaux de plus en plus élevés de leur capacité maximale lors de l'augmentation de la cadence de marche. La connaissance du niveau de sollicitation des muscles pourrait s'avérer utile pour déterminer si un groupe musculaire est responsable de la limite de la performance à la marche (ex. vitesse de marche). C'est dans ce contexte que le taux d'utilisation musculaire (TUM) a été développé (Nadeau et coll., 1996). Le TUM est le rapport entre le moment de force généré lors d'une activité fonctionnelle (numérateur) et le moment de force obtenu lors d'efforts

maximaux effectués sur un dynamomètre (dénominateur). Multiplié par 100, il représente le pourcentage de la force maximale utilisée lors d'une tâche spécifique.

La valeur du moment maximal (dénominateur) qui est utilisée lors du calcul du TUM est appelée moment maximal potentiel. Il s'agit d'un moment qui est estimé grâce à une équation de régression construite à partir de mesures expérimentales de la force maximale. Ces mesures sont réalisées à différents angles et à différentes vitesses car la force maximale dépend de ces deux variables. Donc, le moment potentiel est le moment maximal que le groupe musculaire développerait aux mêmes angles et vitesses que ceux rencontrés dans la marche. Comme les angles et les vitesses changent continuellement durant la marche, le moment potentiel est modulé en fonction de ces variables qui sont incluses dans les équations de régression.

## **1.2 Objectif de l'étude**

Cette étude a pour objectif général d'estimer le TUM des trois groupes musculaires responsables de la génération d'énergie lors de la marche. Les groupes musculaires qui seront étudiés sont les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville, les fléchisseurs et extenseurs de la hanche. Quatre cadences de marche seront analysées chez un groupe de 14 sujets sains. Les objectifs spécifiques sont :

- 1) Comparer les TUMs des différents muscles générateurs d'énergie lors de la marche.
- 2) Analyser les changements dans les intensités des TUMs en fonction des modifications de la cadence de marche. Les cadences étudiées seront la cadence naturelle et celles à 60, 80, et 120 pas/minute.

- 3) Déterminer la similitude des TUMs de chacun des côtés du corps.
- 4) Expliquer les changements du TUM avec l'augmentation de la cadence de marche en mettant en relation les valeurs du numérateur (moment durant la marche) et du dénominateur (moment maximal potentiel) avec celles du TUM.

### 1.3 Hypothèses

Les hypothèses de l'étude sont les suivantes :

- 1) Les TUMs des muscles à la hanche seront moins élevés que ceux de la cheville. Cette hypothèse est soutenue par les résultats de l'étude d'Ericson et coll., (1986) qui ont montré que les activités musculaires normalisées (EMG durant la marche divisé par l'EMG durant un effort maximal) sont plus faibles à la hanche qu'à la cheville. Comme cette activité normalisée est très semblable au TUM (moment à la marche divisé par le moment durant un effort maximal), il est plausible de poser la présente hypothèse.
- 2) Les TUMs augmenteront avec la cadence de marche parce que l'augmentation de la cadence s'accompagne d'un accroissement des moments de force mesurés lors de la marche. Simultanément, comme la cadence de marche s'accompagne d'une augmentation de la vitesse de raccourcissement des muscles, le TUM devrait aussi augmenter parce que le moment maximal potentiel est susceptible de diminuer. Ceci est une conséquence de la relation force-vitesse qui prédit une diminution la force maximale d'un groupe musculaire en

fonction de la vitesse de raccourcissement. Comme sous-hypothèse, il est aussi présumé que le TUM des groupes musculaires de la hanche devrait augmenter plus rapidement en fonction de la cadence de marche que celui des fléchisseurs plantaires de la cheville. Cette hypothèse est fondée sur le fait que les moments à la hanche durant la marche augmentent davantage en fonction de l'accroissement de cadences de marche que ceux générés par les fléchisseurs plantaires (Winter, 1991).

- 3) En moyenne, les TUMs des deux côtés du corps seront similaires. Bien qu'il existe des différences possibles entre les deux côtés du corps tant au niveau des moments mesurés durant la marche (Sadeghi et coll., 2000) que des moments maximaux (Damholt et coll., 1978), il est prévu que ces différences n'affecteront pas les TUMs car le sens des différences sur chacun des paramètres ne sera pas constant d'un sujet à l'autre.
- 4) Les changements du TUM avec l'augmentation de la cadence de marche seront davantage reliés aux valeurs du numérateur du TUM qu'à celles du dénominateur. Tel que mentionné précédemment, les moments musculaires à la marche augmentent avec la cadence de marche alors qu'il est connu que les déplacements angulaires qui affectent le dénominateur montrent moins de changements (Winter, 1991). De plus, il semble que les vitesses angulaires à la marche se trouvent dans une étendue de vitesse qui semble affecté peu, du moins pour les fléchisseurs plantaires, la relation force-vitesse (Nadeau, 1996). Ces deux facteurs devraient résulter en une relation plus faible entre les valeurs du TUM et les moments maximaux potentiels avec l'augmentation de la cadence de marche que celle observée avec les moments à la marche (numérateur du TUM).

#### 1.4 Pertinence de l'étude

Le TUM est un indice qui permet d'estimer le niveau relatif d'utilisation d'un groupe musculaire dans une tâche fonctionnelle. A l'origine, il a été utilisé pour démontrer que la force des fléchisseurs plantaires de la cheville pouvait être un facteur limitant de la vitesse de marche chez le sujet hémiparétique (Nadeau et coll., 1996, 1999). Les résultats ont indiqué que cela pouvait être effectivement le cas chez certains patients puisque ceux-ci avaient des TUMs égaux ou supérieurs à 100%. Cependant, chez certains sujets, le TUM n'atteignait pas les 100% malgré l'atteinte d'une vitesse de marche maximale. Il a été postulé que les muscles fléchisseurs de la hanche pouvaient compenser la faiblesse des muscles fléchisseurs plantaires chez ce groupe de sujets. Malheureusement, il a été impossible de savoir si les fléchisseurs de la hanche étaient effectivement plus sollicités que chez les sujets normaux et s'ils étaient le facteur limitant. Pour répondre à ces questions, il aurait fallu avoir la valeur du TUM chez le sujet normal en plus de le calculer chez la population à l'étude. Dans ce contexte, la présente étude est pertinente puisqu'elle permettra d'avoir des valeurs approximatives de TUM pour les sujets normaux et à différentes cadences de marche.

Le TUM n'est pas seulement utile pour déterminer le facteur limitant de la marche, mais il peut aussi être relié à l'effort perçu par le patient lors de la marche et à son endurance lors d'une marche prolongée. En psychophysologie de la perception du sens de l'effort, il a été avancé que l'estimation de l'effort était calibré en fonction de la force maximale (Jones et Hunter, 1982). Ainsi, si un sujet utilise 80% de sa force maximale (TUM = 80%) alors qu'un autre n'en prend que 50% (TUM = 50%), le premier percevra la tâche comme plus difficile à réaliser que le second sujet. En ce qui concerne l'endurance, il est connu que le temps de maintien d'une force

donnée est en rapport avec la proportion que représente cette force par rapport à la force maximale (Rohmert, 1960). Bien que la relation soit non-linéaire, un sujet qui utilise une plus petite proportion de sa force maximale (TUM plus petit) aura tendance à maintenir la force plus longtemps avant de montrer des signes apparents de fatigue. Dans le cas de la marche, la manifestation la plus évidente sera probablement une diminution de la vitesse de marche.

Si les considérations théoriques du paragraphe précédent s'appliquent à la marche, on peut comprendre les limites qui peuvent survenir chez les patients qui ont des TUMs supérieurs à ceux des sujets normaux. Ainsi, Nadeau et coll. (1996) ont montré que le TUM des fléchisseurs plantaires à une cadence naturelle de 104.7 pas/m atteignait en moyenne 65.6% chez le sujet normal. Pour une cadence comparable chez les sujets hémiparétiques (102.3 pas/m), le TUM s'élevait en moyenne à 85.9% (Nadeau et coll., 1996). La différence de près de 20% est sûrement susceptible d'expliquer pourquoi la marche normale est exigeante en terme d'effort perçu et de fatigue pour des sujets présentant une diminution de leur capacité musculaire. Dans ce contexte, il n'est pas surprenant que certaines études chez les sujets âgés (Kerrigan et coll. 1998) et hémiparétiques (Nadeau et coll., 1999) aient démontré une diminution de la vitesse naturelle de marche par rapport aux sujets normaux. Cette baisse de la vitesse de marche est sans aucun doute une stratégie pour réduire le TUM et conséquemment diminuer l'effort et la fatigue lors de la marche.

Une connaissance des TUMs pour les différents groupes musculaires générateurs d'énergie fournira une image plus globale de l'effort du patient et de la fatigue potentielle qui peut survenir lors de la marche. L'étude spécifique des principaux générateurs d'énergie permettra aussi d'apprécier l'interaction entre ces groupes de muscles aux différentes cadences de



marche. Ces informations pourront fournir des évidences supplémentaires pour justifier le renforcement spécifique de certains groupes de muscles chez les clientèles traitées en réadaptation et qui présentent une limitation de leur performance à la marche. Le présent travail représente un ajout intéressant et d'importance aux travaux de Nadeau et coll. (1996, 1999) sur le TUM des muscles à la marche. Ces auteurs n'ont étudié que 5 sujets normaux et les TUMs n'ont été estimés que pour les muscles fléchisseurs plantaires. Les données de la présente étude pourront établir des valeurs de référence du TUM des muscles responsables de la génération d'énergie à différentes cadences de marche. Compte tenu de la contribution importante des muscles générateurs d'énergie au niveau d'autonomie des personnes ayant des atteintes des membres inférieurs, il s'avère primordial de poursuivre les travaux de recherche sur cet aspect.

---

## CHAPITRE 2

### RECENSION DE LA LITTÉRATURE

#### 2.1 La marche humaine

##### 2.1.1 Définition

La marche est un mode de locomotion humaine dans lequel le corps est supporté alternativement par une jambe puis par l'autre. Cette activité locomotrice permet de se déplacer dans l'espace et d'interagir avec l'environnement afin de réaliser les activités de la vie quotidienne (Smith et coll., 1997).

##### 2.1.2 Cycle de marche

Le cycle de marche débute lorsqu'un pied touche le sol et se termine quand le même pied refait un contact identique avec le sol (Smith et coll., 1997). Le cycle est divisé en deux principales phases : la phase d'appui et la phase d'oscillation. Lors de la marche à vitesse naturelle, l'appui débute lorsque le pied entre en contact avec le sol à 0% du cycle de marche et se termine lorsque le pied quitte le sol à environ 60% du cycle. La phase d'oscillation ou de balancement, représente près de 40% du temps total du cycle (de 60% à 100%) et correspond à la période où le pied n'est pas en contact avec le sol (Viel, 2000; Winter, 1991). Pendant cette partie du cycle, le pied est déplacé vers l'avant afin de permettre le contact suivant du pied avec le sol. Cette action est finement contrôlée pour éviter que le pied n'accroche le sol (Winter, 1991; Viel, 2000). La phase d'appui comprend deux phases de double appui et une phase d'appui unipodal où le poids du corps

est supporté par un seul membre inférieur. La phase d'oscillation est aussi divisée en sous-phases : initiale, moyenne et finale.

## **2.2 Sous-tâches de la marche**

Winter (1991) a identifié cinq sous-tâches ou fonctions au cours d'un cycle de marche. Cette description est souvent reprise par les auteurs pour analyser la marche et en simplifier sa compréhension. Les cinq sous-tâches sont : le contrôle de l'équilibre (maintenir la posture), le support du corps, le contrôle de la trajectoire du pied, l'absorption d'énergie et la génération d'énergie.

Chacune de ces cinq tâches est importante afin de coordonner le patron de marche de façon naturelle et efficace. La diminution du fonctionnement de l'une de ces tâches en raison d'une pathologie, de fatigue, ou d'une déficience physique modifie le patron de marche et peut compromettre certaines activités fonctionnelles comme par exemple la montée et descente de l'escalier. Le présent projet de maîtrise concerne spécifiquement la sous-tâche de génération de l'énergie au cours de la marche à différentes cadences.

## **2.3 Génération d'énergie et vitesse de marche**

Plusieurs études ont démontré que la vitesse de marche est reliée à la génération d'énergie, laquelle est produite en presque totalité par la contraction concentrique des muscles (D'Angeli-Chevassut et Gaviria, 1994; Nadeau, 1996; Nadeau et coll., 2001; Thoumie et Mevellec, 2002; Viel, 2000; Winter, 1991). La contraction concentrique est définie par Smith et coll. (1997) comme un raccourcissement du muscle lors de sa contraction,

l'origine et l'insertion du muscle se rapprochant. En multipliant le moment net à l'articulation par la vélocité angulaire, on obtient la puissance articulaire. Une puissance positive est le résultat d'une contraction concentrique du muscle qui donne de l'énergie au segment alors que la puissance négative correspond à l'absorption d'énergie du segment et est associée à une contraction excentrique des muscles (Winter, 1979).

Des études biomécaniques démontrent que les muscles fléchisseurs plantaires, les extenseurs ainsi que les fléchisseurs de la hanche génèrent la majorité de l'énergie requise à la progression du corps vers l'avant lors de la marche chez les sujets sains et ceux ayant des déficiences physiques (Meinders et coll., 1998; Nadeau, 1996; Nadeau et coll., 1996; Nadeau et coll., 2001; Olney et coll., 1991; Viel, 2000; Winter, 1991). Les fonctions des muscles générateurs d'énergie sont détaillées dans les sections suivantes (2.3.1 et 2.3.2).

### **2.3.1 Fonction des muscles fléchisseurs plantaires à la marche**

La littérature concernant la fonction des muscles fléchisseurs plantaires pendant la marche fait état de trois grandes fonctions de ce groupe de muscles. Premièrement, ils contrôlent l'avancée de la jambe sur le pied (« roll-off »). Cette fonction est réalisée par une contraction excentrique des muscles fléchisseurs plantaires et elle est observée lors de la phase d'appui unipodal. (Perry, 1992; Simon et coll., 1978; Sutherland et coll., 1980). Deuxièmement, les muscles fléchisseurs plantaires génèrent l'énergie requise à la propulsion du corps via une contraction concentrique (« push-off »). Cette fonction suppose que l'énergie générée par les fléchisseurs plantaires est transférée au tronc pour assurer le support et la progression du corps vers l'avant (Kepple et coll., 1997). Ainsi, le moment de la cheville contribuerait de façon importante à accélérer les segments de la tête, des

bras et du tronc vers la direction verticale et la direction horizontale lors la phase moyenne et finale d'appui (Kepple et coll., 1997). Cette fonction de propulsion n'est pas supportée par les travaux de certains auteurs (Hof et coll., 1993; Meinders et coll., 1998). Troisièmement, les fléchisseurs plantaires produisent une partie de l'énergie servant à déplacer le membre inférieur vers l'avant lors de l'oscillation (Neptune et coll., 2001). Cette dernière fonction stipule que les fléchisseurs plantaires ont l'action première d'accélérer la jambe lors de la phase d'oscillation, et que la progression du corps vers l'avant arrive après la phase d'oscillation par un transfert d'énergie du membre oscillant au tronc. Selon Meinders et coll. (1998), le moment au niveau de la cheville génère la majorité du travail mécanique lors de la phase de poussée, mais seulement une petite partie de cette énergie est transmise au tronc. Hof et coll. (1993) ont aussi conclu que l'action primaire des fléchisseurs plantaires est de générer l'énergie responsable pour initier l'oscillation du membre inférieur.

Ainsi donc, les muscles fléchisseurs plantaires sont actifs entre environ 10% et 60% du cycle de marche. Premièrement, avec une contraction excentrique, ces muscles vont freiner l'avancée de la jambe sur le pied entre 10% à 40% du cycle de marche. Par la suite, avec une contraction concentrique, les fléchisseurs plantaires vont propulser le membre inférieur vers l'avant. Cette deuxième phase, où le pied pousse contre le sol par un mouvement de flexion plantaire, est appelée la phase de poussée et elle se termine lorsque les orteils quittent le sol à environ 60% du cycle. Le moment de flexion plantaire le plus élevé se produit à 50% du cycle de marche et atteint environ 1.6 Nm/Kg lors de la marche à cadence naturelle (Winter, 1991).

Pendant la marche, la cheville montre deux phases importantes de puissance articulaire, la phase A1 et la phase A2 (Figure 1). La phase A1

(0% à 40%) est associée à une absorption d'énergie principalement par les muscles fléchisseurs plantaires. Lorsque ces derniers absorbent l'énergie, l'angle de la cheville passe graduellement d'une position de flexion plantaire d'environ  $10^\circ$  à une position de flexion dorsale d'environ  $10^\circ$  (Winter, 1991). La vélocité angulaire à la cheville atteint environ  $80^\circ/\text{s}$  à  $100^\circ/\text{s}$ . La phase A2 (40% à 60%) est associée à une génération d'énergie par une contraction concentrique. La cheville effectue une flexion plantaire qui atteint jusqu'à  $20^\circ$  à  $25^\circ$ . Les vélocités angulaires les plus élevées sont alors de l'ordre de  $200$  à  $260^\circ/\text{s}$ . La puissance produite par les muscles fléchisseurs plantaires dans la phase A2 atteint environ  $3.3 \text{ W/Kg}$  pour une vitesse de marche d'environ  $1.2 \text{ m/s}$  (Winter, 1991).

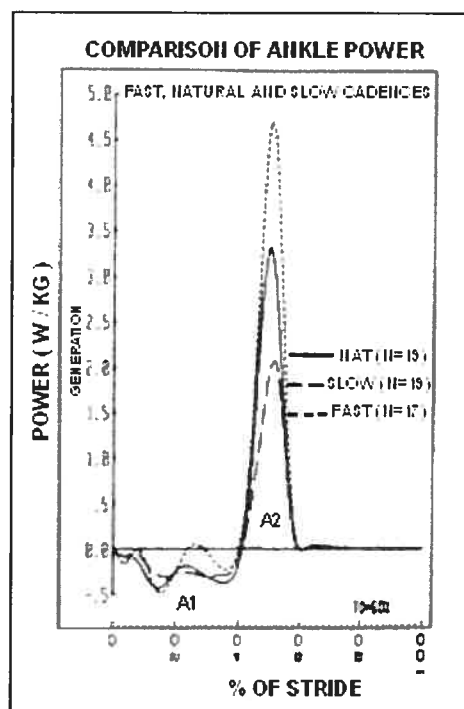


Figure 1 : Comparaison de la puissance des fléchisseurs plantaires à différentes cadences de marche (Tiré de Winter (1991), p. 48).

### **2.3.2 Fonction des muscles extenseurs et fléchisseurs de la hanche à la marche**

Les muscles extenseurs de la hanche sont actifs après l'oscillation moyenne jusqu'à environ 25% du cycle de marche à vitesse naturelle, ou jusqu'à 10% à une vitesse de marche plus rapide. Premièrement, par une contraction excentrique (d'environ 80% à 100% du cycle), ils freinent l'avancée du membre oscillant, associée à une absorption d'énergie. Deuxièmement, par une contraction concentrique (d'environ 0% à 25% du cycle de marche), ils permettent la prise en charge du poids du corps sur le membre inférieur en appui au contact du pied avec le sol. À ce moment, la hanche peut atteindre une position d'extension jusqu'à  $10^{\circ}$ . Il y a donc une génération d'énergie produite par les extenseurs de la hanche (H1, Figure 2) (Ostrosky et coll., 1994; Winter, 1991). Les vitesses angulaires les plus élevées lorsque les muscles extenseurs à la hanche sont actifs sont de l'ordre de  $127^{\circ}/s$  à 15% du cycle de marche (Winter, 1991).

Comme les extenseurs de la hanche, les fléchisseurs ont aussi un rôle dominant dans le contrôle du tronc et des segments du membre inférieur. Les muscles fléchisseurs de la hanche sont actifs entre environ 20% et 80% du cycle de marche. Dans un premier temps, ces muscles se contractent excentriquement de 20% à 50% du cycle pour contrôler la rotation de la cuisse. Par la suite, leur contraction devient concentrique et permet d'initier la flexion du membre inférieur jusqu'à l'oscillation moyenne à environ 75% à 85% du cycle. À une vitesse naturelle, le moment de flexion de la hanche le plus élevé se produit à 50% du cycle de marche (à la transition de la contraction excentrique vers la contraction concentrique) et atteint environ  $0.4 \text{ Nm/Kg}$  (Winter, 1991). Lors de la contraction concentrique, le moment et la vitesse angulaire les plus élevés sont d'environ  $0.3 \text{ Nm/Kg}$  et  $152^{\circ}/s$  respectivement.

La courbe de puissance articulaire à la hanche montre trois phases différentes (Figure. 2). La phase H1, observée au début du cycle de marche, est associée à une génération d'énergie par les extenseurs de la hanche. La phase H2 (d'environ 20% à 50%) est associée à une absorption d'énergie par les muscles fléchisseurs de la hanche grâce à une contraction excentrique pour décélérer la cuisse vers l'arrière. Ensuite, lors de la phase H3 (d'environ 50% à 80%), la contraction concentrique des fléchisseurs de la hanche contribue à l'oscillation de la jambe. (Winter, 1991).

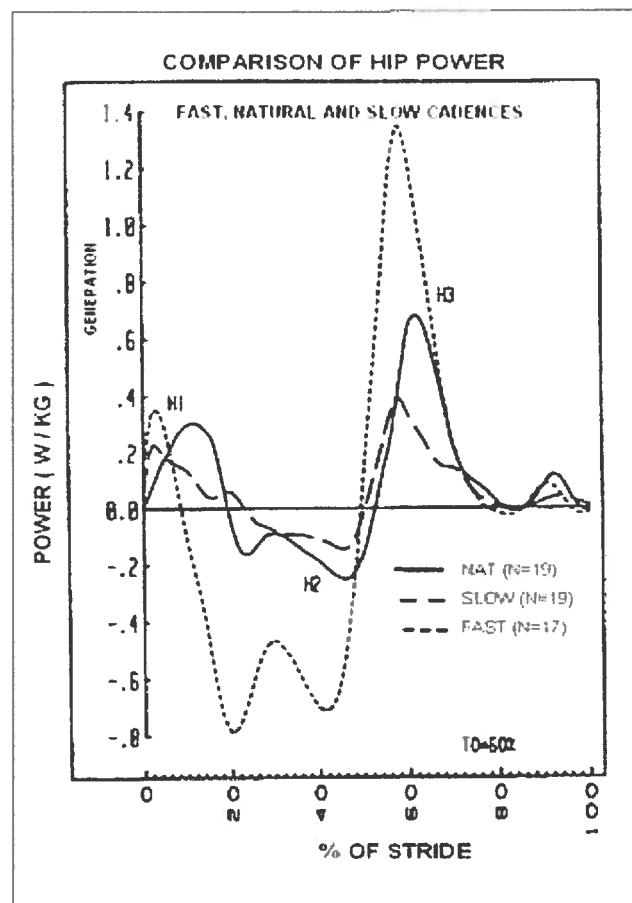


Figure 2 : Comparaison de la puissance des muscles à la hanche à différentes cadences de marche (Tiré de Winter (1991), p. 48).



## **2.4 Niveau d'effort des muscles lors des activités fonctionnelles**

Le niveau d'effort des muscles réfère à la proportion de l'effort maximal utilisée dans une activité. Dans la littérature, l'effort d'un groupe de muscles a été estimé en utilisant une approche mécanique qui établit un ratio de moment de force créé par un groupe de muscles (Nadeau et coll., 1996, 1999) ou avec une approche électromyographique (EMG) qui utilise un ratio de l'activité électromyographique (Lyons et coll., 1983; Hébert et coll., 1995; Ericson, 1988; Ericson et coll., 1986, 1985; Fiebert et coll., 2001). Plus spécifiquement, le ratio est obtenu en divisant le moment de force (ou l'activité EMG) produit par un groupe de muscles dans une tâche par le moment de force maximal (ou EMG maximal) du groupe de muscles. Donc, le ratio exprime la proportion de la capacité maximale qui est utilisée par un groupe musculaire pour accomplir une tâche spécifique. Ce rapport est multiplié par 100 pour obtenir un taux exprimé en pourcentage. Peu importe l'approche utilisée, mécanique ou EMG, plus le ratio est élevé, plus le groupe de muscles est sollicité dans l'exécution de la tâche. Un ratio se rapprochant de 100% indique que le groupe de muscles est sollicité près de son maximum lors de l'exécution de la tâche.

La connaissance du niveau d'effort des muscles dans une activité est intéressante parce qu'elle permet d'une part, d'inférer sur le rôle du groupe de muscles dans la réalisation de la tâche et d'autre part, elle peut être révélatrice d'une faiblesse musculaire ou d'une plus grande utilisation d'un groupe de muscles, par exemple, pour compenser la faiblesse d'un autre groupe musculaire (Nadeau et coll., 1999). Un niveau d'effort élevé et prolongé peut aussi être un bon indicateur que le groupe de muscles va se fatiguer durant la tâche puisque la fatigue est en relation avec la proportion de la force maximale utilisée par un groupe musculaire (Rohmert, 1960). Aussi, il est possible que la perception de l'effort d'un sujet soit reliée au

pourcentage d'utilisation des muscles puisque la littérature montre que la perception de l'effort est calibrée en fonction de la force maximale (Jones et Hunter 1982).

Nadeau et coll. (1996) ont utilisé une approche mécanique pour expliquer et comprendre le rôle de la force des muscles fléchisseurs plantaires lors de la marche. Ils ont montré que pour marcher plus rapidement, les sujets sains augmentaient le niveau d'effort des muscles fléchisseurs plantaires. Ces mêmes auteurs (Nadeau et coll., 1999) ont aussi comparé les niveaux d'effort de différents groupes de sujets dans l'accomplissement d'une tâche motrice telle que la marche. Cette dernière étude a montré que pour marcher à des vitesses similaires, les sujets hémiparétiques utilisaient un pourcentage plus important de leur force musculaire par rapport aux sujets sains. En fait, dix sujets hémiparétiques sur dix-sept avaient des valeurs très élevées d'utilisation musculaire à la cheville lors de la phase de génération d'énergie suggérant que ces groupes de muscles étaient sollicités près de leur maximum lors de la marche rapide. Nadeau et coll. (1999) ont posé l'hypothèse que, compte tenu de l'importance des muscles fléchisseurs plantaires à la marche, cette forte utilisation des muscles fléchisseurs plantaires pouvaient expliquer la limitation de la vitesse de marche chez certains sujets hémiparétiques.

Au moins deux études ont quantifié le niveau d'effort des muscles à la hanche lors de la marche. En utilisant une approche électromyographique, les chercheurs (Ericson et coll., 1986, 1988; Lyons et coll., 1983) ont montré que le taux d'utilisation des muscles de la hanche, exprimé en pourcentage de l'activité électromyographique enregistrée lors de contractions musculaires maximales, était bas lors de la marche à vitesse naturelle. Dans ces études, le niveau d'effort obtenu avec l'électromyographie a été normalisé en utilisant une contraction statique maximale afin de quantifier l'activité musculaire au

cours d'une activité qui est essentiellement dynamique, et donc qui implique des contractions excentriques et concentriques. Au cours des différentes phases du cycle de marche, les muscles se contractent de façon concentrique ou excentrique et les moments de force sont générés pour différentes positions et vitesses à l'articulation. L'ensemble de ces facteurs, ainsi que l'état de pré-chargement du muscle, influencent la force maximale que peut générer un groupe de muscles (Gravel et coll., 1988; Jensen et coll., 1991; Sawai et coll., 1993; Nadeau et coll., 1996). Dans les études d'Ericson et coll. (1986, 1988) et Lyons et coll. (1983), le calcul du ratio à partir d'une mesure statique de force maximale pourrait avoir sous ou sur estimé le taux d'utilisation des muscles de la hanche lors de la marche.

Hébert et coll. (1995) ont estimé le niveau d'effort mécanique du quadriceps lors du maintien de la position semi accroupie et ce, en utilisant le niveau d'effort mesuré par électromyographie. Même en contrôlant pour le type de contraction (en statique) et les variations angulaires du genou et de la hanche (pour contrôler la relation force-longueur des muscles utilisés) lors de l'évaluation de la force maximale, le niveau d'effort estimé par l'activité EMG sous-estime le niveau d'effort mécanique. Ce résultat est expliqué, en partie, par le fait que certains muscles ne présentent pas une relation force-EMG linéaire. L'intensité de l'activité EMG ne semble pas être directement corrélée à l'amplitude de la force musculaire surtout à des niveaux de force élevés (Hébert et coll., 1995; Boisset et Maton, 1995). Selon Sutherland (2001), l'évaluation EMG est représentative, mais pas nécessairement équivalente à la tension musculaire. Il semble donc que l'approche EMG peut sous-estimer le travail mécanique du groupe musculaire évalué, et donc résulter en des ratios moins élevés. Cet argument avait aussi été utilisé dans l'article de Nadeau et coll., (1996) pour expliquer les niveaux d'effort plus hauts des muscles fléchisseurs plantaires trouvés par comparaison aux données EMG rapportées par Ericson et coll. (1986). De plus, cette différence entre les deux

approches pourrait résulter d'une certaine contribution de la musculature non évaluée à l'EMG mesuré (Hébert et coll., 1995). Il semble cependant, que le niveau d'effort électromyographique pourrait être un bon indicateur du niveau d'effort mécanique lorsque on compare les sujets entre eux. Par ailleurs, il semblerait que les comparaisons entre les sujets quant aux niveaux d'effort soient similaires selon que l'approche soit mécanique ou EMG.

## **2.5 Le Taux d'Utilisation Musculaire (TUM)**

Le TUM mécanique a été utilisé par Nadeau et coll. (1996) pour déterminer l'importance de la demande mécanique des muscles fléchisseurs plantaires à différentes cadences de marche chez des sujets sains et hémiparétiques (Nadeau et coll., 1996, 1999). Le TUM utilisé par Nadeau est le rapport du moment exigé lors de la marche (demande mécanique : obtenue à partir de l'analyse biomécanique de la marche) et du moment maximal (moment maximal potentiel : estimé à partir de tests de force maximale effectués avec un dynamomètre Biodex). En fait, comme la marche est une activité dynamique, où le moment produit par l'articulation est fonction de la variation de l'angle articulaire (relation force-longueur) et de la vitesse angulaire (relation force-vitesse), Nadeau et coll. ont suggéré d'utiliser une équation de régression afin d'estimer le moment maximal que pourrait produire le groupe de muscles pour toutes les conditions de contractions rencontrées lors de la marche. Ainsi, dans l'étude de Nadeau et coll. (1996), le moment maximal du groupe de muscles est estimé (section 2.5.1.2) en entrant dans une équation de régression, la vitesse angulaire à l'articulation de la cheville et l'angle de la cheville à chaque pourcentage du cycle de marche. Cette équation est développée à partir d'une série de tests de force maximale effectués sur un dynamomètre instrumenté. Les dynamomètres instrumentés de type Biodex ou Cybex, permettent de

sélectionner un mode d'action de type statique, concentrique ou excentrique à différentes vitesses et offrent ainsi la possibilité de tester le muscle dans différentes conditions avec et sans pré-chargement musculaire (Bernard et coll., 1999). Les tests de force maximale peuvent donc être sélectionnés afin de reproduire le mieux possible les conditions de contractions des muscles lors de la tâche fonctionnelle. La section suivante décrit en détails le modèle utilisé par Nadeau et coll. (1996, 1999) pour estimer les niveaux d'effort des muscles fléchisseurs plantaires lors de la phase de génération d'énergie à la cheville lors de la marche.

### **2.5.1 Le TUM mécanique à la marche**

Nadeau et coll. (1996, 1999) ont calculé le TUM des muscles fléchisseurs plantaires avec une équation qui considère la demande mécanique imposée au groupe de muscles et la force maximale de ce groupe de muscles. Le moment de force généré par ces muscles lors de la marche (Moment à la Marche; MM) fournit une estimation de la demande mécanique imposée aux muscles durant cette activité. La capacité maximale correspond au moment maximal potentiel (MMP) à chaque instant du cycle de marche. Ainsi, le TUM des muscles fléchisseurs plantaires, à un pourcentage  $i$  du cycle de marche [TUM ( $i$ )], a été calculé au moyen de l'équation suivante :

$$\text{TUM } (i) = \text{MM } (i) / \text{MMP } (i) \times 100 \quad (1)$$

Où TUM( $i$ ), MM( $i$ ) et MMP( $i$ ) représentent respectivement le taux d'utilisation musculaire des muscles fléchisseurs plantaires au pourcentage  $i$  du cycle de marche, le moment généré au cours de la marche et le moment maximal

potentiel de ce groupe de muscles à ce même pourcentage du cycle de marche (Nadeau et coll., 1996).

#### **2.5.1.1 Numérateur du TUM : Moment à la Marche (MM)**

Le moment de force généré par les muscles au cours de la marche (numérateur; MM) est obtenu en faisant une analyse biomécanique de la tâche. La combinaison des données cinématiques et cinétiques permet de calculer la demande mécanique imposée aux muscles en utilisant la méthode dynamique inverse (Bresler et coll., 1950). Cette méthode permet de calculer les variations de moment articulaire à chaque pourcentage du cycle de marche (Winter, 1991) et de connaître les angles et les vitesses angulaires auxquels les moments sont produits. Ces dernières informations sont requises pour calculer le moment maximal potentiel.

#### **2.5.1.2 Dénominateur du TUM: Moment Maximal Potentiel (MMP)**

Le moment maximal potentiel (dénominateur; MMP) correspond au moment le plus élevé que pourrait produire les muscles dans des conditions comparables à celles observées à la marche, et ce, en considérant l'angle articulaire, la vitesse angulaire et le type de contraction (Nadeau et coll., 1996).

Le MMP doit donc tenir compte de l'angle et de la vitesse angulaire de l'articulation évaluée ainsi que du type de contraction effectuée par les muscles durant la marche. Pour ce faire, il est nécessaire de connaître les variations de la capacité maximale du groupe de muscles en fonction de tous ces facteurs. Selon Nadeau et coll. (1996), l'utilisation d'une équation de régression multiple permet de prédire le MMP. Cette équation est construite à

partir des mesures dynamométriques des moments maximaux, sur toute l'amplitude de mouvement articulaire et à différentes vitesses angulaires. Les vitesses et les amplitudes de mouvements sont sélectionnées en fonction des angles et vitesses angulaires observées pendant la marche. L'équation proposée pour prédire le moment maximal potentiel (MMP), dans le modèle de Nadeau (1996), se présente dans la forme suivante :

$$\text{MMP}(i) = C + K_A \times (\text{Angle } i) + K_V \times (\text{Vélocité } i) \quad (2)$$

où C représente une constante et  $K_A$  et  $K_V$  des coefficients obtenus à partir de la régression multiple effectuée sur les données dynamométriques de chaque sujet. À partir de l'équation 2, le MMP peut être estimé à chaque 1% du cycle de marche en considérant l'angle et la vitesse angulaire de l'articulation évaluée tel que fournis par l'analyse cinématique de la marche.

### **2.5.1.3 Calcul du TUM**

En entrant les données dans l'équation du TUM, il est possible d'estimer le niveau d'effort d'un groupe de muscles pendant toute la phase de génération d'énergie. La valeur sommet du TUM (« peak » TUM) est définie comme étant la plus haute valeur du TUM lors de la phase de génération d'énergie. Quant au TUM moyen, il est calculé en faisant la moyenne des TUMs pour toute la durée de la phase de génération d'énergie et il représente un niveau moyen d'effort.

Dans leurs études, Nadeau et coll. (1996, 1999) ont appliqué le modèle à la phase de génération d'énergie des fléchisseurs plantaires lors de la marche. L'application du modèle à la phase d'absorption d'énergie aurait

nécessité une évaluation dynamométrique de la force excentrique maximale ou une connaissance d'un facteur de correction permettant d'ajuster la force maximale pour ce type de contraction. Selon Nadeau et coll. (1999), l'évaluation de la force en excentrique est plus complexe que l'évaluation statique et concentrique parce qu'elle produit des forces très élevées lesquelles pourraient causer des blessures musculaires (Croisier et coll., 1996; Croisier, 2002), particulièrement chez les sujets hémiparétiques qui présentent des modifications morphologiques des muscles (Lieber et Friden, 2002; Bourbonnais et Vanden Noven, 1989). En plus, l'inhibition musculaire est plus importante lors de la contraction musculaire excentrique (Enoka, 1996; Webber et Kriellers, 1997) ce qui pourrait conduire à une sous-estimation des niveaux d'effort. Finalement, selon des résultats non-publiés de simulations réalisées par Nadeau, les TUM enregistrés lors de la phase d'absorption d'énergie ne sont jamais plus hauts que ceux obtenus lors de la génération d'énergie. Ceci, s'explique d'une part en raison de l'amplitude des moments de force générés lors de la marche qui sont plus élevés lors des phases concentriques qu'excentriques et d'autre part, parce que les moments de forces excentriques maximaux mesurés avec un dynamomètre sont plus élevés lors de la contraction excentrique par rapport à la contraction concentrique. Pour l'ensemble de ces raisons, dans la présente étude, nous nous limiterons également aux périodes de contraction concentrique des muscles lors de la marche. Cependant, les niveaux d'effort devront être éventuellement calculés afin de montrer les TUMs pour un cycle de marche complet.

## **2.6 Effet de la vitesse (ou cadence) sur les paramètres de la marche**

La vitesse (ou cadence) de marche est le paramètre le plus souvent utilisé pour évaluer la performance à la marche des sujets ayant des



déficiences motrices (Ozgirgin et coll. 1993; Andriacchi et coll., 1977; Wagenaar et Beek, 1992; Olney et coll. 1994; Steele, 1996; Brooks et coll., 2001). Des études ont montré qu'un changement de la vitesse de marche est associé à des modifications des paramètres cinétiques (Chen et coll., 1997; Riley et coll., 2001) et cinématiques (Crowinshield et coll., 1987). Par exemple, les moments de force et les vitesses angulaires de la cheville et de la hanche augmentent en fonction de la vitesse de marche ce qui résulte en une augmentation de la puissance articulaire. Cette section présente, d'une part, la vitesse et la cadence naturelle, rapide et lente et d'autre part, elle décrit les modifications des paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques associées aux changements de vitesse de marche (ou cadence).

### **2.6.1 Cadence et vitesse de marche**

Les variables temps et distances (spatio-temporelles) fréquemment utilisées incluent la vitesse de marche exprimée en mètres par seconde et la cadence qui correspond au nombre de pas complétés par unité de temps (pas/minute)(Smith et coll., 1997). La longueur du cycle, exprimée en mètre (m), est la distance couverte par deux contacts successifs du même pied.

La vitesse ou cadence naturelle est définie comme étant le rythme spontanément adopté par un sujet lorsqu'on lui demande de marcher naturellement (Winter, 1991). Les études réalisées par Winter montrent que la cadence normale varie entre 100 à 120 pas/min chez l'adulte en santé, ce qui équivaut à des vitesses de marche s'échelonnant de 1.0 à 1.4 m/s. Des valeurs semblables sont présentées par Perry (Perry, 1992) (Tableau 1). La cadence lente est définie comme étant la cadence naturelle moins 20 pas/min, ce qui équivaut à une cadence entre 80 pas/min et 100 pas/min. La cadence rapide est définie par la cadence naturelle plus 20 pas/min, soit de 120 pas/ min à 140 pas/min (Winter, 1991).

Tableau 1 Valeurs moyennes de la vitesse, de la cadence et de la longueur du pas chez des sujets sains âgés de 20 à 80 ans marchant à un pas naturel (Perry, 1992)

	Hommes	Femmes	Total
<b>Nombre de sujets</b>	135	158	293
<b>Vitesse (m/sec.)</b>	1,43	1,28	1,36
<b>Cadence (pas/min.)</b>	111	117	112,8
<b>Longueur du pas (m)</b>	1,46	1,28	1,41

Comme nous le verrons dans les sections suivantes, les données cinématiques et cinétiques des articulations du membre inférieur sont influencées par la cadence de marche. Les moments articulaires et les puissances articulaires sont fortement influencés surtout à l'articulation de la hanche (Winter, 1991). Cependant, les déplacements angulaires sont peu influencés par l'augmentation de la cadence et le profil des courbes est pratiquement identique pour chacune des cadences (Winter, 1991). Cependant, les vitesses angulaires s'accroissent linéairement avec l'augmentation de la cadence de marche (Winter, 1991).

### **2.6.2 Paramètres spatio-temporels**

La longueur du pas, la cadence, la durée de la phase d'oscillation changent de façon caractéristique avec les changements de vitesse de marche. L'augmentation de la vitesse de marche résulte en une diminution de la durée de toutes les phases du cycle de marche (soit l'appui, l'oscillation et le double support). De plus, l'augmentation de la vitesse de marche résulte en un accroissement simultané de la longueur du pas et de la cadence. La cadence et la longueur du pas sont en relation linéaire, du moins entre 80 et 120 pas/min. L'augmentation de la vitesse de progression résulte, en proportions égales, d'un accroissement de la cadence et de la longueur du

pas. Au-dessus d'une cadence de 120 pas/min, la longueur du pas commence à diminuer laissant la cadence responsable de l'augmentation de la vitesse de marche (Bouisset et Maton, 1995; Winter, 1991).

L'augmentation de la vitesse de la marche est inversement corrélée au temps de la phase d'appui, de l'oscillation et du double appui. Selon Nilsson et coll. (1985), il y a une diminution plus importante de la durée de la phase d'appui par rapport à la durée de la phase d'oscillation lors de l'augmentation de la vitesse de marche. La durée du double appui, quant à elle, varie inversement avec la vitesse de marche. Lors de la marche lente, la période du double appui est plus longue comparativement à la période de la phase d'oscillation. Lors de l'accroissement de la vitesse de marche, la période de double appui devient de plus en plus brève. Lorsque le sujet court, la phase de double appui vient à disparaître. Ainsi, pendant une brève période, les deux pieds peuvent être sans contact avec le sol (Smith et coll., 1997).

Même s'il y a une diminution de la durée de chaque phase du cycle avec l'augmentation de la vitesse de marche, il y a peu d'altération de la durée relative, en pourcentage, de chaque phase du cycle de marche par rapport au cycle total (Winter, 1991; Riley et coll., 2001; Nadeau et coll., 1996, 1999). La durée de la phase de génération d'énergie à la cheville et à la hanche est similaire pour la marche à vitesse lente, naturelle et rapide (40 à 60% du cycle de marche à la cheville et 50 à 80% du cycle de marche à la hanche pour les fléchisseurs) (Winter, 1991). Cependant, pour ce qui est de la phase de génération d'énergie des muscles extenseurs de la hanche, on note une diminution du pourcentage de cette phase à des vitesses de marche plus basses (0 à 10% contre 0 à 23 % du cycle de marche à vitesse naturelle) (Winter, 1991).

Nadeau (1996), en étudiant la phase de poussée de la cheville chez des sujets sains, a montré que pour les trois cadences évaluées, lente (84.5 pas/min), naturelle (104.7 pas/min) et rapide (119.0 pas/min), la phase de poussée représente entre 48 et 64% du cycle de marche. Dans une étude plus récente, Nadeau et coll. (1999) ont montré que, pour un groupe de sujets hémiparétiques chroniques, la phase de poussée et la phase de génération d'énergie des fléchisseurs de la hanche étaient entre 50.6% et 63.5% et 53% et 82% du cycle de marche, pour la cadence naturelle (81.1 pas/min) et entre 47.5% et 60.4% et 51 et 79% du cycle de marche pour la cadence maximale (102.3 pas/min).

### **2.6.3 Déplacements angulaires au membre inférieur**

Les déplacements angulaires du membre inférieur chez des sujets sains sont peu influencés par l'augmentation de la cadence de marche (Tableau 2), à l'exception du genou qui fléchit davantage au début de la phase d'appui lorsqu'on marche plus rapidement. Le tableau 2 est tiré des travaux de Winter (Winter, 1991). Il montre les changements moyens (valeurs r.m.s) dans le plan sagittal des déplacements angulaires (en degrés) aux articulations du membre inférieur pour un cycle de marche lorsque la marche passe d'une cadence lente à naturelle et d'une cadence naturelle à rapide. En général, les changements angulaires sont inférieurs à 5° lorsque l'on passe d'une cadence à une autre successive (ex. de lente à naturelle). Toutefois, ces changements deviennent plus importants lorsqu'on compare deux cadences extrêmes (ex. lente et rapide). Winter (1991) et d'autres auteurs (Murray et coll., 1966; Kerrigan et coll., 1998) ont bien montré que le profil des courbes de déplacements angulaires aux membres inférieurs est peu modifié par un changement de la cadence de marche.

**Tableau 2** Différences (valeurs r.m.s) entre les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche pour un cycle de marche complet lorsque les déplacements angulaires sont comparés pour différentes cadences. (Winter, 1991).

Articulation	Comparaison entre différentes cadences	
	Lente / Naturelle	Naturelle/Rapide
Cheville	2.1°	2.8°
Genou	3.1°	3.3°
Hanche	4.1°	2.3°

#### **2.6.4 Vitesses angulaires au membre inférieur**

La vitesse angulaire est modifiée par l'augmentation de la cadence de marche. Cependant, le profil des courbes à toutes les vitesses angulaires est pratiquement identique à chacune des trois cadences étudiées par Winter (Figure 3). Winter (1991) a montré que l'accroissement de la cadence de marche est accompagnée d'une augmentation de la vitesse angulaire à l'articulation de la cheville au moment où les muscles fléchisseurs plantaires se contractent en concentrique pour produire la poussée (phase A2 de la génération d'énergie; Tableau 3). Des changements de vitesses angulaires sont aussi observés aux articulations de la hanche et du genou. Le Tableau 3 présente les vitesses angulaires maximales pour les trois principales phases de génération d'énergie aux membres inférieurs lors de la marche. En passant de la cadence lente à rapide, l'augmentation de la vitesse angulaire est approximativement de 80%, 165% et de 77% pour les phases A2, H1 et H3, respectivement. Ces augmentations sont importantes et permettent à la personne de déplacer plus rapidement ses segments lors de la marche à cadence plus rapide.

**Tableau 3** Effets de la cadence de marche sur la vélocité angulaire, le moment et la puissance aux membres inférieurs pour les phases de génération d'énergie de la marche. Les données ont été tirées des courbes présentées par Winter (1991).

Phases de génération d'énergie	Cadence lente	Cadence naturelle	Cadence rapide
<b>Vélocité angulaire maximale (°/s)</b>			
PF (A2)*	144°/s	176°/s	260°/s
HE (H1)	48°/s	64°/s	127°/s
HF (H3)	103°/s	120°/s	182°/s
<b>Moment (Nm/kg)</b>			
PF (A2)	1.5 Nm/kg	1.6 Nm/kg	1.7 Nm/kg
HE (H1)	3.0 Nm/kg	5.8 Nm/kg	8.5 Nm/kg
HF (H3)	2.2 Nm/kg	4.0 Nm/kg	9.2 Nm/kg
<b>Puissance (W/kg)</b>			
PF (A2)	2.1 W/kg	3.3 W/kg	4.7 W/kg
HE (H1)	0.23 W/kg	0.3 W/kg	0.36 W/kg
HF (H3)	0.4 W/kg	0.67 W/kg	0.67 W/kg

PF :Génération d'énergie par les fléchisseurs plantaires lors de la poussée (A2).

HE :Génération d'énergie par les extenseurs de la hanche au début du cycle de marche (H1).

HF :Génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche à la fin de l'appui et au début de l'oscillation (H3).

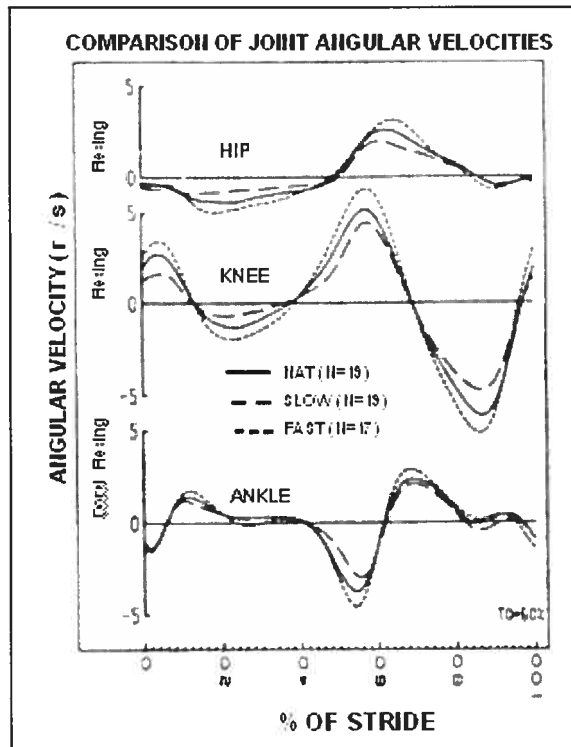


Figure 3 : Comparaison des vitesses angulaires de la cheville, du genou et de la hanche à différentes cadences de marche (Tiré de Winter, 1991), p. 31).

### 2.6.5 Moments articulaires nets au membre inférieur

Plusieurs études ont montré que la vitesse (ou cadence) de la marche est reliée à la force musculaire (moment) des membres inférieurs (Crowinshield et coll., 1987; Nadeau, 1996; Olney et coll., 1991; Winter, 1991). Pour marcher plus rapidement, les sujets augmentent les moments et les puissances aux articulations des membres inférieurs.

Pour que la vitesse de marche augmente, il faut produire des moments musculaires plus élevés. Winter a montré que l'accroissement de la vitesse de la marche s'accompagne d'une augmentation des moments observés à la marche (Tableau 3). Les muscles fléchisseurs plantaires, lors de la phase de génération d'énergie (A2), augmente d'environ 6.6 % en passant de la

cadence lente à la cadence naturelle et de façon similaire en passant de la cadence naturelle à rapide. Le moment des muscles extenseurs à la hanche, lors de phase de génération d'énergie (H1), est doublé lorsqu'on compare la marche à cadence lente et naturelle (3 Nm/Kg à 6 Nm/Kg) et il augmente de 93% lorsque l'on compare la cadence naturelle à rapide. De tels changements sont aussi observés pour le moment en flexion à la hanche lors de la phase de génération d'énergie par les muscles fléchisseurs (Tableau 3).

### **2.6.6 Puissances articulaires au membre inférieur**

Avec l'accroissement de la vitesse de marche, la puissance au cours de la phase de génération d'énergie des muscles fléchisseurs plantaires (A2) (figure 1) augmente d'environ 57% en passant de la cadence lente à la cadence naturelle et de près de 42% de la cadence naturelle à la cadence rapide (Tableau 3). L'augmentation de la puissance articulaire produite par les extenseurs de la hanche (H1) est moins importante que celle observée à la cheville avec l'accroissement de la cadence de marche. Par contre, le changement de puissance pour la période H3 qui correspond à la génération d'énergie par les muscles fléchisseurs de la hanche est considérable et supérieur à celui de la cheville lors du passage d'une cadence naturelle à rapide.

Chen et coll. (1997) ont vérifié si la puissance articulaire de la hanche, du genou, et de la cheville changeait avec la vitesse de marche chez des enfants sains (n=10, âge moyen : 7 ans). D'une part, ils ont constaté qu'il n'y avait pas de changements dans les caractéristiques phasiques (positives et négatives) des courbes de puissance. D'autre part, ils ont observé que le plus grand travail positif à toutes les vitesses de marche était produit à la cheville (soit près de 60% à la marche lente, 42% à la marche rapide et 53% à la marche normale) (Tableau 4). Ces résultats devraient être semblables



chez l'adulte puisque les études de marche ont montré que la marche de l'enfant de sept ans était tout à fait comparable à celle de l'adulte (Öunpuu et coll., 1991).

**Tableau 4** Puissance mécanique articulaire (J/Kg) et pourcentage (%) du travail total pour les trois articulations du membre inférieur lors d'un cycle de marche (Chen et coll., 1997).

	Hanche			Genou			Cheville			Total		
	Pos.	Neg.	Total	Pos.	Neg.	Total	Pos.	Neg.	Total	Pos.	Neg.	Total
<b>Lente</b>												
Moyenne	0.08	0.03	0.11	0.04	0.11	0.15	0.22	0.15	0.37	0.35	0.28	0.64
Écart type	0.03	0.01	0.02	0.02	0.05	0.06	0.10	0.05	0.09	0.10	0.05	0.12
% *	13	4	18	7	17	24	34	24	58	54	46	100
<b>Naturelle</b>												
Moyenne	0.12	0.04	0.16	0.06	0.18	0.23	0.21	0.11	0.33	0.39	0.33	0.72
Écart type	0.05	0.02	0.05	0.04	0.06	0.06	0.11	0.04	0.13	0.11	0.06	0.12
%	17	5	23	8	25	33	29	16	44	54	46	100
<b>Rapide</b>												
Moyenne	0.15	0.06	0.22	0.10	0.23	0.33	0.19	0.10	0.29	0.45	0.38	0.83
Écart type	0.07	0.03	0.07	0.07	0.05	0.10	0.12	0.03	0.12	0.14	0.06	0.17
%	19	8	27	12	27	39	22	12	34	53	47	100

\* : Le pourcentage de contribution positive (Pos.) ou négative (Neg.) de la puissance de chacun des groupes musculaires a été calculé. La somme des valeurs obtenues pour chacun des groupes musculaires étant considérée comme 100%.

## 2.6.7 TUMs au membre inférieur

L'augmentation du moment de force avec l'accroissement de la vitesse de marche a une influence directe sur les valeurs du TUM, puisque le moment à la marche est le numérateur du TUM. Nadeau et coll., (1996) ont évalué le TUM des fléchisseurs plantaires à la cheville lors de la phase de poussée chez cinq sujets sains marchant à différentes cadences. Les résultats ont montré que le TUM maximal à la cheville augmente avec

l'augmentation de la cadence passant de 58.8% à 65.6% de la cadence lente à naturelle et atteint 71.0% pour la cadence rapide. La même observation a été faite pour les sujets ayant des atteintes physiques (hémiparétiques), le TUM du groupe a passé de 76% à cadence naturelle à 86% à cadence maximale sécuritaire (Nadeau et coll., 1999). Lors de leurs travaux sur le TUM, le groupe de Nadeau n'a pas examiné spécifiquement les relations entre l'augmentation du TUM et les variations des ses composantes (numérateur et dénominateur) afin de déterminer l'importance de chacune dans la modulation du TUM avec la cadence de marche. Le présent projet examinera cette relation bilatéralement et pour trois groupes de muscles (fléchisseurs plantaires et fléchisseurs et extenseurs de la hanche).

## **2.7 Comparaison bilatérale**

Aucune étude n'a rapporté les TUMs des deux côtés du corps aux membres inférieurs. Cependant, certaines études ont examiné et comparé les données de marche et les données dynamométriques du côté droit et gauche. Étant donné que ces données sont importantes pour le calcul du TUM, la littérature sur cet aspect sera revue dans cette section.

### **2.7.1 Asymétrie des paramètres de la marche aux membres inférieurs**

L'asymétrie de la marche est bien rapportée et identifiée chez des sujets pathologiques. Par conséquent, cette section abordera seulement l'asymétrie de marche chez des sujets sains. L'asymétrie de la marche est identifiée quand les deux membres évalués ont des comportements différents. La plupart des études considèrent la marche symétrique chez des sujets sains pour simplifier la collecte et l'analyse des données. Cependant, il y a très peu d'études qui ont clairement établi l'absence de différences de la

cinématique et cinétique entre les deux membres inférieurs lors de la marche. Au contraire, un article récent de Sadeghi et coll., (2000) suggère plutôt que les côtés droit et gauche pourraient avoir des fonctions différentes à la marche chez le sujet sain. Par exemple, un membre pourrait être plus associé à la génération d'énergie tandis que l'autre membre pourrait être plus associé à l'absorption d'énergie. Sadeghi et coll., 2000 rapportent également que la propulsion serait associée au côté droit tandis que le côté gauche serait responsable du support. Donc, ces asymétries de fonction pourraient entraîner des asymétries de certains paramètres tels que la longueur du pas, la durée de la phase de double appui et l'angle du positionnement de la cheville au sol qui diffèrent entre les deux côtés (Sadeghi et coll., 2000; Chodera, 1974). Au niveau de la cinématique, Hannah et Morrisson (1984) n'ont pas observé d'asymétries concernant l'amplitude du mouvement à la hanche et au genou lors de la marche. Pour leur part, Hamill et coll. (1984) ont aussi trouvé un haut degré de symétrie des forces de réaction du sol entre les côtés droit et gauche pour la marche et la course chez dix sujets sains. En résumé, il y a peu d'études sur l'asymétrie des paramètres lors de la marche et les données actuelles ne permettent pas de supposer l'absence de différences entre le côté droit et gauche lors de la marche.

### **2.7.2. Asymétrie de la force musculaire aux membres inférieurs**

Depuis longtemps, la symétrie de la force musculaire entre les deux côtés du corps est source d'intérêt pour les chercheurs. En 1964, Heeboll-Nielsen a trouvé des asymétries significatives de la force musculaire chez 235 sujets hommes pour les adducteurs de la hanche, les extenseurs du genou et les fléchisseurs plantaires de la cheville. Même s'il n'a pas trouvé de différence significative pour les fléchisseurs de la hanche, Heeboll-Nielsen (1964) a montré que 60% des sujets présentaient des valeurs de force plus élevées du côté droit contre 36% pour le côté gauche. Des résultats similaires

ont été montrés pour les extenseurs de la hanche et les fléchisseurs plantaires. Ces observations suggèrent que les sujets sont en général plus forts du côté droit. Ce qui a été corroboré par d'autres études qui ont rapporté une asymétrie de force musculaire pour les abducteurs de la hanche (Neumann et coll., 1988) et les fléchisseurs plantaires (Damholt et Termansen, 1978). Par contre, May (1968), n'a pas trouvé de différence de la force moyenne statique des muscles abducteurs et adducteurs de la hanche entre le côté dominant et non dominant chez des sujets sains. Tout comme pour les données lors de la marche, cette littérature ne permet pas de supposer l'absence de différences de force musculaire entre les membres inférieurs. La présente étude examinera les TUMs ainsi que moments à la marche et les données dynamométriques bilatéralement, une absence de différence des TUMs entre les côtés droit et gauche pouvant être le résultat de différences bilatérales des données de marche et de force.

---

## CHAPITRE 3

### MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

L'essentiel de la méthodologie et des résultats de ce projet de recherche est présenté dans le manuscrit suivant :

**Quantification of the levels of effort at the plantar flexor and hip extensor and flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences**

Luís Fernando Requião, Sylvie Nadeau, Marie-Hélène Milot, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Denis Gagnon (sera soumis à la revue *Gait and Posture*).

L'auteur principal tient à confirmer son apport à l'acquisition des données cliniques et de laboratoire, au traitement, à l'analyse et à l'interprétation des données ainsi qu'à la rédaction de l'article scientifique présenté. Pour ce qui est de l'apport des différents co-auteurs, une brève description est présentée ci-dessous.

Dre Sylvie Nadeau et Dr Denis Gravel, directrice et co-directeur du projet de recherche, ont encadré l'ensemble du travail présenté. Mme Marie-Hélène Milot, candidate au doctorat, a apporté une contribution majeure lors de l'évaluation de la marche et de la force musculaire en laboratoire. Dr Daniel Bourbonnais et Dr Denis Gagnon ont contribué au développement de la problématique de recherche et ont participé à la révision de l'article.

---

**QUANTIFICATION OF THE LEVELS OF EFFORT AT  
THE PLANTAR FLEXOR AND HIP EXTENSOR AND FLEXOR MUSCLES  
IN HEALTHY SUBJECTS  
WALKING AT DIFFERENT CADENCES**

Requião LF<sup>1-2</sup>, Nadeau S<sup>1-3</sup>, Milot MH<sup>1-3</sup>, Gravel D<sup>1-3</sup>,  
Bourbonnais D<sup>1-3</sup>, Gagnon D<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Centre de recherche Interdisciplinaire en Réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal, (Qc), Canada,

<sup>2</sup>Universidade Tuiuti do Paraná, Faculdade de Fisioterapia, Curitiba, Brazil

<sup>3</sup>École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal,

<sup>4</sup>Université de Sherbrooke, Faculté d'éducation physique et sportive,  
Sherbrooke, Canada

## **Introduction**

Muscle function has frequently been identified as an important determinant of a normal gait function (for review, see Nadeau et al., 2001). Since all sub-tasks of gait require the subject to produce joint moments that are mainly created by muscle force (Winter, 1991), an association between strength and gait function is expected. However, the criteria used by a subject to decide whether to perform at a given level or at another are still unclear. For instance, clinicians and researchers do not know why a patient decides to walk naturally at 0.75 m/s when he/she can walk at 1.0 or 1.2 m/s. Few researchers have provided hypotheses on that aspect but factors such as security, energy cost (Jeng et al., 1996), perception of effort and muscular fatigue might reasonably be among those considered by the subjects. Since perception of effort is calibrated by reference to the maximal force (Jones et Hunter, 1982) and muscle fatigue is dependent on the proportion of maximal force used (Rohmert, 1960), estimation of the intensity of muscle activation or the demand on a joint relative to the maximal capacities in subjects walking at different speeds might yield relevant information.

To date, only a few studies have provided data on the relative force demands (level of effort) on the lower limb muscles and joints during gait. Electromyography (EMG) was used to monitor the electrical activity in the muscles of the lower limbs (Ericson et al., 1986; Lyons et al., 1983; Dubo et al., 1976; Richards et al., 1989). In order to compare the muscular activity between different muscles and subjects, the EMG was expressed as a percentage of the EMG recorded during a static maximal voluntary contraction (MVC). This type of normalization gives an idea of the relative involvement of the muscle group in walking. Overall, these studies found that in healthy subjects several lower limb muscles showed a relative muscular peak activity lower than 35% during natural walking except for the triceps

surae and the tibialis anterior muscles, which presented higher values (up to 73%) in one study (Dubo et al., 1976). Ericson et al. (1986) allocated the differences between these EMG studies to three major factors, namely the group of subjects (age, sex and physical fitness), the gait characteristics (cadence, stride velocity and stride length) and the EMG normalization methods.

The relative demand imposed on a joint during walking has also been quantified using a biomechanical method that establishes a ratio of force or moment (Nadeau et al., 1996) instead of a ratio of EMG. With this method, the moment of force produced during walking is compared to the moment of force produced during a MVC. The biomechanical and the EMG approaches should give similar values. However, if a nonlinear relationship exists between the moment and the EMG activity, the values of MUR obtained with the two methods might be different (for details, see Hébert et al., 1995 and Nadeau et al., 1996). Nadeau et al. (1996) were the first to present a model of MUR calculation during walking that takes into account the context of the contraction (type, length and velocity of muscular contraction) in the determination of the denominator of the MUR instead of using a single MVC as in EMG studies (for details, see Nadeau et al., 1996). According to Nadeau et al. (1996), this last factor, in addition to the nonlinear force-EMG relationships found for the plantar flexor muscles (Gravel et al., 1988), could explain the small differences that their studies found for the plantar flexors MUR (66%) in comparison to the EMG study (42% for the gastrocnemius lateralis and soleus) of Ericson et al. (1986).

Nadeau et al. (1996) computed the biomechanical MUR of the plantar flexors during the energy generation phase (push-off) in five healthy subjects walking at three cadences: 105 steps/min (natural), 85 steps/min (slow) and at three cadences: 105 steps/min (natural), 85 steps/min (slow) and 119



steps/min (fast). These values were selected to determine the effect of gait cadences on the MURs of the plantar flexors. The research team found that MURs increased with an increasing gait cadence, with average peak values of MUR reaching 58.8% ( $\pm 18.5$ ), 65.6 ( $\pm 17.2$ ) and 71.0 ( $\pm 17.8$ ) for the slow, natural and fast cadences, respectively. In a second study, they applied their model to calculate the MUR of adults with stroke (Nadeau et al., 1999). They found that these patients had higher peak values of MUR of the plantar flexors than healthy subjects walking at similar mean gait cadences. From these results, it can be inferred that effort and fatigue are generally higher in stroke subjects than in normal subjects and that the plantar flexor muscle group is possibly a limiting factor of the gait speed in some cases.

Nadeau et al. (1996 and 1999) justified assessing the MUR of plantar flexors on the basis that the latter produce half of the positive work during the push-off phase of gait (Winter, 1983). The plantar flexors are active between 10% and 60% of the gait cycle but the energy generation phase takes place between 40% and 60% of the cycle when the ground reaction force is directed upward and forward (Nadeau et al., 1996, 1999; Sutherland et al., 1994; Winter, 1991). The ankle plantar flexor moment and ankle velocity increase with gait speed resulting in an increase of energy generation. Biomechanical studies demonstrated that, in addition to the plantar flexors during the push-off phase, the hip flexors at pull-off and hip extensors in early stance are other important muscle groups involved in the energy generation that maintains or increases the forward velocity of the body in the sagittal plane (Chen et al., 1997; Winter, 1983; Olney et al., 1991). The generation of energy by the hip flexor muscles begins around 50% of the walking cycle and continues until the middle swing phase (80% gait cycle). Thus, the contribution of these muscles to the energy of the lower limb starts at the end of the stance phase and is maintained through the initial swing phase. The hip extensor muscles play a significant role in supporting body weight at the

beginning of the stance phase (Winter, 1983; Nadeau et al., 1998, 2001). At the same time, these muscles contribute to generating energy by pushing the trunk forwards. Their phase of energy generation begins at heel-contact and is not well defined at slow gait speed. With an increase in gait speed, the energy generation phase becomes more important because the concentric action of the hip extensors is increased or prolonged, resulting in a higher burst of energy generation at the beginning of the gait cycle (Winter, 1991). An increase in the MUR values should also be observed for the hip extensors and flexors with higher gait speeds. More, the MUR of the plantar flexors and hip muscles might behave differently at higher speed because the modulation of the hip flexor moment with gait speed is greater than for the plantar flexors (Winter, 1991).

In order to gain insight into the MUR of all muscles involved in energy generation, the objective of the present study is to estimate, on both sides in healthy subjects, the MUR of the plantar flexor, hip flexor and extensor muscles at different gait cadences (self-selected, 60, 80 and 120 steps/min). Five hypotheses will be verified: 1) No difference between sides will be observed in the level of effort as estimated by the peak MUR; 2) The level of effort will be lower for hip flexors and extensors than for plantar flexors at a self-selected cadence; 3) The level of effort of all muscle groups will increase with an increase in gait cadence; 4) the level of effort of the hip flexors and extensors will show a greater increase than that of plantar flexors with an increase of gait cadence and; 5) the increase in the level of effort with cadence will be strongly related to the increase in the joint moment observed in gait.

## **Materials and methods**

### **Subjects**

Fourteen healthy subjects (7 females and 7 males) volunteered for the study. Their mean ( $\pm 1$  SD) age, stature and body mass were 46 ( $\pm 13.3$ ) yrs, 1.70 ( $\pm 0.10$ ) cm, and 72.0 ( $\pm 14.9$ ) kg, respectively. To be included in the study, they had to report no previous history of injury or disorders of either of their lower limbs and none were observed to have any obvious gait abnormalities. All subjects gave their written informed consent before participating in this study.

### **Gait Assessment**

Five gait cycles were collected at four cadences: self-selected, 60, 80 and 120 steps/m as paced by a metronome. Kinematic data was obtained using the Optotrak system, which samples markers at 60 Hz. The three-dimensional coordinates of three non collinear infrared markers, placed on the feet (lateral heel, dorsum, fifth metatarsal head), legs (lateral malleolus, mid shank, fibula head), thighs (greater trochanter, mid thigh, lateral femoral condyle), pelvis (left and right PSIS, left iliac crest) and trunk (T12 spinous process and right and left at the level of T8) were recorded during gait. In addition, twelve specific anatomical points on the feet (heel, posterior point, mid toe anterior point), shanks (medial malleolus), thighs (medial femoral condyle), pelvis (right and left ASIS, right iliac crest) and on the trunk (left glenohumeral joint) were digitized with a probe. The kinematic data was filtered with a 4<sup>th</sup>-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz. Using the analysis package from Mishac Inc. (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada), the relative angles were calculated from a rotation matrix using a

Cardanic (x-y-z rotation) sequence of rotation such that the local x, y and z axes corresponded respectively to abduction-adduction, longitudinal rotation and flexion-extension for the hip and knee joints, and eversion-inversion, transverse rotation, and dorsiflexion-plantarflexion for the ankle joint. Only data in the sagittal plane was used for analyses.

The ground reaction forces were collected at 600 Hz with three force platforms (AMTI OR6-5-1) embedded in the 9-m walkway. The data was later filtered with a 4<sup>th</sup>-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and resample at 60 Hz to match the kinematic data. An inverse dynamic approach (Winter, 1991) performed with Kingait3 software (Mishac Kinetics, Waterloo, Canada) was used to estimate the net moments at the ankle, knee and hip joints. The net muscle power at each joint was then computed by multiplying the sagittal joint angular velocity by the local net muscle moment in that plane of movement.

Stride characteristics were recorded with three foot-switches located on the sole of the subjects' shoes (heel, metatarsal heads and the first toe). The foot-contacts and ground reaction forces served to determine the gait cycles which were normalized to 100%. For each speed, the trials showing the closest cadences were averaged on each side. The part of the gait cycle where power values showed energy generation by the plantar flexors, hip extensors and hip flexors were specifically retained for the following MUR analyses (see section entitled Mechanical model of MUR). Data from the right and left lower limbs is reported in the present study.

#### Dynamometric assessment

The maximal moment of the plantar flexor, hip flexor and hip extensor muscles was measured with a Biodex dynamometric system (Biodex Corp.,

Shirley, NY). The calibration of the dynamometer was verified using a known weight prior to each session in accordance with the Biodex manual protocol. To assess the moment in plantar flexion, the subject was seated on the dynamometric chair with the hips positioned at 80° of flexion and the knee fixed in full extension. The subject's foot was tightly fixed in a boot attached to the dynamometer and the ankle joint center was aligned with the axis of the dynamometer. The reference angle (0°) was the ankle neutral position. Positive and negative angles referred to the plantar flexion and dorsiflexion positions, respectively. All tests were performed from maximal dorsiflexion to maximal plantar flexion. For the assessment of maximal hip flexion and hip extension moments, the backrest of the testing chair was completely inclined to allow a full supine position. Straps were used to stabilize the pelvis and trunk. The contralateral lower limb was supported in semi flexion (~60°) whereas the knee of the tested side was maintained at 30° of flexion by an in-house device designed to allow control of the knee position during the tests. The dynamometer axis rotation was aligned with the flexion/extension hip joint axis, and the resistance pad was fixed at the distal end of the thigh. Joint moment was measured from the subject's maximal hip extension range of motion to 90° of hip flexion. The moment, angle and velocity of movements for the plantar flexion, hip flexion and hip extension were recorded during all movements. For the assessment of the plantar flexion moment, isokinetic contractions were performed at 30°/s and 180°/s, and maximal isotonic contractions were completed with a load of 27 Nm. The isotonic evaluation was included because it allows the subject to reach speeds higher than 180°/s (Nadeau et al., 1997) and the 27-Nm load was selected because it is among the highest loads that can be displaced throughout a plantar flexion movement by healthy adult subjects (Nadeau et al., 1996). For hip flexion moments, maximum isokinetic contractions were completed at 30°/s. For the moment in extension of the hip, maximum isokinetic contractions were completed at 30°/s and 90°/s. These velocities of movement for the ankle and

hip as well as the position of the knee during the tests were selected in order to cover the range of velocity observed during the concentric action of the muscles. The dynamometric testing also consider the influence of the knee position on the moments produced during the energy generation phases of the gait tasks.

The subjects undertook concentric isokinetic pretest trials to familiarize themselves with the dynamometric device. Then two maximal efforts, preceded by maximal preloading (for details, see Nadeau et al. 1996, 1999), were performed at each of the velocities described above for the plantarflexion, hip flexion and hip extension. A 2-min rest period was allowed between each trial.

For each subject, the mean moment (mean value of two trials) was calculated at each degree of the range of motion. These moments produced in plantar flexion, hip flexion and hip extension were gravity-corrected at each angle throughout the motion range. The moment produced by the lever arm of the system and by the lower limb was recorded during passive tests executed at the velocity of 30°/s. Consequently, moment values reported are gravity-corrected for all subjects and each condition.

### Mechanical Model of MUR

The model calculates the MUR that estimates the relative involvement (% of the maximal strength) of the muscle group during gait (for details, see (Nadeau et al., 1996, 1999). The MUR is defined as the ratio of the mechanical demand imposed on a muscle group during walking (walking

moment; WM) at a given time to maximal potential moment (MPM) of this muscle group. The result is multiplied by 100 to obtain the MUR in percent. The mechanical demand (numerator; WM) is obtained using a biomechanical analysis of the task while the maximal potential moment (denominator; MPM) is predicted from an equation derived from dynamometric data. The MPM is the estimated maximal moment generated by the muscle group at a precise time during the task, taking into account the joint angle and angular velocity at this time. It was obtained from an equation built on the regression analysis of the dynamometric data collected during maximal voluntary contractions.

#### Calculation of MURs for plantar flexors, hip flexors and hip extensors

The results of each subject's walking assessment provided the walking moments for plantarflexion, hip flexion and extension, which are the numerators (WM) of MUR. The kinematics data provided the ankle and hip angles as well as the angular velocities at every 1% interval of the gait cycle. These values were inserted in the regression equation to predict the MPM of the muscle groups during gait. The MURs of the plantar flexors, flexors and extensors of the hip were obtained with equation only for the energy generation phases. From the MUR data, the curve profile and the peak MUR, defined as the highest value of the MURs of each muscle group during the energy generation phase, were identified at each cadence on both sides.

#### Statistical Analysis

Statistical analysis was performed using SPSS® software for Windows (Version 10). The statistical significance of the difference in spatio-temporal parameters between the four imposed cadences was tested by a one-way

repeated measures analysis of variance (ANOVA) followed by planned contrasts. To examine the difference between sides for the MUR values, a two-way repeated measures ANOVA was used with sides as the repeated factor and muscular groups as the between factor. This analysis was applied for each cadence independently. Moreover, for each muscle group but including data for all cadences, the absolute difference and correlation between sides were calculated to estimate the similarity of the MUR values on each side.

To assess the second, third and fourth hypotheses, differences across muscle groups and cadences were evaluated on each side by a two-way repeated measures ANOVA with cadences as the repeated factor and muscle groups as the between factor. When ANOVAs revealed significant differences ( $p < 0.05$ ) and no interaction, planned contrasts were applied to locate the sites of differences in the repeated factor and Tukey honest significant difference (HSD) tests were used to evaluate the difference in the between factors. When testing differences across cadences, the level of significance was corrected for multiple comparisons with an appropriate Bonferroni correction. In these cases, the level of significance was 0.008 ( $0.05/6 = 0.008$ ). If interaction was present, the same approach was used but a one way ANOVA model was applied on cadence for each muscle or on muscle for each cadence.

The last hypothesis states that the increase in the level of effort with cadence will be strongly related to the increase in WM. To identify the influence of WM and MPM on MUR with the increased cadence, correlations



were calculated between MUR and WM or MPM. In order to remove the variance associated with subject, each subject's data were converted into z scores using the mean and the SD calculated from the four cadence values. This was done independently for each muscle group.

## **Results**

### **Gait spatio-temporal parameters**

A summary of the spatio-temporal parameters is presented in Table 1. The ANOVA results show that the imposed cadences produced different gait speeds with a high significance level ( $p = 0.0001$ ). However, no differences were found between the self-selected and the imposed 120 cadence ( $p=0.16$ ).

### **MUR curves**

The mean MUR curves of the plantar flexors, hip flexors and hip extensors computed during the energy generation phases for all cadences are shown for the right side of the body in Figure 1. Since the subjects began and ended their energy generation phase at different percentages of the gait cycle, this phase was normalized to 100% to allow subject comparisons. The MUR curves show the same profile for all cadences, with the highest values appearing in the initial portion of the phase then decreasing progressively to reach values near 0% at the end of the phase. The ranges of angles and angular velocities measured at the time of peak MUR are reported in Table 2. The plantar flexor muscles were in a lengthened position because the ankle was in dorsiflexion at the time of peak MUR. The peak MUR of the hip flexors

was observed when the hip was in full extension while the hip extensor muscles showed their peak MURs around 20° of hip flexion. In general, the peak MURs appeared when muscles shorten at low velocities.

### Side factor

The ANOVA revealed that peak MURs were not significantly different between sides for all cadences. The mean absolute difference between sides was lower for the plantar flexors (6.9%) than for the hip flexors (10%) and hip extensors (9.8%). The respective correlations between sides were 0.58, 0.68 and 0.70 (Table 3).

### Muscle groups and cadence factors

Since the two-way ANOVA including muscle groups and cadences showed significant interaction between these factors (Figure 2), subsequent analyses used a one-way ANOVA for comparisons of muscle or cadence effects. At the 60, 80 and self-selected cadences, the plantar flexor MURs were statistically higher than the hip muscle MURs on both sides. For the 120 cadence, the difference between the plantar flexor and hip flexor MURs on the right side was not statistically significant. In fact, at all cadences, no statistical differences between hip flexor and extensor MURs were seen. Planned contrasts indicated no significant differences in the plantar flexor MURs between the 60 and 80 cadences or between the self-selected and 120 cadences. For the hip flexors and extensors, no statistical differences were found between the self-selected and 120 cadences or between the 80 and self-selected cadences on the right hip extensors. All other comparisons were statistically significant.

### Correlations between MUR, WM and MPM

The correlations between MUR and WM were very high, with values over 0.90 (Table 5 and Figure 3). The correlations with MPM were in the range of 0.30 to 0.66. It should be noted that these correlations were not always negative.

### Discussion

The present study characterized the MURs of plantar flexor, hip flexor and extensor muscles in relation to the side of the body and cadences. Even if no differences were found between sides, the mean difference between sides was in the order of 7% to 10%. MURs were higher in the plantar flexors than in the hip muscles and are modulated by cadence. Changes in MUR with cadence was caused mainly by an increase in the walking moment.

### Side effects

The non significant differences between sides have implications for studies comparing mean values between sides in patient samples with unilateral involvement. In most of the subjects of the sample, for instance, muscle weakness on one side could determine a larger MUR because of the lowering of the MPM on this side. However, for between-side comparison in individual subjects, the mean absolute difference as well as the standard deviation reported in Table 3 should be taken into consideration. Thus, the difference should reach at least the mean difference plus two SDs to be 97.5% sure that the value is outside the normal distribution of differences. This represents larger values for the hip (26%-30%) than for the plantar flexor

muscles (22%) and the advantage of the plantar flexor muscles over the hip muscles appears attenuated by its lower correlation between sides ( $r = 0.58$ ) relative to that of the hip muscles ( $r = 0.68 - 0.70$ ). This finding is explained by the lower total variance of the plantar-flexor MUR compared to the hip muscle MUR. In fact, the larger variances of the hip muscle MUR are the result of the larger changes across cadences for these muscle groups. Meanwhile, for comparison between left and right sides in individual subjects, the difference in percentage is more relevant than correlation.

### Muscle group effect

At all cadences, the MURs of the plantar flexors were always greater than the hip flexor and extensor groups, showing that this muscle group was the most solicited in the generation of energy, with MURs ranging from 51% to 62%. To our knowledge, no studies have calculated the mechanical MURs of the hip flexors and extensors during walking. The MURs for these muscle groups are quite low at the lowest speed, with values lower than 21%. However, with an increased cadence, the hip muscles become more involved and their MUR values reach up to 40%-53%. At the fastest cadence, the hip flexor MUR on the right side was not statistically different from the plantar-flexor MUR.

It is difficult to understand why plantar-flexor muscles are so much more involved than hip flexors in energy generation. It can be speculated that the muscle composition of the plantar flexors is a relevant factor. Muscle fiber typing of plantar-flexor components has revealed that soleus is mainly composed of fatigue-resistant fibers while the gastrocnemii have mixed composition (Gollnick et al., 1974; Edgerton et al., 1975). The presence of the soleus probably explains that plantar flexors can contract at high level without

accumulation of fatigue, for all cadences. Moreover, hip flexors and extensors should not be too active in energy generation of the lower limbs because they can compromise the balance of the trunk.

### Cadence effect

All muscle groups investigated in this study showed an increase in MUR with cadence. The results obtained in this study for the plantar flexor muscles were consistent with those previously reported by Nadeau et al., (1996) for the same cadences in healthy subjects. The effect of increasing the cadence is minimal, with an absolute increase of about 10% in the MURs from the slowest to the fastest cadences.

For the hip muscles, MUR increases across cadences were around 23%-29%, which is about two to three times the increase observed in the plantar flexors. This finding is in accordance with the previous observation that the gain in power magnitude with increased cadence is more important for the hip than for the ankle (Winter, 1987; Chen et al. 1997). Reasons for the predominant recruitment of hip muscles with an increase of cadence are not reported. Based on the present results, it may be hypothesized that the increased participation of hip muscles with cadence is a strategy to attenuate fatigue and share the effort across muscles when the cadence increases. With an initial MUR of less than 20% at the slowest cadence, hip muscles have the latitude for higher participation at faster cadences, whereas the plantar-flexor muscles are already at a high level of contraction. As stated in the introduction, endurance is a function of the relative level of contraction and a more intense contraction will probably determine fatigue in the plantar-flexor muscles.

The changes in MUR across cadences is related to changes in walking moment (numerator of the MUR ratio) as demonstrated by the high correlations reported in Table 4. As expected, the effect of the MPM was negative for the plantar flexors. This modification of MPM is apparently caused by an increase in the angular velocity at the ankle, which decreases the MPM. For the hip muscles, positive correlations were found between changes in MUR and changes in MPM on the right side. The origin of this increase in MPM was a modification of the hip angle at the time of peak MUR. Even if the MPM increased, this does not determine a noticeable effect on the MUR because of the large influence of walking moment on MUR.

#### Limitations of the study

The calculation of MUR is dependent on the dynamometric values that enter in the regression model. On the one hand, to accurately estimate the MUR, the angles and velocities used in the dynamometric conditions must be as similar as possible to those recorded during gait (Table 2) and, on the other hand, the fitting of the regression equations with the experimental data should be high. In the present study, dynamometric testing covers the angle observed during gait except for the hip flexion movement where three subjects did not reach the hip extension observed during gait. This could be a limitation for the MURs calculated for the hip flexors but reanalyzing the data without these subjects did not change the reported results. For these subjects, MPMs were extrapolated from the regression equations. Velocity values recorded during gait were included in the dynamometric testing except for the hip flexors. For this muscle group, dynamometric data were obtained at one shortening velocity, that is 30 %/s. However, this velocity is close to the largest value obtained for the hip flexors at the time of peak MUR (Table 2).

Thus, evaluation of the hip flexors at just one velocity should not have modified the prediction of the MPM.

Concerning the equations, the coefficients of determination relating experimental moments to angle and velocity have values ranging from 0.84 to 0.99 (values not reported in the results) except for two subjects who had coefficients of 0.77 and 0.68 for the equation of the left hip flexors. It is mainly the angle factor that predicts the MPM. One reason why the velocity coefficients of the regression equations are not very high is the use of pre-loading in the dynamometric testing. From previous studies (Gravel et al., 1988; Jensen et al., 1991; Sawai et al., 1993; Nadeau et al., 1996), the pre-loading approach attenuates the effect of shortening velocity on muscle moment. We selected this technique because, during gait, the muscle groups are generally pre-loaded by an eccentric contraction that precedes the concentric contraction associated with the generation of energy.

### **Conclusion**

This study was the first that assessed the MURs of main muscles involved in the energy generation during walking at four gait cadences in a large group of subjects. The findings revealed that walking at a fast cadence (120 steps/min) increased significantly the muscles' level of effort with mean values, two sides averaged, reaching 63 %, 50% and 43% for the plantar flexors, hip flexors and extensors, respectively. We also found that healthy subjects used different level of effort at the hip and ankle when they walked at a self-selected cadence. Some hypotheses have been suggested to explain this finding. One next step, will be to assess MUR at the hip and ankle in patients having weakness at the lower limbs in order to determine to which extend theirs MURs are increased and to understand how these subjects

organize their lower limb energy generation efforts to walk at a functional level.

Main results of the present study are summarized:

- 1) The muscle levels of effort between sides are not significantly different, however absolute differences between the left and right MURs ranged from 7 to 10%.
- 2) At self-selected cadence, the MURs of the plantar flexors are higher than those at the hip.
- 3) The level of effort of the energy generation muscles increased with gait cadences but the increase is more pronounced for the hip muscles.
- 4) The increase of the level of effort with gait cadences is mainly explained by an increase in the joint moment (numerator of the MUR ratio). However, the maximal potential moment (denominator of the MUR ratio) modulated the relationship.

### **Acknowledgments**

This project was financed by the Canadian Institute of Health Research (CIHR). L.F. Requiao has salary support from Universidade Tuiuti do Paraná. S. Nadeau is a research fellow from the CIHR and M.-H. Milot is holding a PhD studentship from Fonds de la Recherche en Santé du Québec. The authors would like to thank Lima Cat and Tarasuk for their statistical advice and Pierre Desjardins, Michel Goyette and Daniel Marineau for their technical support. This research was conducted in the Pathokinesiology and Functional Activities Laboratory at the Institut de Réadaptation de Montréal.



## **References**

Chen, I. H., kuo, K. N., et al. (1997). "The influence of walking speed on mechanical joint power during gait." *Gait and Posture* 6: 171-176.

Dubo, H., Peat, M., et al. (1976). "Electromyographic temporal analysis of gait: Normal human locomotion." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 57: 415-420.

Edgerton, V.R., Smith, J.L. and Simpson, D.R. (1975). "Muscle fiber type populations of human leg muscles." *Histochem J.* 7: 259-266.

Ericson, M., Nisell, R., et al. (1986). "Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking." *Scand J Rehab Med* 18: 159-163.

Gollnick, P. D. and Karpovich, P. (1974). "Electrogoniometric study of locomotion and of some athletic movements." *The Research Quarterly* 35: 357-369.

Gollnick, P. D., Sjödin, B., et al. (1974) "Human soleus muscle: a comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles." *Pflügers Arch* 348: 247-255.

Gravel, D., Richards, C., et al. (1988). "Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man." *J Biomech* 21: 89-96.

- Hébert, L. J., Gravel, D., et al. (1995). "Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilization ratios." *Scand J Rehab Med* 27: 83-88.
- Jeng, S., Holt, K., et al. (1996). "Self-optimization of walking in nondisabled children and children with spastic hemiplegic cerebral." *Journal of Motor Behavior* 28: 15-27.
- Jensen, R., Warren, B., et al. (1991). "Static pre-load effect on knee extensor isokinetic concentric and eccentric performance." *Med Sci Sports Exerc* 23: 10-14.
- Jones, L. A. and Hunter, I. W. (1982). "The relation of muscle force and EMG to perceived force in human finger flexors." *Eur J Appl Physiol* 50: 125-131.
- Lyons, K., Perry, J., et al. (1983). "Timing and relative intensity of hip extensors and abductor muscle action during level and stair ambulation." *Physical Therapy* 63: 1597-1605.
- Nadeau, S., Gravel, D., et al. (1996). "A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength." *IEEE transactions on rehabilitation engineering* 4(4): 386-394.
- Nadeau, S., Gravel, D., et al. (2001). "Determinants, limiting factors, and compensatory strategies in gait." *Physical and rehabilitation medicine* 13(1): 1-25.

- Nadeau, S., Gravel, D., et al. (1999). "Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors." *Clinical Biomechanics* 14: 125-135.
- Nadeau, S., Gravel, D., et al. (1997). "Relationships between torque, velocity and power output during plantarflexion in healthy subjects." *Scand J Rehabil Med* 29: 137-146.
- Nadeau, S., Olney, S., et al. (1998). "Analysis of the weight bearing strategy during gait using the support moment and contributions to the support moment." In *Proceedings of the third North American Congress on Biomechanics, University of Waterloo*: 143-144.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., et al. (1991). "Work and power in gait of stroke patients." *Arch Phys Med Rehabil* 72: 309-314.
- Richards, C., Malouin, F., et al. (1989). "Muscle activation level comparisons for determining functional demands of locomotor tasks." *Seminars in Orthopaedics* 4: 120-129.
- Rohmert, W. (1960). "Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen." *Int Z Angew Physiol Einschl Arbeitphysiol* 18: 123-169.
- Sawai, K., Kuno, M., et al. (1993). The effect of static pre-loading on isokinetic plantar flexion. XIVth Congress of the International Society of Biomechanics, Paris, ISB.

- Sutherland, D. H., Kaufman, K. R., et al. (1994). Kinematics of normal human walking. Human walking. J. Rose and J. G. Gamble. Baltimore, Maryland, Williams & Wilkins: 23-44.
- Winter, D. A. (1983). "Biomechanical motor patterns in normal walking." Journal of Motor Behavior 15: 302-330.
- Winter, D. A. (1991). "The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological." Waterloo, university of waterloo press.
- Winter, D. A. and Yack, H. (1987). "EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability." Electroencephalography and clinical Neurophysiology 67: 402-411.

Table 1: Spatio-temporal parameters.

<b>PARAMETERS</b>	<b>(1)</b>	<b>(2)</b>	<b>(3)</b>	<b>(4)</b>
<b>Cadence imposed (steps/min)</b>	60	80	Self-selected	120
<b>Cadence reached (steps/min)</b>	66 (5.4)	84 (1.8)	105.7 (11.5)	114.5 (10.6)
<b>Stride length (m)</b>	1.21 (0.12)	1.32 (0.12)	1.42 (0.11)	1.48 (0.14)
<b>Speed (m/s)</b>	0.67 (0.09)	0.93 (0.10)	1.26 (0.19)	1.41 (0.19)
	2, 3, 4	1, 3, 4	1, 2	1, 2

The numbers 1, 2, 3, 4 under the numerical value indicate the cadence(s) for which value is significantly different ( $p < 0.05$ ).

Table 2: Range of angles and angular velocities at the time of peak MUR.

	ANGLE (°)	ANGULAR VELOCITY (°/s)
<b>PLANTAR FLEXORS</b>		
Right side	12.2 to 23.8 *	1.7 to 149.0
Left side	8.7 to 22.5	0.6 to 106.0
<b>HIP FLEXORS</b>		
Right side	-4.9 to -27.2 **	0.4 to 48.7
Left side	-4.4 to -26.6	0.1 to 46.4
<b>HIP EXTENSORS</b>		
Right side	6.7 to 34.5 **	0.1 to 86.0
Left side	4.6 to 32.4	0.2 to 59.0

\* Positive values are dorsiflexion angles from anatomical position

\*\* Positive and negative values are flexion and extension angles from anatomical position respectively.

Table 3: Between sides comparisons of MUR values for each muscle group.

	<b>MEAN MUR RIGHT SIDE (All cadences)</b>	<b>MEAN MUR LEFT SIDE (All cadences)</b>	<b>ABSOLUTE DIFFERENCE MEAN (<math>\pm</math> 1 SD)</b>	<b>CORRELATION BETWEEN SIDES</b>
<b>PLANTAR FLEXORS</b>	58	57	6.9 $\pm$ 7.4	0.58 **
<b>HIP FLEXORS</b>	37	34	10 $\pm$ 10	0.68 **
<b>HIP EXTENSORS</b>	27	31	9.8 $\pm$ 8.1	0.70 **

\*\* p < 0.01

Table 4: Correlations between MUR and WM or MPM for each muscle group.

	WM		MPM	
	RIGHT SIDE	LEFT SIDE	RIGHT SIDE	LEFT SIDE
<b>PLANTAR FLEXORS</b>	0.98 **	0.98 **	-0.33 *	-0.51**
<b>HIP FLEXORS</b>	0.91 **	1.00 **	0.66 **	-0.01
<b>HIP EXTENSORS</b>	0.94 **	0.80 **	0.60 **	-0.17

\*\* p < 0.01

\* p < 0.05



## LEGENDS OF FIGURES

### **Figure 1**

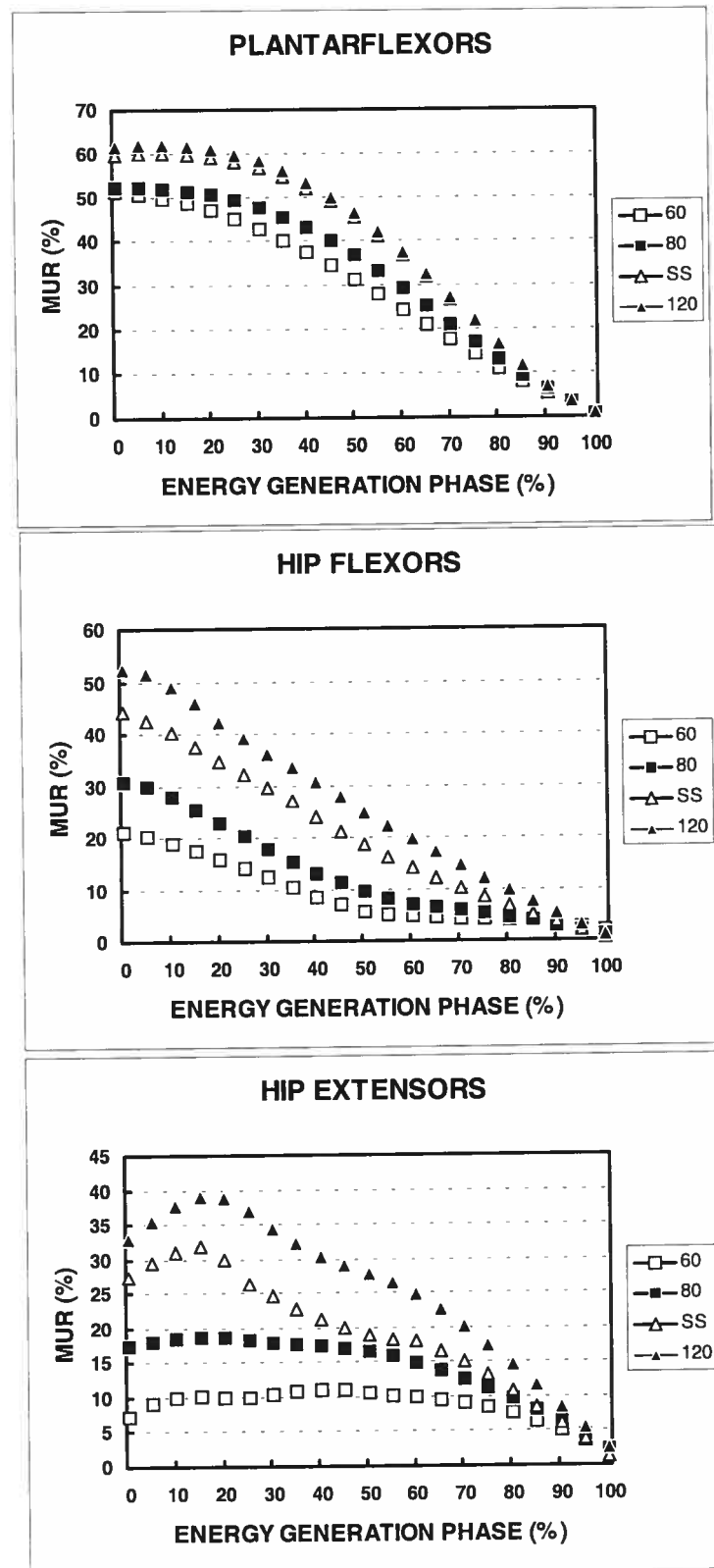
Mean curves of plantar flexor, hip flexor and hip extensor MURs obtained on the right side for the energy generation phase at each cadence. The phase of energy generation was normalized to 100% as the subjects began and ended their phase of energy generation at different percentages of the gait cycle. Note that the scales of the Y axis are not the same for all muscle groups. Each point is the average for all subjects. The legend refers to cadences: SS is the self-selected cadence while 60, 80 and 120 are the steps/min.

### **Figure 2**

Comparison between the mean of peak MURs of plantar flexors (PF), hip flexors (HF) and hip extensors (HE) across cadences for the right and left sides.

### **Figure 3**

Scatter diagrams showing the correlations between MUR and walking moment (left column) and between MUR and muscular potential moment (right column) for the three muscle groups on the right side.



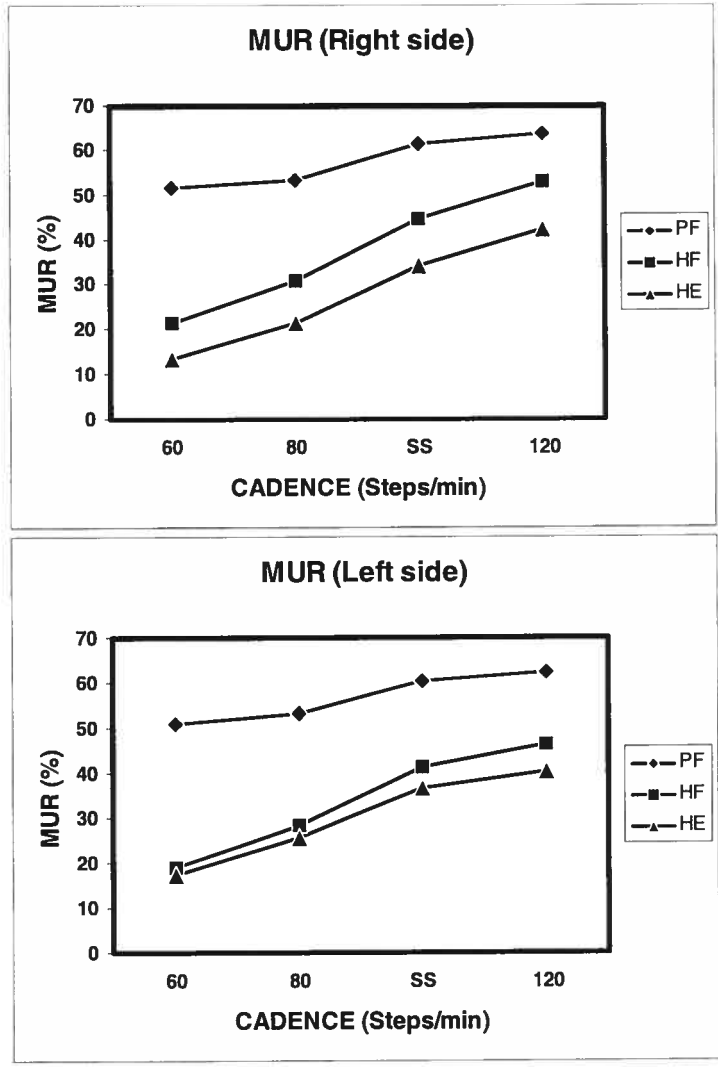


FIGURE 2

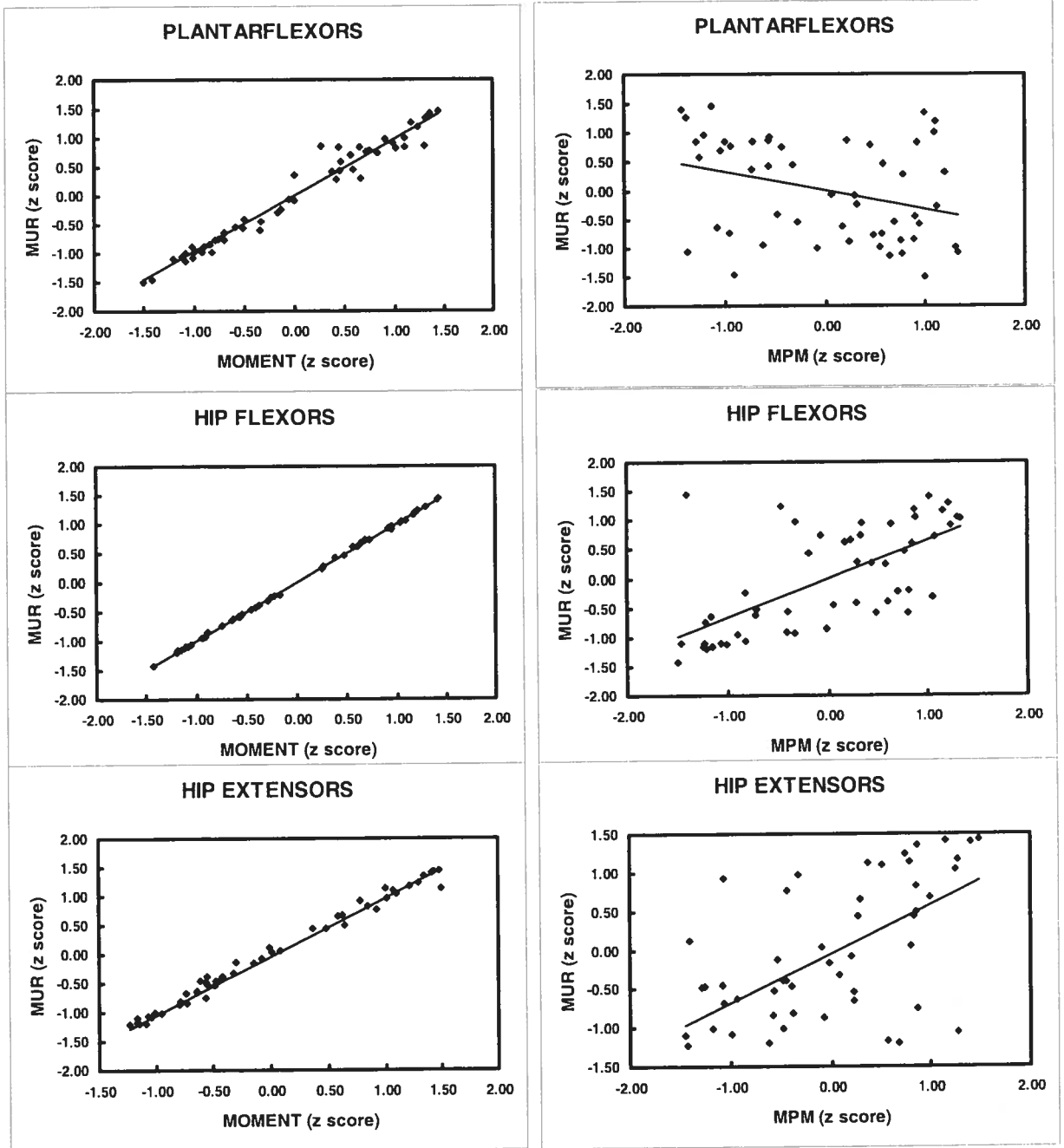


FIGURE 3

---

## CHAPITRE 4

### DISCUSSION DES RÉSULTATS

Les résultats de cette recherche ont déjà été discutés dans l'article accompagnant ce mémoire, lequel sera soumis à la revue *Gait and Posture*. Certains éléments de la discussion de ce manuscrit sont repris dans cette section.

Le TUM est un indice qui permet d'estimer le niveau d'effort d'un groupe de muscles pour accomplir une tâche spécifique, en comparant l'effort durant l'activité à l'effort maximal que peut produire le sujet. Deux approches peuvent être utilisées pour estimer le TUM: l'approche mécanique (Nadeau et coll., 1996, 1999) et l'approche électromyographique (EMG) (Lyons et coll., 1983; Hébert et coll., 1995; Ericson, 1988; Ericson et coll., 1986, 1985; Fiebert et coll., 2001). Concernant ces deux approches, plus le TUM est élevé, plus l'effort effectué par le groupe musculaire est important. Cependant, l'approche électromyographique peut sous-estimer le travail mécanique du groupe musculaire évalué, à cause d'une relation non linéaire entre l'activité électromyographique et la demande mécanique (Hébert et coll., 1995). Toutefois, il semble que le TUM électromyographique peut être un bon indicateur du niveau d'effort mécanique, puisque les comparaisons entre les sujets quant aux niveaux d'effort sont similaires selon que l'approche soit mécanique ou électromyographique (Hébert et coll., 1995).

Indépendamment de l'approche utilisée, plus le ratio est élevé plus le groupe de muscles est sollicité dans l'exécution de la tâche. La connaissance du niveau d'effort des muscles dans une activité permet, d'une part, d'inférer sur le rôle du groupe de muscles dans la réalisation de la tâche et, d'autre part, elle peut être révélatrice d'une faiblesse musculaire ou d'une plus

grande utilisation d'un groupe de muscles, afin de compenser la faiblesse d'un autre groupe de muscles (Nadeau et coll., 1999). De plus, un niveau d'effort élevé et prolongé peut aussi indiquer que le groupe de muscles va se fatiguer durant la tâche, puisque la fatigue est en relation avec la proportion de la force maximale utilisée par un groupe musculaire (Rohmert, 1960).

Dans la présente étude, la méthode de calcul du TUM de Nadeau et coll. (1996, 1999) a été utilisée. Cette méthode avait déjà été utilisée pour estimer la demande mécanique des muscles fléchisseurs plantaires à différentes vitesses de marche chez des sujets sains et hémiparétiques. Dans la présente étude, les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche ont également été évalués chez des sujets sains, afin de quantifier leurs niveaux d'effort et de vérifier s'ils sont modifiés par la cadence de marche. Les résultats ont montré que le TUM des muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche augmentait proportionnellement avec l'augmentation de la cadence de marche. Comme le moment net à l'articulation augmente, ces résultats indiquent que le modèle utilisé est sensible à la demande mécanique imposé à ces muscles. Nadeau et coll. (1996 et 1999) ont par ailleurs démontré que le TUM des fléchisseurs plantaires étaient également sensibles à la contrainte mécanique imposée lors de la phase de poussée. Ainsi, il apparaît évident que le niveau d'effort fourni par les muscles fléchisseurs plantaires et les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche, considérés comme les muscles étant les plus importants générateurs d'énergie (Nadeau et coll., 1999; Nadeau et coll., 2001; Olney et coll., 1991; Winter, 1991), varie avec la vitesse de marche du sujet. Nadeau et coll. (1996; 1999) ont déjà démontré, sur un groupe limité de sujets ( $n=5$ ) que la valeur du TUM des muscles fléchisseurs plantaires étaient fortement influencée par la vélocité de marche.

Ce dernier résultat est particulièrement intéressant puisque la vitesse est un paramètre souvent utilisé pour évaluer la performance à la marche.

Plusieurs études ont montré que la vitesse de marche est corrélée à la force musculaire des membres inférieurs (Bohannon, 1986; Kim et Eng 2003; Nadeau et coll., 1999; Teixeira-Salmela, 2001). De même, la faiblesse musculaire des membres inférieurs est associée à une diminution de la vitesse de marche chez plusieurs groupes de patients (Crowinshield et coll., 1987; Kerrigan et coll., 1998; Nadeau et coll., 1999). Certaines études ont évalué le côté atteint chez des sujets hémiparétiques. Elles ont rapporté des corrélations significatives entre la vitesse de marche et la force des muscles extenseurs de la hanche (Bohannon, 1986), fléchisseurs de la hanche (Nadeau et coll., 1999; Kim et Eng, 2003), fléchisseurs dorsaux de la cheville (Bohannon, 1986; Gronley et coll., 1997) et fléchisseurs plantaires de la cheville (Kim et Eng, 2003). Même si certains auteurs n'ont pas observé de corrélation significative entre la vélocité de marche et la force des muscles fléchisseurs plantaires (Nadeau et coll., 1999; Gronley et coll., 1997), la littérature suggère indirectement qu'un déficit de la force musculaire, surtout des générateurs d'énergie, est un facteur limitant la performance à la marche (Nadeau et coll., 1999).

Parmi les trois groupes musculaires générateur d'énergie précédemment cités, plusieurs auteurs considèrent que les fléchisseurs plantaires sont les plus importants générateurs d'énergie lors de la marche à cadence naturelle, puisqu'ils génèrent une partie importante de l'énergie requise pour déplacer le membre inférieur vers l'avant via une contraction concentrique («push-off») (Winter, 1991; Chen et coll., 1997; Nadeau et coll., 1996, 1999). Les valeurs des TUMs obtenues dans la présente étude indiquent que les muscles fléchisseurs plantaires présentent toujours les niveaux d'effort les plus élevés quelle que soit la cadence de marche des sujets évalués. Ces résultats confirment l'hypothèse #1 énoncée dans ce projet qui stipulait que les TUMs des muscles à la hanche seraient moins élevés que ceux de la cheville.

Les résultats de cette étude ont révélé une influence de la vitesse de marche sur les valeurs de TUM des différents groupes musculaires. Les valeurs du TUM, moyenne des deux côtés, des muscles fléchisseurs plantaires ont atteint 51.3%, 53.2%, 60.6% et 62.6% pour les cadences à 60, 80, naturelle (~105 pas/minutes) et 120 pas/minute, respectivement. Ces données sont en accord avec celles présentées par Nadeau et coll., (1996) pour des cadences similaires chez cinq sujets sains puisque les valeurs maximales du TUM étaient de 58.8%, 65.6% et 71.0% pour la cadence lente (84 pas/minute), naturelle (105 pas/minute) et rapide (119 pas/minute), respectivement. Dans la présente étude, les TUMs maximaux des fléchisseurs de la hanche ont atteint 20.7%, 29.7%, 43.0% et 49.9% et ceux des muscles extenseurs 14.9%, 22.4%, 35.1% et 42.5% pour les quatre mêmes cadences. Ces résultats supportent bien l'hypothèse # 2 qui mentionnait que les TUMs augmenteraient avec la vitesse de marche. L'augmentation du TUM avec la vitesse de marche s'accompagne d'un accroissement des moments net mesurés lors de la marche. Par exemple, les valeurs des TUMs, entre la cadence la plus lente (60 pas/min) et la plus rapide (120 pas/min), présentent des taux d'augmentation de 22%, 141% et 185% pour les fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche respectivement. Pour les moments, les augmentations correspondantes sont 21%, 138% et 220%. La similitude des taux d'augmentation des TUMs et des moments de même que les corrélations rapportées dans l'article indiquent que l'augmentation plus importante des TUMs observée chez les muscles de la hanche est le résultat d'un plus grand accroissement du moment lors de l'accroissement de la cadence de marche. De fait, comme cela a été rapporté par Winter (1991), les moments à la hanche durant la marche augmentent davantage en fonction de l'accroissement de vitesses de marche que ceux générés par les fléchisseurs plantaires. Ces résultats confirment la sous-hypothèse que le TUM des



groupes musculaires de la hanche devait augmenter plus rapidement en fonction de la vélocité de marche que celui des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville. Plusieurs auteurs ont rapporté que les programmes de réadaptation qui sollicitent le renforcement des muscles de la hanche améliorent la vitesse de marche des sujets hémiparétiques (Teixeira-Salmela et coll., 1999; Silver et coll., 2000; Laufer et coll., 2001; Dean et coll., 2000; Richards et coll., 1993).

Dans la présente étude, l'importance du moment net à l'articulation dans la détermination des changements du TUM est aussi montrée par la forte corrélation obtenue pour les trois groupes de muscles entre les valeurs normalisées du TUM et les valeurs normalisées du moment net (numérateur du TUM; Table 4 de l'article). Les coefficients de Pearson obtenus étaient tous positifs et supérieurs à 0.80. Ce qui dénote une importante association entre les deux paramètres et confirme l'hypothèse #4 du mémoire. L'analyse des relations entre le TUM et le moment potentiel maximal (MPM) a montré de plus faibles associations et celles-ci variaient beaucoup entre les groupes de muscles et même d'un côté à l'autre du corps. Certaines associations significatives étaient même négatives pour les muscles fléchisseurs plantaires. En examinant davantage ce dernier résultat, il semble que la relation négative soit expliquée par le fait que l'augmentation de la cadence de marche doit s'accompagner d'une augmentation de la vitesse angulaire à l'articulation laquelle contribue à réduire le moment maximal potentiel. Les angles à la cheville sont semblables entre les cadences et ont donc peu d'influences sur le MMP. Les coefficients significatifs et positifs obtenus entre les valeurs du TUM et du MMP à la hanche du côté droit s'expliquent probablement par le fait que les angles sont augmentés pour ces deux groupes de muscles avec la cadence ce qui résulte en une augmentation du MMP. Pour ces groupes de muscles, la vélocité angulaire à la hanche est peu modifiée avec la cadence de marche.

La symétrie des paramètres évalués lors de la marche entre les deux côtés du corps est source d'intérêt pour les chercheurs. Sadeghi et coll., (2000) ont rapporté que des différences entre les côtés droit et gauche sont souvent trouvées chez des sujets sains. Cependant, à part l'angle du positionnement de la cheville au sol (Sadeghi et coll., 2000; Chodera, 1974), des chercheurs n'ont pas observé d'asymétries concernant l'amplitude du mouvement de la hanche. De plus, un haut degré de symétrie des forces de réaction du sol entre les côtés droit et gauche lors de la marche et la course est rapporté par Hamill et coll. (1984).

L'évaluation de la symétrie des valeurs du TUM entre les côtés droit et gauche lors de la marche est importante pour statuer sur la nécessité d'évaluer les TUMs des deux côtés du corps et pour faire des comparaisons chez le sujet ayant des affections unilatérales. Dans la présente étude, nous n'avons pas trouvé de différence significative entre les côtés droit et gauche des valeurs du TUM. Ceci confirme l'hypothèse #3 qui mentionnait que les TUMs des deux côtés du corps seraient similaires. Toutefois, même si cette étude ne supporte pas la présence d'asymétrie du TUM entre le côté droit et gauche pour un ensemble d'individus, les différences moyennes absolues calculées entre les deux côtés étaient de 6.9% pour les fléchisseurs plantaires et 10% pour les fléchisseurs et les extenseurs de la hanche. Cependant, il faut être prudent dans l'inférence faite pour un individu puisque certains sujets ont montré des différences plus importantes que d'autres entre les deux membres inférieurs.

Des différences de forces musculaires entre les deux côtés du corps pourraient aussi expliquer les différences absolues obtenues dans les TUMs. Une première analyse de ces données n'a pas montré de différences significatives pour les valeurs correspondant aux angles où le peak TUM est

observé durant la marche. Cependant, les données individuelles montrent, chez certains sujets, des écarts importants entre les deux côtés. Les analyses des données dynamométriques devront être poursuivies afin de mieux documenter cet aspect et son influence sur le TUM. Il faut noter que des différences de la force musculaire entre les côtés droit et gauche sont rapportées dans la littérature (Heeboll-Nielsen, 1964; Damholt et Termansen, 1978; Neumann et coll., 1988). De plus, ces auteurs ont mentionné que la plupart des sujets présentaient des valeurs de force plus élevées du côté droit.

L'examen des composantes du TUM des muscles évalués, numérateur et dénominateur, constitue une étape essentielle du processus de validation des données présentées. Le numérateur du modèle correspond à la demande mécanique (moment) calculé lors de la marche à partir des données de position acquises dans le plan sagittal avec un système «Optotrak » et des forces enregistrées par une plate-forme de force (AMTI). Cette méthode d'évaluation de la marche est conventionnelle et couramment utilisée dans les études biomécaniques.

Le dénominateur du TUM représente le moment maximal potentiel et est dépendant des épreuves dynamométriques. Comme ce moment est influencé par la relation force-vélocité et force-longueur, les épreuves dynamométriques doivent inclure des tests couvrant les angles et vitesses qui sont observées durant la marche lors de la phase de génération d'énergie. Ceci a été possible pour la plupart des sujets. Une exception concerne les épreuves dynamométriques des fléchisseurs de la hanche. Pour tester ce groupe, il est nécessaire de commencer le mouvement avec la hanche en extension maximale. Chez trois sujets qui ont participé à cette recherche, l'amplitude articulaire du mouvement d'extension de la hanche s'est révélée plus grande lors de la marche que lors des épreuves

dynamométriques. Il se peut que la position couchée, choisie pour tester les muscles de la hanche, limitait le mouvement d'extension de la hanche à cause du siège du dynamomètre. Cela pourrait être considéré comme une limitation de cette recherche, mais des analyses réalisées en excluant ces sujets ont confirmé les résultats trouvés sur l'échantillon complet de sujets. Il faut aussi souligner que les seules données dynamométriques valides pour les fléchisseurs de la hanche sont celles obtenues à 30°/s. L'analyse des courbes de moment enregistrées à 180°/s indique que la plupart des sujets n'ont pas été capables de générer leur force maximale lors des tests. Les courbes montrent des baisses importantes du moment en début de mouvement qui sont incompatibles avec les résultats obtenus à 30°/s. Il est possible que ce phénomène soit causé par l'utilisation du pré-chargement statique avant le début du mouvement. Nous avons considéré uniquement les données de la vitesse à 30°/s pour prédire le moment maximal potentiel des muscles fléchisseurs de la hanche. Comme les vitesses rencontrées au cours de la marche au moment de l'apparition du TUM maximal sont près de 30°/s, il est peut probable que la prédiction du moment potentiel soit très faussée.

La validité et l'exactitude du dénominateur du TUM repose aussi sur la qualité de l'ajustement des données dynamométriques par l'équation de régression. Pour les fléchisseurs et extenseurs de la hanche, les coefficients de détermination étaient tous supérieurs à 84% excepté pour deux sujets, du côté gauche, où les valeurs étaient de 0.68 et 0.77 pour les fléchisseurs. En ce qui concerne les fléchisseurs plantaires, les coefficients de détermination étaient supérieurs à 90% pour le côté gauche et supérieurs à 95% pour le côté droit. Ces coefficients de détermination montrent que pour la majorité des muscles et sujets évalués, l'équation de prédiction utilisée pour déterminer le MMP s'ajustait très bien aux données dynamométriques.

La méthodologie utilisée durant cette étude comporte certaines limites inhérentes aux épreuves dynamométriques. Dans l'avenir, il faudra trouver une position permettant aux sujets d'avoir une amplitude articulaire d'extension plus grande équivalente à celle trouvée lors de la marche. Il serait aussi important de vérifier précisément le niveau de correspondance entre les angles mesurés sur le dynamomètre et les angles mesurés lors de la marche. Finalement, le nombre de sujets, bien que suffisant pour des études de maîtrise, est peu élevé, il y aurait avantage à augmenter ce nombre pour permettre une meilleure généralisation des conclusions.

Dans la présente étude, l'utilisation du modèle du TUM est limitée à la phase de génération d'énergie. L'application du modèle pour la phase d'absorption d'énergie nécessite une évaluation dynamométrique de la force excentrique maximale. Cependant, ce mode d'évaluation en excentrique peut causer des blessures musculaires (Croisier et coll., 1996; Croisier, 2002). Par ailleurs, la possibilité d'une importante inhibition musculaire lors de l'évaluation de la force maximale en excentrique (Enoka, 1996; Webber et Kriellers, 1997) doit être considérée. Avant d'entreprendre l'étude des phases d'absorption d'énergie, il faudra donc développer une méthodologie appropriée pour évaluer correctement la force excentrique. Il est à noter que des simulations réalisées dans ce laboratoire indiquent que les TUMs enregistrés lors de la phase d'absorption d'énergie ne sont jamais plus importants que ceux obtenus lors des contractions concentriques. En effet, d'une part, l'intensité des moments de force générés lors des phases d'absorption d'énergie (contractions excentriques) de la marche sont soit égaux ou inférieurs aux moments observés lors des phases de génération (contractions concentriques). D'autre part, les moments de forces excentriques maximaux sont plus importants que les moments concentriques. Il en résulte que le TUM maximal durant la phase d'absorption ne peut dépasser celui calculé lors des phases de génération. Cependant,

cet aspect devra être éventuellement pris en considération parce qu'il serait intéressant d'évaluer les TUMs pour un cycle complet de marche pour avoir des estimés plus généraux des niveaux d'effort requis lors de la marche.

---

## CHAPITRE 5

### CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Dans cette recherche, le niveau d'effort de trois groupes musculaires a été évalué à différentes cadences de marche. L'objectif était d'estimer le pourcentage de la force utilisée par ces muscles sur chacun des côtés du corps et lors de l'augmentation de la cadence.

Les valeurs du TUM des muscles fléchisseurs plantaires, fléchisseurs et extenseurs de la hanche augmentent avec l'accroissement de la cadence de marche chez des sujets sains. De plus, les valeurs du TUM pour les quatre cadences de marche sont hautement corrélées avec les moments de force mesurés lors de la marche suggérant que les niveaux d'efforts d'un sujet marchant à différentes vitesses pourraient être qualifiés sur la base des changements des moments à la marche.

Par ailleurs, les résultats de cette étude ont montré, non seulement que les fléchisseurs plantaires sont utilisés à des hauts niveaux d'efforts pour générer l'énergie à la marche, mais aussi que les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche augmentent de façon plus importante leur niveau d'efforts avec l'augmentation de la cadence de la marche. Cette observation pourrait être une stratégie utilisée par les sujets afin d'harmoniser l'intensité des efforts aux muscles des membres inférieurs pour éviter la fatigue lors de tâches plus exigeantes.

Il est possible que le sujet utilise la perception de l'effort calibrée en fonction de sa force maximale afin d'évaluer le niveau d'effort pendant une tâche particulière (Jones et Hunter, 1982). Dans un premier temps, il serait intéressant de corréliser les TUMs avec des données de perception d'effort afin

de vérifier une association possible entre ces paramètres. De plus, chez des sujets ayant des déficiences, il serait intéressant de vérifier si une augmentation de la force musculaire chez des personnes ayant une faiblesse musculaire altère les niveaux d'efforts des muscles lors de la marche ou bien si ces gains de forces sont utilisés pour marcher plus rapidement.

Grâce aux résultats de cette étude, des valeurs du TUM sont disponibles et elles pourront être utilisées pour comparer et interpréter les modifications des TUMs lors de la marche chez des sujets pathologiques. Dans une étude future, il serait également pertinent d'évaluer les TUMs pendant la phase d'absorption d'énergie pour mieux interpréter les niveaux d'efforts des muscles lors d'un cycle de marche complet. Finalement, il serait aussi intéressant d'étendre l'examen des TUMs à d'autres groupes de muscles et à d'autres tâches fonctionnelles afin d'avoir un tableau plus global de la gestion des niveaux d'efforts lors de la réalisation des activités fonctionnelles.



---

## CHAPITRE 6

### BIBLIOGRAPHIE

Andriacchi, T., Ogle, J., et al. (1977). "Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements." *J Biomechanics* 10: 261-268.

Bernard, L.-P., Prou, E., et al. (1999). *Le renforcement musculaire isocinétique peut-il prévenir les lésions musculo-tendineuses du sportif. Progrès en médecine physique et de réadaptation.* Paris.

Bohannon, R. W. (1986). "Strength of lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patients." *Physiother. Can.* 38: 204-206.

Bouisset, S. and Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique.* Paris, Hermann.

Bourbonnais, D. and Noven, S. (1989). "Weakness in patients with hemiparesis." *The American Journal of Occupational Therapy* 43: 313-319.

Bresler B., Frankel, J. P. (1950). "The forces and moments in the leg during level walking". *Transactions of the american society of mechanical engineers* 1:27-36.

Brooks, D., Parsons, J., et al. (2001). "The 2-minute walk test as a mesure of functional improvement in persons with lower limb amputation." *Arch Phys Med Rehabil* 82: 1478-1483.

- Burnfield, J. M., Josephson, K. R., et al. (2000). "The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men." *Arch Phys Med Rehabil* 81: 1153-2000.
- Calmels, P. M., Nellen, M., et al. (1997). "Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee and ankle in a sample population of healthy subjects." *Arch Phys Med Rehabil* 78: 1224-1229.
- Chen, I. H., kuo, K. N., et al. (1997). "The influence of walking speed on mechanical joint power during gait." *Gait and Posture* 6: 171-176.
- Chodera, J. D. (1974) "Analysis of gait from footprints". *Physiotherapy* 60:179:181
- Croisier, J. (2002). *Exploration fondamentale et clinique de l'exercice isocinetique excentrique*. Département de Médecine Physique - Kinésithérapie et Réadaptation. Liège, Université de Liege: 198.
- Croisier, J., Camus, G., et al. (1996). "Myocellular enzyme leakage, polymorphonuclear neutrophil activation and delay onset muscle soreness induced by isokinetic eccentric exercise." *Arch Physiol Biochem* 104: 322-329.
- Crowinshield, R., Brand, R., et al. (1978). "The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics." *Clin Orthop* 132: 140-144.
- Damholt, V. and Termansen, N. B. (1978). "Asymetry of plantar flexion strength in the foot." *Acta Orthop Scand* 49: 215-219.

- D'Angeli-Chevassut, M. and Gaviria, M. (1994). La marche humaine description et repères sémantiques. La marche humaine et sa pathologie. Masson. Paris, Masson. 27: 9-20.
- Dean, C., Richards, C., et al. (2000). "Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial." *Arch Phys Med Rehabil* 81: 409-417.
- Dubo, H., Peat, M., et al. (1976). "Electromyographic temporal analysis of gait: Normal human locomotion." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 57: 415-420.
- Edgerton, V. R., Smith, J. L. and Simpson, D.R. (1975). "Muscle fiber type populations of human leg muscles." *Histochem J.* 7: 259-266.
- Enoka, R. (1996). "Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system." *J Appl Physiol* 81: 2339-2346.
- Ericson, M. (1988). "Muscular function during ergometer cycling." *Scand J Rehab Med* 20: 3541.
- Ericson, M., Nisell, R. et al. (1985). "Muscular activity during ergometer cycling." *Scand J Rehab Med* 17: 53-61.
- Ericson, M., Nisell, R., et al. (1986). "Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking." *Scand J Rehab Med* 18: 159-163.
- Fiebert, I. M., Spielholz N. I., et al. (2001). "Comparison of EMG activity of medial and lateral hamstrings during isometric contractions at various cuff weight loads." *The Knee* 8: 145-150.

- Gollnick, P. D., Sjödin, B., et al. (1974). "Human soleus muscle: a comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles." *Pflügers Arch* 348: 247-255.
- Gravel, D., Richards, C., et al. (1988). "Influence of contractile tension development on dynamic strength measurements of the plantarflexors in man." *J Biomech* 21: 89-96.
- Gronley, J. A., Mulroy, S. J., et al. (1997). "Lower extremity strength and gait performance in the acute stroke patient." *Gait & Posture* 5(2): 159.
- Hamill, J., Bates, B., et al. (1984). "Ground reaction force symmetry during walking and running." *Research Quarterly* 55: 289-293.
- Hannah, R. and Morrisson J. (1984). "Kinematic symmetry of the lower limbs." *Arch Phys Med Rehabil* 65: 155-158.
- Hébert, L. J., Gravel, D., et al. (1995). "Comparisons of mechanical and electromyographical muscular utilization ratios." *Scand J Rehab Med* 27: 83-88.
- Heeboll-Nielsen, K. (1964). *Muscular assymetry in normal young men.* Hellerup, Denmark, The Danish National Association for Infatile Paralysis.
- Hof, A. L., Nauta, J., et al. (1993). "Calf muscle work and segment energy changes in human treadmill walking." *J Electromyogr Kinesiol* 203(2).

- Jeng, S., Holt, K., et al. (1996). "Self-optimization of walking in nondisabled children and children with spastic hemiplegic cerebral." *Journal of Motor Behavior* 28: 15-27.
- Jensen, R., Warren, B., et al. (1991). "Static pre-load effect on knee extensor isokinetic concentric and eccentric performance." *Med Sci Sports Exerc* 23: 10-14.
- Jones, L. A. and Hunter, I. W. (1982). "The relation of muscle force and EMG to perceived force in human finger flexors." *Eur J Appl Physiol* 50: 125-131.
- Kepple, T. M., Siegel, K. L., et al. (1997). "Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait." *Gait and Posture* 6: 1-8.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., et al. (1998). "Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments." *Arch Phys Med Rehabil* 79(3): 317-322.
- Kim, C. M. and Eng, J. J. (2003). "The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke." *Physical Therapy* 83: 49-57.
- Laufer, Y., Dickstein, R., et al. (2001). "The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomized study." *Journal of Rehabilitation Research and Development* 38: 69-78.

- Lieber, R. L. et Friden, J (2002). "Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle-joint interaction." *Muscle Nerve* 25 (2): 265-270.
- Lyons, K., Perry, J., et al. (1983). "Timing and relative intensity of hip extensors and abductor muscle action during level and stair ambulation." *Physical Therapy* 63: 1597-1605.
- May, W. W. (1968). "Relative isometric force of hip abductor and adductor muscles." *Physical Therapy* 48(8): 845-851.
- Meinders, M., Gitter, A., et al. (1998). "The role of ankle plantar flexor muscle work during walking." *Scand J Rehab Med* 30: 39-46.
- Murray, M., Kory, R., et al. (1966). "Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men." *American Journal of Physical Medicine* 45: 8-24.
- Nadeau, S. (1996). *Vélocité de marche et faiblesse des muscles fléchisseurs plantaires chez le sujet hémiparétique*. Montréal, Qc, Université de Montréal.
- Nadeau, S., Arsenault, A. B., et al. (1999). "Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke." *Am J Phys Med Rehabil* 78: 123-130.
- Nadeau, S., Gravel, D., et al. (1996). "A mechanical model to study the relationship between gait speed and muscular strength." *IEEE transactions on rehabilitation engineering* 4(4): 386-394.

Nadeau, S., Gravel, D., et al. (2001). "Determinants, limiting factors, and compensatory strategies in gait." *Arch Phys Med Rehabil* 13(1): 1-25.

Nadeau, S., Gravel, D., et al. (1999). "Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors." *Clin. Biomech* 14: 125-135.

Nadeau, S., Gravel, D., et al. (1997). "Relationships between torque, velocity and power output during plantarflexion in healthy subjects." *Scand J Rehabil Med* 29: 137-146.

Nadeau, S., Olney, S., et al. (1998). "Analysis of the weight bearing strategy during gait using the support moment and contributions to the support moment." In *Proceedings of the third North American Congress on Biomechanics*, University of Waterloo: 143-144.

Neptune, R. R., Kautz, S. A., et al. (2001). "Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking." *Journal of Biomechanics* 34(11): 1387-1398.

Neumann, D. A., Soderberg, G. L. et Cook, T. (1998). "Comparison of maximal isometric hip abductor muscular torques between hip sides". *Physical Therapy* 68 (4): 496-502.

Nilsson, J., Thorstensson, A., et al. (1985). "Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans." *Acta Physiol Scand* 123: 457-475.

- Olney, S. J., Griffin, M. P., et al. (1994). "Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: A regression approach." *Physical Therapy* 74: 872-885.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., et al. (1991). "Work and power in gait of stroke patients." *Arch Phys Med Rehabil* 72: 309-314.
- Ostrosky, K. M., VanSearingen, J. M. et al. (1994). "A comparison of gait characteristics in young and old subjects." *Physical Therapy* 74(7): 637-644.
- Öunpuu S., Gage, J.R. et Davis, R.B. (1991). "Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait". *J Pediatr Orthop* 11: 341-349.
- Ozgirgin, N., Bolukbasi, N., et al. (1993). "Kinematic gait analysis in hemiplegic patients. *Scand J Rehab Med* 25: 51-55.
- Perry, J. (1992). "Gait analysis: Normal and pathological function." Thorofare, NJ, Slack Inc: 49-281.
- Richards, C., Malouin, F., et al. (1993). "Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients." *Arch Phys Med Rehabil* 74: 612-618.
- Riley, P. O., DellaCroce, U., et al. (2001). "Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed." *Gait and Posture* 14: 264-270.



- Rohmert, W. (1960). "Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen." *Int Z Angew Physiol Einschl Arbeitphysiol* 18: 123-169.
- Sadeghi, H., Allard P., et al. (2000) Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 12(1):34-45.
- Sawai, K., Kuno, M., et al. (1993). The effect of static pre-loading on isokinetic plantar flexion. XIVth Congress of the International Society of Biomechanics, Paris, ISB.
- Silver, K. H. C., Macko, R. F., et al. (2000). "Effects of aerobic treadmill training on gait velocity, cadence, and gait symmetry in chronic hemiparetic stroke: a preliminary report." *Neurorehabilitation and Neural Repair* 14: 65-71.
- Simon, S., Mann, R., et al. (1978). "Role of the posterior calf muscles in normal gait." *The Journal of Bone and Joint Surgery* 60: 465-472.
- Smith, L. K., Weiss, E. L., et al. (1997). *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. São Paulo, Editora Manole Ltda.
- Steele, B. (1996). "Timed walking test of exercise capacity in chronic cardiopulmonary illness." *J Cardiopulmonary Rehabil* 16: 25-33.
- Sutherland, D. H. (2001). "The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiological EMG." *Gait & Posture* 14(1): 61-70.

- Sutherland, D. H., Cooper, L., et al. (1980). "The role of the ankle plantar flexors in normal walking." *Journal of Bone and Joint Surgery* 62: 354-362.
- Sutherland, D. H., Kaufman, K. R., et al. (1994). Kinematics of normal human walking. *Human walking*. J. Rose and J. G. Gamble. Baltimore, Maryland, Williams & Wilkins: 23-44.
- Teixeira-Salmela, L. F., Nadeau, S., et al. (2001). "Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors." *J Rehab Med* 33: 53-60.
- Teixeira-Salmela, L. F., Olney, S. J., et al. (1999). "Reducing impairment and disability in chronic stroke survivors through muscle strengthening and physical conditioning program." *Arch Phys Med Reahabil* 80: 1211-1218.
- Thoumie, P. and Mevellec, E. (2002). "Relation between walking speed and muscle strength is affected by somatosensory loss in multiple sclerosis." *J Neurosurg Psychiatry* 73(3): 313-315.
- Viel, É. (2000). *La marche humaine, la course et le saut. Le point en rééducation et en APS*. Masson. Paris, Masson. 9.
- Wagenaar, R. and Beek, W. (1992). "Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis." *J. Biomechanic* 25: 1007-1015.
- Webber, S. and Kriellers, D. (1997). "Neuromuscular factors contributing to in vivo eccentric moment generation." *J Appl Physiol* 83: 40-45.

Winter, D. A. (1983). "Biomechanical motor patterns in normal walking." *Journal of Motor Behavior* 15: 302-330.

Winter, D. A. (1979). "Biomechanics of Human movement." Waterloo, University of Waterloo press.

Winter, D. A. (1991). "The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological". Waterloo, University of Waterloo press.

Winter, D. A. and H. Yack (1987). "EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability." *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 67: 402-411.

---

**ANNEXE I : Certificat d'éthique**



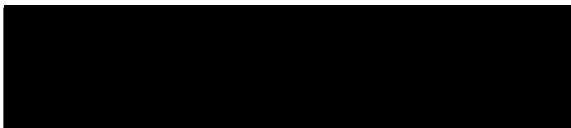
CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

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.

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

01-04-25  
Date

LG/mm

---

**ANNEXE II: 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 comme 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 \_\_\_\_\_ 19\_\_.



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 \_\_\_\_\_ 19\_\_.

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 III : Déclaration des Coauteurs**

## DÉCLARATION DES COAUTEURS

### 1. Identification de l'étudiant

Nom : Luis Fernando Requiao  
Programme : Candidat M. Sc. (Sciences biomédicales) - option  
réadaptation  
École de réadaptation  
Faculté de médecine  
Université de Montréal

Directrice : Dre Sylvie Nadeau  
Co-directeur : Dr Denis Gravel

### 2. Description de l'article

**Quantification of the levels of effort at the ankle and hip muscles in healthy subjects walking at different cadences.** Luis Fernando Requiao, Sylvie Nadeau, Marie-Hélène Milot, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Denis Gagnon (À soumettre à la revue Gait and Posture à l'hiver de 2004).

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifiés ci-dessus, je suis d'accord pour que Luis Fernando Requiao inclut ce article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre "Estimation des efforts des muscles de la cheville et de la hanche lors de la génération d'énergie à la marche chez le sujet sain".

Sylvie Nadeau  
Coauteur

27-01-2004  
Date

Luis Fernando Requiao  
Étudiant

27-01-04  
Date

## DÉCLARATION DES COAUTEURS

### 1. Identification de l'étudiant

Nom : Luis Fernando Requiao  
Programme : Candidat M. Sc. (Sciences biomédicales) - option  
réadaptation  
École de réadaptation  
Faculté de médecine  
Université de Montréal

Directrice : Dre Sylvie Nadeau  
Co-directeur : Dr Denis Gravel

### 2. Description de l'article

**Quantification of the levels of effort at the ankle and hip muscles in healthy subjects walking at different cadences.** Luis Fernando Requiao, Sylvie Nadeau, Marie-Hélène Milot, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Denis Gagnon (À soumettre à la revue Gait and Posture à l'hiver de 2004).

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifiés ci-dessus, je suis d'accord pour que Luis Fernando Requiao inclut ce article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre "Estimation des efforts des muscles de la cheville et de la hanche lors de la génération d'énergie à la marche chez le sujet sain".

Marie-Hélène Milot  
Coauteur

26/01/04  
Date

Luis Fernando Requiao  
Étudiant

26/01/04  
Date

## DÉCLARATION DES COAUTEURS

### 1. Identification de l'étudiant

Nom : Luis Fernando Requiao  
Programme : Candidat M. Sc. (Sciences biomédicales) - option  
réadaptation  
École de réadaptation  
Faculté de médecine  
Université de Montréal

Directrice : Dre Sylvie Nadeau  
Co-directeur : Dr Denis Gravel

### 2. Description de l'article

**Quantification of the levels of effort at the ankle and hip muscles in healthy subjects walking at different cadences.** Luis Fernando Requiao, Sylvie Nadeau, Marie-Hélène Milot, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Denis Gagnon (À soumettre à la revue Gait and Posture à l'hiver de 2004).

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifiés ci-dessus, je suis d'accord pour que Luis Fernando Requiao inclut ce article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre "Estimation des efforts des muscles de la cheville et de la hanche lors de la génération d'énergie à la marche chez le sujet sain".

Denis Gravel  
Coauteur

Luis Fernando Requiao  
Étudiant

26 janvier 2004  
Date

26/01/04  
Date

## DÉCLARATION DES COAUTEURS

### 1. Identification de l'étudiant

Nom : Luis Fernando Requiao  
Programme : Candidat M. Sc. (Sciences biomédicales) - option  
réadaptation  
École de réadaptation  
Faculté de médecine  
Université de Montréal

Directrice : Dre Sylvie Nadeau  
Co-directeur : Dr Denis Gravel

### 2. Description de l'article

**Quantification of the levels of effort at the ankle and hip muscles in healthy subjects walking at different cadences.** Luis Fernando Requiao, Sylvie Nadeau, Marie-Hélène Milot, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Denis Gagnon (À soumettre à la revue Gait and Posture à l'hiver de 2004).

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifiés ci-dessus, je suis d'accord pour que Luis Fernando Requiao inclut ce article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre "Estimation des efforts des muscles de la cheville et de la hanche lors de la génération d'énergie à la marche chez le sujet sain".

Daniel Bourbonnais  
Coauteur

26-01-04  
Date

Luis Fernando Requiao  
Étudiant

26-01-04  
Date

## DÉCLARATION DES COAUTEURS

### 1. Identification de l'étudiant

Nom : Luis Fernando Requiao  
Programme : Candidat M. Sc. (Sciences biomédicales) - option  
réadaptation  
École de réadaptation  
Faculté de médecine  
Université de Montréal

Directrice : Dre Sylvie Nadeau  
Co-directeur : Dr Denis Gravel

### 2. Description de l'article

**Quantification of the levels of effort at the ankle and hip muscles in healthy subjects walking at different cadences.** Luis Fernando Requiao, Sylvie Nadeau, Marie-Hélène Milot, Denis Gravel, Daniel Bourbonnais, Denis Gagnon (À soumettre à la revue Gait and Posture à l'hiver de 2004).

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifiés ci-dessus, je suis d'accord pour que Luis Fernando Requiao inclut ce article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre "Estimation des efforts des muscles de la cheville et de la hanche lors de la génération d'énergie à la marche chez le sujet sain".

Denis Gagnon  
Coauteur

27-01-2004  
Date

Luis Fernando Requiao  
Étudiant

27-01-04  
Date