

Université de Montréal

**Étude électromyographique et mécanomyographique de la force et  
de l'endurance des muscles extenseurs du genou**

par

Flávia Farah Dell'Oso

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)

Mars, 2005

© Flávia Farah Dell'Oso, 2005





**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 :

**Étude électromyographique et mécanomyographique de la force et  
de l'endurance des muscles extenseurs du genou**

présenté par :

Flávia Farah Dell'Oso

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Daniel Bourbonnais

Président Rapporteur

A. Bertrand Arsenault, Ph.D.

Directeur de la recherche

Sophie DeSerres

Membre externe du jury

Mémoire accepté le : \_\_\_\_\_

---

## SOMMAIRE

La force générée par les muscles est influencée par le niveau de recrutement des unités motrices (UM) et par leur fréquence de décharge. L'électromyographie (EMG) de surface et la mécanomyographie (MMG) comptent parmi les méthodes non-invasives d'évaluation de l'activité musculaire. L'EMG permet d'enregistrer le signal électrique produit par les muscles lors de leur activation tandis que la MMG enregistre les vibrations mécaniques produites par les fibres musculaires lors de leurs contractions. Les variations dans les paramètres fréquentiels et d'amplitude du signal EMG, c'est-à-dire la fréquence médiane du spectre de puissance (*FMd*) et l'amplitude du signal mesuré par le « root mean square » (RMS), lors de la contraction musculaire diffèrent selon les types de fibres musculaires composant le muscle. Cette étude avait pour premier objectif d'évaluer de manière non-invasive le recrutement des UM (RMS) et la fréquence de décharge des UM (*FMd*) d'un muscle donné lors d'une contraction en rampe et lors de la fatigue. Le second objectif était d'étudier la complémentarité des méthodes d'investigation par EMG et par MMG pour l'évaluation de l'activité des différents muscles du quadriceps pour les hommes et pour les femmes dans les contractions en rampe et dans des conditions de fatigue. La comparaison a été faite entre les genres et entre les muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM). En effet, les différents extenseurs du genou présentent différentes compositions en fibres musculaires pour une même personne en plus de différences possibles entre les genres. Ces distinctions pourraient possiblement amener ces muscles à se comporter de manière différente au niveau du recrutement des fibres musculaires lors de tâches similaires.

L'EMG et la MMG des muscles VM, VL et RF ont été évalués lors d'une contraction en rampe des extenseurs du genou entre 0 et 100% de la force volontaire maximale (FMV) pour une durée de 5 s et lors d'une

contraction soutenue à 80% FMV durant 20s (condition de fatigue). Les sujets étaient en position assise sur une chaise Biodex (Biodex System III Isokinetic) avec 50° de flexion au genou évalué. Vingt-deux sujets en bonne santé (10 femmes et 12 hommes) ont participé en tant que volontaires. Les valeurs des pentes des relations *FMd*/Moment de force et *RMS*/Moment de force au niveau de l'EMG et de la MMG ont permis d'évaluer le comportement de chacun des muscles testés lors de la contraction en rampe. Les valeurs des pentes des relations *FMd*/Temps et *RMS*/Temps au niveau de l'EMG et de la MMG ont aussi été utilisées pour chacun des muscles évalués lors de la contraction soutenue afin de mesurer la fatigue.

Les résultats de cette étude montrent qu'il n'y a pas de différences significatives entre les muscles ou entre les groupes (hommes et femmes) pour la pente de la relation *EMG-FMd*/Moment lors de la contraction en rampe. La pente de la relation *EMG-RMS*/Moment a significativement augmentée avec l'accroissement du niveau de force pour tous les muscles testés. Cependant il n'y a pas de différence significative entre les muscles pour cette relation. De plus, on observe une pente de la relation *EMG-RMS*/Moment plus élevée chez les hommes. Les muscles RF et VL se sont comportés différemment pour ce qui est de la pente de la relation *MMG-FMd*/Moment mais aucune différence significative n'a été relevée entre les hommes et les femmes pour cette relation. On observe que pour le muscle VL une augmentation de la pente de la relation *MMG-RMS*/Moment plus prononcée par rapport aux muscles VM et RF. De plus, bien qu'il n'y ait pas de différences significatives entre les deux groupes, la pente de la *MMG-RMS*/Moment a tendance à être plus élevée chez les hommes.

Dans les conditions de fatigue, les résultats ne montrent pas de différence significative dans les pentes des relations *EMG-FMd*/Temps et *EMG-RMS*/Temps entre les muscles ou entre les groupes. Cependant,

chez les hommes, le muscle VM a présenté une pente plus élevée que les autres muscles. L'évaluation au moyen de la MMG a montré une diminution plus importante de la pente de la relation MMG-FMd/Temps au niveau du muscle VL chez les hommes. Les muscles VM et RF montrent un comportement différent puisqu'ils n'ont pas montré de diminution de la pente de la relation MMG-FMd/Temps chez les hommes. On observe une différence significative entre les groupes quant la pente de la relation MMG-FMd/Temps. Par contre, la relation MMG-RMS/Temps n'est pas significativement différente entre les muscles où entre les groupes. On observe cependant que les valeurs de pente de la FMd étaient plus prononcées au niveau du VL par rapport aux muscles VM et RF. De plus, les hommes ont présenté des valeurs des pentes des relations MMG-FMd/Temps et MMG-RMS/Temps plus élevées que les femmes bien que ces différences ne soient pas statistiquement significatives.

Les résultats de cette étude ne sont pas aussi concluant que ceux présentés par Akataki et coll. (2001, 2003). Ces auteurs ont suggéré, par les observations de l'augmentation de la pente de la relation MMG-MPF (mean power frequency)/Force, que la fréquence de décharge des UM doit contribuer à l'augmentation de la force quand le recrutement spatial des UM a diminué ou terminé. Cependant, ces observations sont limitées aux contractions isométriques volontaires en rampe du muscle biceps brachii et du muscle interosseus dorsal. Comme les muscles du quadriceps présentent une composition et une distribution différente de fibres, les résultats obtenus dans cette étude peuvent être différents.

Cette étude suggère fortement que le recrutement des UM observé pendant la génération de la tension musculaire doit toujours être évalué en termes de recrutement spatial et temporel. Le potentiel clinique de l'étude EMG et MMG est mis en relief par la compréhension du modèle différentiel du recrutement spatial et temporel des UM dans des états pathologiques. En fait, ces méthodes peuvent être utiles pour distinguer

exactement le rôle de chacun de ces mécanismes de recrutement et pour révéler leurs changements au moment de la lésion. La compréhension du rôle de chacun de ces mécanismes dans les états pathologiques pourrait avoir un impact significatif sur le développement d'interventions thérapeutiques. La présente étude a proposé des mesures précises, de nature non-invasive, qui permettraient d'effectuer des suivis cliniques et d'évaluer ainsi le progrès lors du processus de réadaptation.

Mots clés: Électromyographie, Mécanomyographie, Fatigue, Contraction musculaire.



---

## SUMMARY

The muscular generation of force can be influenced by the number of motor units recruited (spatial recruitment) and also by the firing rate (temporal recruitment) of motor units. In this study, muscular activity was measured by the mean of two non-invasive methods: electromyography (EMG) and mecanomyography (MMG). EMG recordings measure the electric activity generated by muscle contraction while MMG records the mechanical vibrations generated by muscle fibers during their activation. The frequential (*Fmd*-median frequency) and the amplitude (RMS) modulation of EMG and MMG can both be affected by the muscle fibers composition. The first objective of this study was to analyze, in a non-invasive way, the recruitment (RMS) of motor units and the firing rate of motor units during a ramp contraction and a fatigue task. The second objective was to study the complementarity of the two methods (EMG and MMG) during a ramp contraction and a fatigue task for different muscles of the quadriceps and also between genders. Comparisons were made between gender and muscles since muscle fibers composition is different in men compared to women and within the different muscles of the quadriceps. Therefore, EMG and MMG measures could be different according to muscles and genders in a given task.

The EMG and the MMG of the vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) and rectus femoris (RF) muscles were evaluated during a ramp contraction in extension of the knee (5s duration, from 0 to 100% of the maximal voluntary contraction (MVC)) and also during a fatigue task (80% MVC lasting 20s). The subjects were seated with the knee flexed (50°), using the Biodex System III Isokinetic. Twenty two subjects in good health (10 women and 12 men) were volunteers. The slope values of the *Fmd*/Moment of force and RMS/Moment of force relationships assessed by EMG and MMG were measured for each muscle to determine their

behavior during the ramp contraction and also the slope values of the  $F_{md}/Time$  and  $RMS/Time$  relationship for the fatigue test.

The results showed no significant difference between muscles or genders in the slope of the  $EMG-F_{md}/Moment$  relationship during the ramp contraction. The slope of the  $EMG-RMS/Moment$  relationship increased for all the muscles tested according to the level of force generated, but no significant difference was found between muscles. Moreover, the slope of the  $EMG-F_{md}/Moment$  relationship was higher in men. Using the MMG signal, results showed significant differences between the muscles RF and VL in the  $MMG-F_{md}/Moment$  relationship whereas no difference was found between genders. The VL muscle showed a higher slope for the  $MMG-RMS/Moment$  when compared to VM and RF muscles. Although there was no significant difference between the genders for the slope of the  $MMG-F_{md}/Moment$  relationship, men presented with higher  $F_{md}$  than women.

Results of the fatigue task showed no significant difference between muscles and genders for the slope values of the  $EMG-F_{md}/Time$  and  $EMG-RMS/Time$  relationships. However, the VM muscle showed higher slope value of  $F_{md}$  when compared to other muscles. When muscle contractions were assessed by MMG, a decrease in the slope of the  $MMG-F_{md}/Time$  relationship for the VL muscle was observed in men. The VM and RF muscles did not present any reduction in the slopes  $MMG-F_{md}/Time$  relationship with the increasing. But there was a significant difference between genders for that relationship. There was no difference in the slope of the  $MMG-RMS/Time$  relationship between muscles or genders. However, the values of the RMS for the VL muscle were higher than for the VM and RF muscles. Moreover, although there were no significant difference between the two genders, men tended to present higher slope of the  $MMG-RMS/Time$  relationship.

The results of this study are not as conclusive as those presented by Akataki et al., (2001, 2003). Indeed, these authors have suggested, from the observations of increasing slopes of the MMG-MPF (mean power frequency)/Force relationship that the firing rate of motor units must contribute to the increase of force when the spatial recruitment of motor units was over or reduced. However, these observations were limited to voluntary isometric ramp contractions of biceps brachii and first dorsal interosseous muscles. As the quadriceps muscles are different in fiber composition and distribution when compared to those muscles, the results obtained in this study may be different.

The present study strongly suggests that the recruitment of motor units observed during the generation of muscular tension must always be assessed in terms of spatial and temporal recruitment. The potential clinical relevance of EMG and MMG studies is highlighted by the assessment of the differential pattern of spatial and temporal recruitment of motor units in pathological states. In fact, these methods may be useful to accurately distinguish the role of each of these recruitments mechanisms and disclose their changes at the time of lesion. The understanding of the role played by the impairment of these mechanisms in pathological states could have a great impact on the development of targeted therapeutic interventions. The present study proposed accurate measurements, of noninvasive nature, that would give us the possibility of making clinical follow-ups and thus evaluate the progress made throughout the rehabilitation process.

**KEYWORDS:** Electromyography, Mecanomyography, Fatigue, Muscle Contraction.

---

## TABLE DES MATIÈRES

<u>SOMMAIRE</u> .....	III
<u>SUMMARY</u> .....	VI
<u>TABLE DES MATIÈRES</u> .....	IX
<u>LISTE DES TABLEAUX</u> .....	XI
<u>LISTE DES FIGURES</u> .....	XII
<u>LISTE DES ABRÉVIATIONS</u> .....	XV
<u>DÉDICACE</u> .....	XVII
<u>REMERCIEMENTS</u> .....	XVIII
<u>CHAPITRE 1:</u> .....	1
<u>PROBLÉMATIQUE</u> .....	1
<u>1.1 Introduction</u> .....	1
<u>1.2 Objectifs de l'étude</u> .....	3
<u>1.3 Hypothèses</u> .....	3
<u>1.4 Pertinence de l'étude</u> .....	5
<u>CHAPITRE 2 :</u> .....	7
<u>RECENSION DES ÉCRITS</u> .....	7
<u>2.1 Les différents muscles du quadriceps et leur composition</u> .....	7
<u>2.2 La contraction musculaire</u> .....	11
<u>2.3 L'électromyographie (EMG)</u> .....	12
<u>2.3.1 L'amplitude et le contenu fréquentiel du signal EMG</u> .....	13
<u>2.3.2 La fréquence médiane (FMd) et la vitesse de conduction (VC)</u> .....	15
<u>2.3.3 Les différences entre le vastus medialis (VM) et le vastus lateralis (VL)</u> ..	16
<u>2.3.4 Les différences entre les genres</u> .....	17
<u>2.4 La mécanomyographie (MMG)</u> .....	18
<u>2.5. La fatigue musculaire</u> .....	23
<u>2.6 La complémentarité des mesures EMG et MMG</u> .....	27
<u>CHAPITRE 3</u> .....	29
<u>ARTICLE</u> .....	29
<u>3.1 Introduction</u> .....	31
<u>3.2 Material and Methods</u> .....	33
<u>3.2.1 Subjects</u> .....	33
<u>3.2.2 Measurement of isometric Moment</u> .....	33
<u>3.2.3 EMG and MMG measurements</u> .....	35
<u>3.2.4 Data Analysis</u> .....	36
<u>3.2.5 Statistical analysis</u> .....	37
<u>3.3 Results</u> .....	37
<u>3.3.1 Ramp contractions</u> .....	38

3.3.2 Fatigue contraction task .....	42
<b>3.4 Discussion</b> .....	45
3.4.1 Ramp contractions .....	46
3.4.2 Fatigue task .....	50
3.4.3 Complementarity of the EMG and MMG signals .....	53
<b>3.5 Conclusion</b> .....	54
<b>3.6 References</b> .....	56
<b>CHAPITRE 4 :</b> .....	61
<b><u>DISCUSSION ET CONCLUSION GÉNÉRALES</u></b> .....	61
<b>4.1 La contraction en rampe</b> .....	61
<b>4.2 La fatigue musculaire</b> .....	67
<b>4.3 La complémentarité des mesures EMG et MMG</b> .....	72
<b>CHAPITRE 5:</b> .....	75
<b><u>RÉFÉRENCES</u></b> .....	75
<b>ANNEXE A :</b> .....	86
<b><u>CERTIFICAT D'ÉTHIQUE ET FORMULAIRE DE CONSENTEMENT</u></b> .....	86
<b>ANNEXE B:</b> .....	92
<b><u>DÉCLARATION DES COAUTEURS</u></b> .....	92
<b>ANNEXE C</b> .....	94
<b><u>VALEURS DES MESURES DE <math>F_{MD}</math> ET DE RMS</u></b> .....	94
<b>ANNEXE D:</b> .....	97
<b>GRAPHIQUES</b> .....	97
<b>ANNEXE E:</b> .....	103
<b><u>ILLUSTRATION DE LA MÉTHODE UTILISÉE POUR CARACTÉRISER LES RELATIONS</u></b> .....	103
<b>ANNEXE F:</b> .....	105
<b><u>PERMISSION DES AUTEURS</u></b> .....	105

---

## LISTE DES TABLEAUX

**Table 3.1:** Descriptive data of anthropometric measures in women and men: mean (standard deviations).....38

**Table 3.2:** Descriptive data of the mean and standard deviation (SD) of the *Fmd* (Hz) and RMS (mV) slope values obtained for the ramp contractions for each of the three muscles (RF, VL, VM) and for both men (n= 12) and women (n= 10).....38

**Table 3.3:** Descriptive data of the mean and standard deviation (SD) of the *Fmd* (Hz) and RMS (mV) slope values obtained for the fatigue for each the three muscles (RF, VL, VM) and for both men (n= 12) and women (n= 10).....42

**Tableau C.1 :** Valeurs minimales et maximales des relations EMG-*Fmd*/Moment et EMG-RMS/Moment lors de la contraction en rampe des muscles extenseurs du genou pour les hommes et les femmes.....95

**Tableau C.2 :** Valeurs minimales et maximales des relations MMG-*Fmd*/Moment et MMG-RMS/Moment lors de la contraction en rampe des muscles extenseurs du genou pour les hommes et les femmes.....95

**Tableau C.3 :** Valeurs minimales et maximales des relations EMG-*Fmd*/Temps et EMG-RMS/Temps lors du test de fatigue des muscles extenseurs du genou pour les hommes et les femmes.....95

**Tableau C.4 :** Valeurs minimales et maximales des relations MMG-*Fmd*/Temps et MMG-RMS/Temps lors du test de fatigue des muscles extenseurs du genou (RF, VL, VM) pour les hommes et les femmes.....96

---

## LISTE DES FIGURES

**Figure 2.1 :** Modulation de la fréquence médiane (*FMd*) du signal EMG des muscles vastus medialis (VM) et vastus lateralis (VL) chez les hommes et les femmes. Les femmes présentent une diminution significative de la *FMd* comparativement aux hommes pour des intensités de contraction de 20, 30, 40, 50, et 70% de la FMV ( $p < 0.05$ ). La modulation de la fréquence médiane du muscle vastus lateralis (VL) pour les intensités de 10 à 90% de la FMV est comparée entre les sexes (Pincivero et al. 2001).....17

**Figure 2.2 :** Moyennes inter- individus et écart-types du « root mean square » (RMS) (A, C) et de la MPF du spectre de puissance du signal MMG (B, D) lors d'une contraction en rampe du muscle biceps brachii (BB) et du premier interosseux dorsal (FDI) (Akataki et coll., 2003).....21

**Figure 2.3.** Schématisation de la relation RMS/Force et de la relation MPF/Force du signal MMG. Cinq régions (RA-RE) sont définies sur la base du point d'inflexion de la relation RMS/Force (A1, A2) et de la relation MPF/Force (F1-F3) (Akataki et coll., 2001).....22

**Figure 3.1:** Electrodes position.....34

**Figure 3.2:** Electromyographic/mecanomyographic (EMG/MMG) probe.36

**Figure 3.3:** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the EMG-*Fmd*/Moment (A) and EMG-RMS/Moment (B), during ramp contraction ranging from 0 to 100% of MVC for (◆) VL, (■)VM and (▲) RF muscles.....40

**Figure 3.4:** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the MMG-Fmd/Moment (A), MMG-RMS/Moment (B) during ramp contraction ranging from 0 to 100% of MVC for (◆) VL, (■)VM and (▲) RF muscles.....41

**Figure 3.5:** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the EMG-Fmd/Time (A), EMG-RMS/Time (B) during fatigue task of 80% of MVC for (◆) VL, (■) VM and (▲) RF muscles.....43

**Figure 3.6:** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the MMG-Fmd/Time (A), MMG-RMS/Time (B) during a fatigue task at 80% of MVC for (◆) VL, (■)VM and (▲) RF muscles.....45

**Figure D.1.** Représentations graphiques du maintien du moment de force (80% FMV) lors de la tâche de fatigue d'une durée de 20 secondes Les différents graphiques représentent les sujets femmes (graphique du dessus) et les sujets hommes. Tous les sujets sont parvenus à réaliser la tâche de fatigue.....98

**Figure D.2.** Pente (régression linéaire) pour les muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM), des relations EMG-FMd/Moment, EMG-RMS/Moment lors des contractions en rampe allant de 0% - 100% FMV(%) : différences entre les sujets femmes (◆) et les sujets hommes (■).....99

**Figure D.3.** Pente (régression linéaire) pour les muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM) des relations MMG-FMd/Moment, MMG-RMS/Moment lors des contractions en rampe allant de 0% - 100% FMV(%) : différences entre les sujets femmes (◆) et les sujets hommes (■).....100



**Figure D.4.** Pente (régression linéaire) pour les muscles, rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM) des relations EMG-FMd/Temp, EMG-RMS/Temp lors de la fatigue à 80% FMV pendant 20 secondes : différences entre les sujets femmes (◆) et les sujets hommes (■).....101

**Figure D.5.** Pente (régression linéaire) pour les muscles, rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM) des relations MMG-FMd/Temp, MMG-RMS/Temp lors de la fatigue à 80% FMV pendant 20 secondes : différences entre les sujets femmes (◆) et les sujets hommes (■).....102

---

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

EMG.....	électromyographie, électromyographique
FMd.....	fréquence médiane
FMV.....	force maximale volontaire
Hz.....	Hertz
MMG.....	mécanomyographie, mécanomyographique
mm.....	millimètre
MPF.....	"mean power frequency"
mV.....	microvolts
ms.....	milliseconde
Nm.....	Newton mètre
RF.....	rectus femoris
RMS.....	"root mean square"
s.....	seconds
VL.....	vastus lateralis
VM.....	vastus medialis
VC.....	vitesse de conduction
UM.....	unités motrices

### Chapitre 3

EMG.....	electromyography, electromyographic
Hz.....	Hertz
MVC.....	maximal voluntary contraction
MMG.....	mecanomyography, mechanomyographic
mm.....	millimetre
Fmd.....	median frequency
mV.....	microvolt
ms.....	millisecond
Nm.....	newton meter
RF.....	rectus femoris

RMS.....root mean square  
s.....second  
VL.....vastus lateralis  
VM.....vastus medialis  
CV.....conduction velocity

---

## DÉDICACE

Je dédie ce mémoire à mon conjoint Luís Fernando ainsi qu'à mes parents, pour leur indéfectible présence, leur compréhension sans bornes et leurs encouragements tout au long de la réalisation de ce projet.

---

## REMERCIEMENTS

Je voudrais tout d'abord remercier mon directeur, Dr A. Bertrand Arsenault pour sa présence constante malgré son horaire chargé, son dévouement, son infinie patience et son encadrement exceptionnel qui m'on été d'un support indispensable tout au long de cette maîtrise.

Je tiens aussi à exprimer toute ma reconnaissance envers le personnel du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Site Institut de réadaptation de Montréal. Je voudrais particulièrement remercier M. Michel Goyette, puisque sans sa présence constante et son extraordinaire capacité à régler des problèmes techniques en un minimum de temps, je me demande si j'aurais pu finir ce mémoire un jour. Je remercie également M. Daniel Marineau, dont le support technique fut indispensable à la réalisation de ce projet.

Merci également au Dr Roberto Merletti (Politecnico Di Torino, Torino, Italy) pour avoir partagé son expertise sur l'utilisation des sondes et au Dr Claudio Orizio (Universita degli Studi di Brescia, Brescia, Italy), pour avoir partagé son expertise dans la collecte et l'interprétation du signal MMG.

J'aimerais enfin remercier Rubens Alexandre Silva Júnior pour avoir pris le temps de m'aider à plusieurs reprises.

Finalement, merci à Omer Dyer pour les travaux de corrections du français.

---

## CHAPITRE 1: PROBLÉMATIQUE

### 1.1 Introduction

Le niveau d'activité musculaire peut se mesurer au moyen de deux méthodes non-invasives soit la mesure de son activité électrique ou par la mesure des vibrations produites par le muscle lors de sa contraction. L'électromyographie (EMG) mesure l'activité électrique que génère le muscle (De Luca, 1984 and Bouisset et Maton, 1995) tandis que la mécanomyographie (MMG) mesure la vibration mécanique produite par la contraction des fibres musculaires (Orizio et coll, 1989 and Cescon et coll., 2002). Ces deux mesures seraient corrélées avec la force produite par le muscle lors de sa contraction isométrique (Akataki et coll., 2001; Akataki, et coll., 2003).

La capacité d'un muscle à se contracter et à générer de la force est liée à deux facteurs principaux: 1) le niveau de recrutement spatial, c'est-à-dire le nombre d'unités motrices (UM) activées et 2) le niveau de recrutement temporel, c'est-à-dire la fréquence de décharge de ces UM (De Luca, 1997). Il y a une relation directe entre le niveau du signal EMG et la force générée par le muscle. Avec l'augmentation des niveaux de force, il y a un accroissement de la fréquence de décharge des UM pour accroître la force générée par le muscle. Le recrutement temporel des UM contribuerait aussi grandement à enrichir le signal EMG à de hauts niveaux de force (Basmajian et De Luca, 1985). Des études montrent une corrélation entre la fréquence médiane (*FMd*) du spectre de puissance du signal EMG et la vitesse de conduction (*VC*) des fibres musculaires (Arendt-Nielsen et Mills 1985). Sachant que la *VC* est reliée au diamètre des fibres musculaires et corrélée avec la *FMd*, la *FMd* pourrait possiblement refléter la grosseur des fibres musculaires recrutées

(Andreassen and Arendt-Nielsen, 1987; Eberstein et Beattie, 1985; Arendt-Nielsen et Mills, 1985).

Dans le cas de la MMG, il y a également une relation directe entre l'amplitude du signal « root mean square » (RMS) et le moment de force généré. L'augmentation du recrutement spatial des UM se traduit par un accroissement du signal MMG (Akataki et coll., 2001; Akataki et coll., 2003). Par ailleurs, la pente MMG-MPF (mean power frequency)/Force a une valeur positive ce qui reflète un accroissement de la fréquence de décharge des UM en fonction de l'augmentation du niveau de force généré (Akataki et coll., 2001; Akataki et coll., 2003).

La fatigue peut être définie comme étant une diminution réversible de la capacité de générer la force maximale (Mannion et Dolan, 1996). La FMd et le RMS des signaux EMG et MMG peuvent également être utilisés pour évaluer la fatigue musculaire (van Dieën et coll., 1993; Weir et coll., 2000, Shinohara et coll., 1998, Orizio et coll., 2003, Itoh et coll., 2004).

L'EMG et la MMG pourraient éventuellement constituer des méthodes complémentaires dans la mesure de la contribution des différents mécanismes de recrutement des UM. Ainsi ces techniques, une fois validées, permettraient de discriminer la part du recrutement spatial et temporel dans l'accroissement de la force générée par le muscle. Par ailleurs, ces différentes stratégies de recrutement pourraient être évaluées dans divers types de muscles, lors de différents types d'effort ou lors de l'induction de la fatigue musculaire. Finalement, ces mesures pourraient éventuellement permettre de faire un suivi clinique des patients et évaluer l'efficacité de certaines stratégies de renforcement musculaire utilisées en réadaptation.

## 1.2 Objectifs de l'étude

Cette étude vise en premier lieu à pouvoir distinguer, par une méthode non-invasive, les différentes stratégies de recrutement spatial et temporel de muscles différents lors de contractions en rampe. À cet effet, la méthode MMG sera utilisée et les valeurs des pentes des relations RMS/Moment de force et *FMd*/Moment de force du signal seront évaluées.

En deuxième lieu, cette étude vise à évaluer la complémentarité possible des méthodes EMG et MMG dans l'évaluation de la contraction en rampe et de la contraction soutenue induisant la fatigue. Les résultats de ces mesures seront comparés entre des muscles différents et entre les genres. Dans le but d'établir le niveau de complémentarité des deux méthodes, les valeurs des pentes de la relation RMS/ Temps et de la relation *FMd*/Temps pour les signaux EMG et MMG seront comparées pour trois muscles soit le rectus femoris (RF), le vastus medialis (VM) et le vastus lateralis (VL), chez les hommes et les femmes.

## 1.3 Hypothèses

Il est possible que les trois muscles investigués arborent des stratégies différentes de recrutement spatial et temporel en fonction de l'accroissement de la force générée. Par exemple, on peut s'attendre à ce que le muscle VM utilise un recrutement temporel préférentiel (fréquence de décharge accrue des UM) pour augmenter la force générée du fait que ce muscle est composé de fibres musculaires plus petites (plus grand pourcentage de fibres de type I); ainsi pour produire plus de tension la fréquence de décharge serait accrue. La pente de la MMG-*FMd*/Moment devrait donc être positive pour ce muscle. Par contre, en ce qui concerne le muscle VL, on suppose que l'accroissement de la force devrait plutôt être attribuable à un mécanisme de recrutement spatial prépondérant des



UM. Dans ce cas, ce muscle devrait présenter une augmentation de la pente de la relation MMG-RMS/Moment. Dans le cas d'une réduction du recrutement spatial des UM associée à une augmentation de la force générée (décelable dans la pente de la relation MMG-RMS/Moment), il y aura forcément une augmentation de la fréquence de décharge des UM (MMG-MPF/Moment) pour éventuellement atteindre la force maximale volontaire (FMV) (Akataki et coll., 2001; Akataki et coll., 2003). La MMG permettrait donc de différencier entre le recrutement spatial des UM (relation MMG-RMS/Moment) et leur recrutement temporel (relation MMG-MPF/Moment ou MMG-FMd/Moment) lors d'une contraction (Akataki et coll., 2001 ; 2003, Cescon et coll., 2002). Par ailleurs, la pente de la relation EMG-FMd/Moment devrait être positive, car cette relation reflète le recrutement progressif de fibres musculaires de plus gros calibre avec le niveau de contraction musculaire (FMd) (Moritani et Muro, 1987; Bilodeau et coll., 2003; Bilodeau et coll., 1992). La pente de l'EMG-RMS/Moment devrait aussi être positive, en raison du recrutement de nouvelles UM et l'augmentation de leur fréquence de décharge (Moritani et Muro, 1987; Bilodeau et coll., 2003).

Il est possible que les muscles évalués (RF, VM et VL) se comportent différemment lors de l'épreuve de fatigue. La fatigue pourrait être plus accentuée pour le muscle VL car ce muscle renferme une plus grande proportion de fibres musculaires de grands calibres, plus rapides et plus fatigables (type II) (Edgerton et coll., 1975; Gerdle et coll., 1991). Ainsi, selon Bigland- Ritchie et collaborateurs (Bigland- Ritchie, 1981; 1983), au cours de la tâche provoquant la fatigue musculaire, la valeur de la pente de la relation EMG-FMd/Temps devrait diminuer en raison de la diminution de la VC, reflet du « dérecrutement » des fibres musculaires les plus grosses et les plus fatigables (type IIb), suivi des fibres de type IIa (Enoka, 2000). Par contre, la pente de la relation EMG-RMS/Temps devrait augmenter au cours de l'épreuve de fatigue (Moritani et coll., 1986). Cette augmentation devrait être proportionnelle au niveau d'activité

des UM. Les relations *EMG-FMd/Temps* et *MMG-FMd/Temps* sont toutes les deux sensibles à la fatigue musculaire (Itoh et coll., 2004). Ainsi, *FMd* de chacune de ces deux signaux (*EMG* et *MMG*) devrait diminuer avec le « dérecrutement » des UM, avec des changements plus prononcés pour le VL. La pente de la *MMG-RMS/Temps* à de hauts niveaux de contraction ne devrait pas être altéré ou réduit par la diminution du recrutement des UM (Shinohara et coll., 1998).

#### **1.4 Pertinence de l'étude**

Les répercussions cliniques de cette étude concernent la possibilité de différencier la part des mécanismes de recrutement spatial et temporel des UM chez le sujet sain et pathologique. L'éventuelle utilisation de ces méthodes d'investigation permettra d'apprécier le rôle de chacun de ces mécanismes de recrutement lors de lésions et de mieux cibler les interventions thérapeutiques en fonction des mécanismes affectés. Par exemple, l'étude de Kawakami et coll. (2001) a démontré, chez des sujets sains alités pendant vingt jours, que la faiblesse musculaire résultait d'une diminution de la fréquence de décharge des UM, ainsi que par un manque de recrutement des UM plutôt que par atrophie musculaire. Ces données suggèrent que les interventions thérapeutiques favorisant le recrutement temporel des UM seraient plus efficaces que les méthodes de renforcement musculaire conventionnelles chez ces personnes.

De plus, la relation *FMd/Moment* de l'*EMG* permettrait d'estimer la grosseur des fibres musculaires recrutées lors de la contraction et donc d'évaluer la composition du muscle testé en considérant son état d'atrophie ou d'hypertrophie (Kawakami et coll., 2001). Ces mesures, de nature non-invasive, permettraient d'effectuer des suivis cliniques lors du processus de réadaptation. Dans ce contexte, la présente étude permet

d'évaluer la pertinence de ces mesures non-invasives dans l'évaluation de la fonction musculaire.

---

## CHAPITRE 2 :

### RECENSION DES ÉCRITS

#### 2.1 Les différents muscles du quadriceps et leur composition

Les études histologiques et biochimiques des muscles ont permis d'identifier plusieurs types de fibres musculaires. Au moyen de l'analyse de la myosine ATPase, il est possible de classer les fibres en type I, IIa et IIb qui sont respectivement les fibres lentes et oxydatives; les fibres rapides, oxydatives, glycolytiques; et finalement, les fibres rapides glycolytiques (Enoka, 2000). De plus, on répertorie des fibres de type IIc qui ne représenteraient qu'un faible pourcentage des fibres musculaires (2 à 5%) normalement retrouvées chez l'homme adulte (Bouisset et Maton, 1995).

Chaque type de fibres présente des propriétés différentes, souvent définies en termes de vitesse de contraction, de capacité aérobie ou anaérobie, de capacité à générer de la tension ou de résistance à la fatigue. La plupart des muscles présentent un mélange des différents types de fibres avec la prédominance d'un type selon la fonction du muscle. Généralement, les fibres de type I sont rouges, lentes, fortement oxydatives (contiennent de nombreuses mitochondries et ont une teneur élevée en myoglobine), produisent une faible tension musculaire et sont durables à la fatigue (Bouisset et Maton, 1995, Smith et coll., 1997, Fox et coll., 1991). Les fibres de type II ne constituent pas un groupe homogène de fibres musculaires mais sont plutôt subdivisées en trois sous-groupes. Les fibres de type IIa comprennent des fibres de couleur intermédiaire, rapides, oxydatives et glycolytiques (aérobie et anaérobie), générant des tensions musculaires moyennes et démontrant une endurance moyenne à la fatigue musculaire. Les fibres de type IIb sont blanches, rapides, faiblement oxydatives et fortement

glycolytiques (anaérobiques). Elles produisent de fortes tensions musculaires et sont généralement peu endurantes à la fatigue musculaire. Les fibres de type IIc ont des caractéristiques intermédiaires entre les fibres de type I et les fibres de type II (oxidative et glycolytiques) (Bouisset et Maton, 1995; Fox et coll., 1991).

Différentes approches invasives et non-invasives ont été utilisées dans le but de déterminer la composition des muscles en terme de type de fibres. Parmi les approches invasives, mentionnons que la biopsie est la technique la plus fréquemment utilisée pour déterminer la proportion des différents types de fibres au sein d'un muscle. Cette technique a permis de mettre en lumière l'hétérogénéité de la distribution des différents types de fibres (proportion) et la variabilité de l'aire de leur surface transverse selon la région et la profondeur des fibres musculaires au sein du muscle VL (Lexell et Taylor, 1989). Les auteurs de cette étude recommandent la prudence dans l'interprétation des données obtenues par biopsie, puisqu'il faut tenir compte de l'endroit dans le muscle où l'échantillon a été prélevé. De plus, mentionnons que la proportion des différents types de fibres varie selon le muscle évalué (Edgerton et coll., 1975), le sexe du sujet (Simoneau and Bouchard, 1989), la situation anatomique du muscle (Edgerton et coll., 1975) et selon le type d'activité imposée par la fonction du muscle (Lexell et Taylor, 1989).

Une méthode non-invasive telle que l'EMG permettrait d'estimer la composition musculaire et ce, basé sur la VC moyenne musculaire (Moritani et Muro, 1987; Gerdle et coll., 1991). Cette approche sera discutée plus en détails dans la section 2.3.

Le quadriceps est le groupe musculaire responsable de l'extension du genou. Il est en fait composé de quatre muscles distincts: le vastus lateralis (VL), le vastus medialis (VM), le vastus intermédiaire (VI) et le rectus femoris (RF) (Hollinshed et coll., 1985). Certaines études

électromyographiques ont montré que les différents muscles du quadriceps se comportent de manière différente en fonction de l'augmentation du niveau de contraction et ce, même si ces muscles ont une source commune d'innervation soit le nerf fémoral (Pincivero et coll., 2001, Pincivero et coll., 2002; Bilodeau et coll., 2003). Ces données suggèrent que ces muscles seraient formés de proportions différentes de types de fibres musculaires. Cette composition différente contribuerait à la divergence des activations de ces muscles lorsqu'ils sont étudiés séparément.

Les muscles RF et VM du quadriceps présenteraient une certaine homogénéité dans leur composition avec un ratio équilibré des différents types de fibres (Pincivero et coll., 2001). À l'instar du RF et du VM, le VI, muscle situé au dessous du muscle RF, a aussi une composition mixte, soit 47% de fibres lentes et 53% de fibres rapides (Edgerton et coll., 1975). Par contre, le muscle VL peut présenter une variation morphologique plus importante dans sa composition. Edgerton et coll., (1975) ont démontré que la composition du muscle VL, évaluée par biopsie chez 22 hommes et 10 femmes, présente environ 70% de fibres rapides et 30% de fibres lentes. Cependant, Gerdle et coll. (1991) qui ont évalué la morphologie du muscle VL chez 9 femmes, n'ont pas trouvé de différence significative entre la proportion des fibres rapides et lentes (47% versus 43%). Ce qui différencie les études de Edgerton et coll. (1975) et de Gerdle et coll. (1991) pourrait être due à la méthodologie utilisée lors de la biopsie. Comme Lexell et Taylor (1989) expliquent, il faut faire attention lors de l'utilisation de la biopsie musculaire parce que l'analyse d'une unique région peut être une pauvre représentation de la composition d'un muscle donné puisque il existe une variabilité très importante entre les différentes régions d'un muscle. Dans l'étude de Edgerton et coll. (1975), la biopsie a été réalisée en différentes régions du muscle (superficielle, moyenne et profonde). Dans l'étude de Gerdle et coll. (1991), la région du muscle évaluée n'est pas clairement définie.

La composition du muscle en terme de types de fibres musculaires peut varier en fonction de la région du muscle évalué. En général, les fibres de type II prédominent dans les régions superficielles tandis que les fibres de type I se retrouvent en plus grande proportion dans les régions plus profondes du muscle (Lexell et coll., 1983). De plus, la taille des fibres musculaires peut varier selon le sexe de la personne évaluée. Selon Lexell et Taylor (1989), l'aire de la section transverse des fibres de type I a tendance à être plus grande que celle des fibres de type II retrouvées dans les régions plus profondes. Les fibres de type II présentent une aire de section transverse qui tend à être plus grande que celle des fibres I dans des régions plus superficielles. Cependant, lorsque les aires de la section transverse des deux types de fibres sont moyennées en fonction de la région du muscle, il semble que l'aire de la section transverse est généralement plus grande dans les régions plus profondes du muscle (Lexell et Taylor, 1989).

Il y aurait des différences au niveau de la morphologie des fibres musculaires (Chow et coll., 2000), de leur taille (Henriksson-Larsen, 1985; Simoneau et Bouchard, 1989) et de la répartition de leurs différents types morphologiques selon le sexe (Miller et coll., 1993). Les résultats de Pincivero et coll., (2001) suggèrent que le VL chez les femmes est typiquement composé par une plus grande proportion de petites fibres musculaires (moins fatigables) comparativement aux hommes. Cependant, les travaux de Gerdle et coll., (2000) n'ont pas confirmé ces données. De plus, cette étude a montré que l'aire de la section transverse des fibres de type II est significativement plus grande chez les hommes. Il reste cependant que des différences entre les sexes quant à la composition des muscles selon le type de fibres peuvent potentiellement influencer la modulation des paramètres de l'EMG et de la MMG en fonction de la production de la force. Les sections suivantes (2.3 et 2.4) discuteront plus en détails des différences entre les genres.

## 2.2 La contraction musculaire

La contraction musculaire volontaire est initiée par le système nerveux central. Cependant, le processus d'excitation de la membrane musculaire a lieu au niveau de la plaque neuromotrice qui constitue une jonction entre le nerf et la fibre musculaire. La libération du neurotransmetteur acétylcholine permet de transformer le signal électrique de l'influx nerveux (présynaptique) en un signal chimique dans la fente synaptique. Lorsque le signal chimique (quanta d'acétylcholine) active les récepteurs cholinergiques post-synaptiques de la membrane musculaire, il se produit une cascade d'événements biochimiques qui permettent d'accroître la perméabilité de la membrane musculaire au sodium ( $\text{Na}^+$ ). Il en résulte une dépolarisation de la membrane musculaire qui peut mener à la génération d'un potentiel d'action qui voyage alors sur la fibre musculaire. Cette dépolarisation passe par le réticulum sarcoplasmique et résulte en la libération du calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ) ce qui initie le cycle de contraction musculaire (Smith et coll., 1997).

La contraction du muscle strié squelettique résulte de l'activité d'éléments appelés UM. La taille et le nombre des UM recrutés sont des facteurs importants dans la détermination de la force de la contraction musculaire. Le niveau de recrutement des UM est lié au niveau de force musculaire à produire. Ainsi, plus il y a des UM de recrutées, plus la force musculaire produite est importante (De Luca, 1997).

Le recrutement d'une UM produit une secousse mécanique au sein du muscle (twitch). En considérant l'activation d'une UM donnée, l'amplitude de cette secousse en voie de téτανisation est augmentée en fonction de la fréquence de décharge de l'UM. Le recrutement de plusieurs UM et la modulation de leur fréquence de décharge constituent deux mécanismes complémentaires contribuant à la production de la tension musculaire (Enoka, 2000). La relation entre les mécanismes de



recrutement spatial et temporel des UM, c'est-à-dire le nombre versus la fréquence de décharge des UM recrutées, diffère selon le muscle étudié (Enoka, 2000). Par exemple, si le recrutement spatial des UM pour un muscle donné est complet à 50% de la FMV, toute augmentation subséquente de la FMV (de 51 à 100% de la FMV) ne peut être attribuée qu'à l'accroissement de la fréquence de décharge des UM.

### **2.3 L'électromyographie (EMG)**

L'EMG de surface est de plus en plus utilisée comme outil d'évaluation de la fonction musculaire (Bouisset et Maton, 1995). Cette méthode consiste à mesurer l'activité électrique des muscles lors de leur contraction. Le signal enregistré résulte en fait de la somme des potentiels d'action générés par les fibres musculaires lors de leur contraction (Bouisset et Maton, 1995). L'amplitude du signal EMG est directement en relation avec le niveau d'activité globale des UM qui peut résulter de la modulation du nombre d'UM recrutées ou de la modulation de leur fréquence de décharge (Moritani et coll., 1986 ; Mayer et coll., 1989). Ainsi, la simple mesure de la quantité de signal EMG générée par le muscle ne permet pas de faire une distinction entre la contribution du recrutement spatial et du recrutement temporel des UM. Cependant, la mesure de différents paramètres de l'EMG permet de mieux préciser l'activité électrique musculaire. Par exemple, la fréquence moyenne du spectre de puissance (*FMd*) et le « root mean square » (RMS) du signal EMG permettent de mieux apprécier les mécanismes de recrutement musculaire. Ces paramètres seront expliqués plus en détails dans les sections suivantes.

### 2.3.1 L'amplitude et le contenu fréquentiel du signal EMG

La valeur « root mean square » (RMS) du signal EMG et la fréquence médiane (*FMd*) du spectre de puissance du signal EMG sont les paramètres les plus souvent utilisés pour l'analyse de l'EMG de surface. Le RMS qui mesure l'amplitude du signal EMG est indicateur de la quantité de signal électrique généré par le muscle (De Luca et coll., 1986). La *FMd* est une mesure statistique représentant le contenu fréquentiel du signal EMG. Des valeurs de pentes positives des relations EMG-RMS/Moment et EMG-*FMd*/Moment, dans certains cas, montrent que l'amplitude du signal EMG et le contenu fréquentiel de ce signal augmentent avec l'accroissement du niveau de force. Ces observations seraient reliées à l'augmentation du nombre des UM recrutées ou de leur fréquence de décharge (RMS) et par le recrutement progressif de fibres musculaires de plus gros calibres avec l'accroissement de la force générée (*FMd*) (Moritani et Muro, 1987; Bilodeau et coll., 2003; Bilodeau et coll., 1992). Dans le présent travail les caractéristiques électromyographiques de l'EMG seront caractérisées par les relations EMG-*FMd*/Moment et EMG-RMS/Moment pour les contractions en rampe et EMG-*FMd*/Time et EMG-RMS/Time pour la contraction soutenue.

La *FMd* est définie comme étant la fréquence qui divise le spectre de puissance en deux parties égales, c'est-à-dire que la moitié de la puissance contenue dans le spectre se trouve au-dessus de cette fréquence et l'autre moitié se trouve au-dessous de cette fréquence (Merletti et coll., 1992). La fréquence moyenne est définie comme la moyenne mathématique pour la distribution continue de fréquences (Kumar et Mital, 1996). Bien que plusieurs auteurs utilisent la fréquence moyenne du spectre, il est recommandé d'utiliser le paramètre de la fréquence médiane puisque la distribution des fréquences de signal EMG dans le spectre de puissance n'est pas normale. La composition des UM en terme de type de fibres musculaires, influence le contenu fréquentiel du

signal EMG. Il y a une relation entre les valeurs de la *FMd* du signal EMG et le type de fibre (I et II) (Gerdle et coll., 1991; Kupa et coll., 1995). En effet, les muscles avec une grande proportion de fibres du type II (fibres rapides, de grands calibres) présentent un contenu fréquentiel plus élevé du signal EMG (Moritani et Muro, 1987). Par conséquent, ces muscles démontrent une augmentation plus importante de la *FMd* avec l'accroissement du niveau de force lorsqu'ils sont comparés à des muscles ayant une plus grande proportion de fibres de type I (Gerdle et coll., 1991; Kupa et coll., 1995). De plus, les manifestations de fatigue apparaissent plus rapidement pour les muscles avec beaucoup de fibres de type II lorsque ceux-ci doivent produire une contraction (Gerdle et coll., 2000). Lorsque les fibres du type I présentent un diamètre plus grand que les fibres de type II, comme par exemple dans le cas du muscle masseter, il est possible d'observer une pente négative de l'*EMG-FMd/Force* (Westbury et Shaughnessy, 1987).

Les muscles biceps, deltoïde et FDI voient un accroissement de la valeur du RMS de l'EMG proportionnellement à l'augmentation progressive de la force isométrique (contraction en rampe) (Laurence et De Luca, 1983, Moritani et Muro, 1987). Par ailleurs, la pente de la relation *EMG-RMS/Moment* est moins abrupte lorsqu'on assiste au recrutement temporel (augmentation de la fréquence) des UM déjà recrutées (Moritani et Muro, 1987).

Dans des conditions favorisant la fatigue, Moritani et coll. (1986) ont observé que les muscles majoritairement composés de fibres de type II (e.g. biceps brachii) montrent une pente de la relation *EMG-RMS/Temp*s plus abrupte que les muscles à forte proportion de fibres de type I. Les muscles composés de fibre de type II en forte proportion seraient plus fatigables que les muscles composés principalement de fibres de type I (e.g. soleus). Ces différences quant au comportement des pentes des

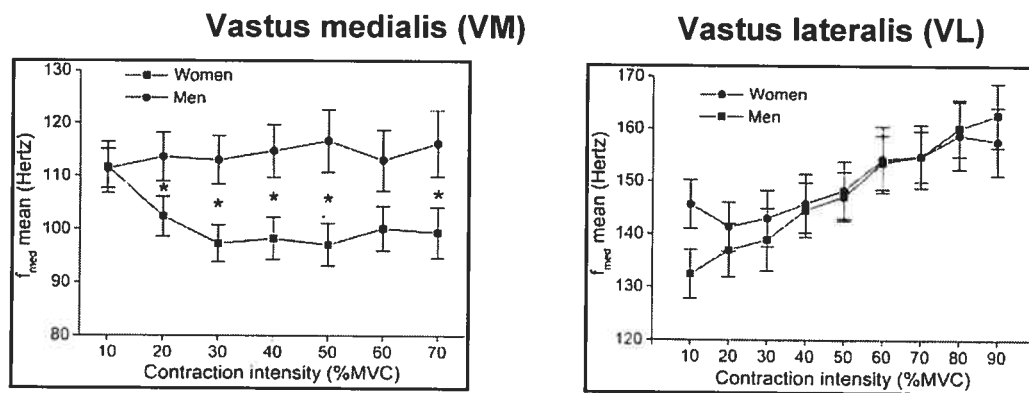
relations EMG-*FMd*/Temps et EMG-RMS/Temps en fonction des types de fibres musculaires seront discutées plus en détail dans la section 2.5.

### **2.3.2 La fréquence médiane (*FMd*) et la vitesse de conduction (*VC*)**

La fréquence médiane (*FMd*) serait corrélée avec la vitesse moyenne de conduction (*VC*) des UM activées lors de la contraction. De plus, puisque la *VC* d'une UM est reliée au diamètre de ses fibres musculaires, la *FMd* serait fortement reliée au type de fibres musculaires recrutées par la contraction (Solomonow et coll., 1990). La *FMd* est donc utilisée pour estimer, de manière non-invasive, les dimensions des fibres musculaires recrutées (Gerdle et coll., 1991; Bilodeau et coll., 1992; Pincivero et coll., 2001). Les UM de type lent (*slow-twitch*) sont associées à des fibres musculaires de type I. Ces fibres de type I (petit calibre) seraient les premières recrutées par la contraction musculaire progressive (Milner-Brown et coll., 1975). Les UM de type II (grand calibre, rapide, « *fast-twitch* ») sont associées à des fibres musculaires de type IIa et IIb. Lors d'un accroissement progressif de la force de contraction musculaire, les fibres de type II sont progressivement recrutées à la suite des fibres de type I (Sypert et Munson, 1981). Chez l'humain, les fibres sont également recrutées selon un ordre croissant de leur diamètre lors de l'accroissement du niveau de force dans plusieurs muscles. Ainsi, la *VC* musculaire moyenne augmente lors d'une contraction avec une augmentation progressive de la force. La croissance de la valeur de la *FMd* lors d'une contraction progressive est donc directement associée à une augmentation de la *VC* moyenne des fibres musculaires (Arendt-Nielsen et Mills, 1985).

### 2.3.3 Les différences entre le vastus medialis (VM) et le vastus lateralis (VL)

Lors d'une contraction en rampe, les relations EMG-RMS/Moment et EMG-FMd/Moment sont généralement linéaires avec une pente positive (Bouisset et Maton, 1995 ; Bilodeau et coll., 1992). Une relation linéaire positive pour la pente de l'EMG-RMS/Moment indique que la production de force est associée à un enrichissement du signal EMG résultant du recrutement de nouvelles UM et de l'augmentation concomitante de leur fréquence de décharge. La relation EMG-FMd/Moment renseigne plutôt sur le type de fibres recrutées puisque le recrutement des fibres motrices suit le principe de la taille des motoneurones « size principle » (Sybert et Munson, 1981 ; Bouisset et Maton, 1995) tel que décrit précédemment. Par exemple, Pincivero et coll., (2001) ont démontré que la pente de la FMd du muscle VL était différente du muscle VM (figure 2.1) au cours de la contraction musculaire. D'un point de vue physiologique, cela pourrait être attribué à une proportion significativement plus grande de fibres rapides (fast-twitch- FT) dans le VL comparativement au VM. Les différences observées entre ces deux muscles quant à la pente de l'EMG-FMd/Moment de ces muscles seraient attribuables à la simple différence des proportions entre ces muscles pour les différents types de fibres et le fait que les fibres de type I sont généralement plus petites que les fibres de type II.



**Figure 2.1 :** Modulation de la fréquence médiane (*FMd*) du signal EMG des muscles vastus medialis (VM) et vastus lateralis (VL) chez les hommes et les femmes. Les femmes présentent une diminution significative de la *FMd* comparativement aux hommes pour des intensités de contraction de 20, 30, 40, 50, et 70% de la FMV ( $p < 0.05$ ). La modulation de la fréquence médiane du muscle vastus lateralis (VL) pour les intensités de 10 à 90% de la FMV est comparée entre les sexes (Pincivero et coll. 2001).

### 2.3.4 Les différences entre les genres

Le genre peut être, dans certains cas, une variable confondante dans l'étude du comportement de l'EMG en fonction du niveau de contraction (Bilodeau et coll., 1997). Bilodeau et coll. (1992) ont montré que le genre pouvait influencer le contenu spectral de l'EMG (*FMd*) lors de l'augmentation du niveau de force. Plusieurs facteurs pourraient expliquer ces résultats : la différence d'épaisseur du pli cutané recouvrant le muscle entre les hommes et les femmes et la possible différence dans la distribution du type de fibres musculaires selon le sexe (Miller et coll., 1993). Cette différence d'épaisseur du pli cutané entre les genres résulterait de l'effet de filtre passe-bas du tissu sous-cutané (Bilodeau et coll., 1995; Espesito et coll., 1996). Les résultats de Pincivero et coll., (2001) obtenus sur l'EMG du muscle VL suggèrent que ce muscle serait typiquement composé par une plus grande proportion de petites fibres musculaires chez les femmes. Chez les sujets masculins, on observe, par ailleurs, une valeur de la *FMd* du signal EMG significativement plus

grande pour le muscle VM comparativement aux femmes. De plus, les hommes montrent une augmentation significativement plus importante de la *FMD* du muscle VL à plusieurs niveaux d'effort comparativement au muscle VM (figure 2.1). Ainsi, les valeurs de la *FMD* sont significativement plus élevées pour les muscles VL et VM chez les hommes comparativement aux femmes pour un même niveau de contraction (Pincivero et coll., 2002). Il est important de souligner cependant que cette différence dans la valeur de la *FMD* du signal EMG entre les hommes et les femmes serait probablement affectée par l'effet de filtre du tissu sous-cutané, cet effet ayant déjà été démontré par Bilodeau et coll. (1995) à l'aide de mesures EMG prises lors de contractions sous maximales des muscles triceps brachii et anconeus. Les caractéristiques des types de fibres contenues dans le muscle est corrélée avec la VC (Masuda et coll., 1999; Kupa, et coll.; 1995). Puisque les femmes ont des fibres de type II plus petites, la contribution de ce type de fibre pour accroître la valeur de la *FMD* du signal EMG (haute fréquence associée avec la VC moyenne apportée par les fibres musculaires type II) peut être moins importante comparativement aux hommes. À cet effet, Henriksson-Larsen (1985) a suggéré que les femmes pourraient avoir en général, des fibres musculaires plus petites que celles des hommes.

## 2.4 La mécanomyographie (MMG)

La contraction musculaire produit une vibration mécanique de fibres musculaires. Cette vibration mécanique est transmise dans le muscle et peut être enregistrée à l'aide d'un microphone ou d'un accéléromètre. Ces bruits pourraient résulter du mouvement latéral ou des vibrations latérales des fibres musculaires. Ils seraient influencés par changements dans la dimension des fibres musculaires actives (Barry, D.T. et Cole, N.M., 1990). Le bruit musculaire ainsi généré a une fréquence au-dessous du seuil auditif humain (~ 40Hz). Les caractéristiques de ce bruit ont été étudiées autant lors de la contraction musculaire involontaire obtenue par

stimulation électrique que lors de la contraction volontaire (Orizio et coll., 1989). Dans le cas de l'activation involontaire, l'influence des propriétés biophysiques et mécaniques du muscle a été étudiée. Orizio et coll., (1993) ont évalués l'activité mécanique des unités recrutées lors de la contraction volontaire. Ces auteurs ont observés que la fréquence moyenne du signal capté est d'environ 10 Hz à de bas niveaux de force et augmente jusqu'à environ 22 Hz comparativement à une fréquence moyenne du signal EMG qui atteint environ 60 Hz lors d'une contraction modérée (Maton et coll., 1990; Orizio et coll., 1990 ; Stokes et Cooper, 1992). Le signal mécanique peut être analysé avec les mêmes techniques employées pour l'analyse EMG (par exemple la rectification et l'intégration du signal). La technique d'enregistrement de la vibration mécanique du muscle lors de sa contraction est la méchanomyographie (MMG) (Cescon et coll., 2002). L'enregistrement de cette mesure se fait généralement au moyen d'un accéléromètre placé sur la peau au dessus du muscle investigué (Orizio et coll., 1989).

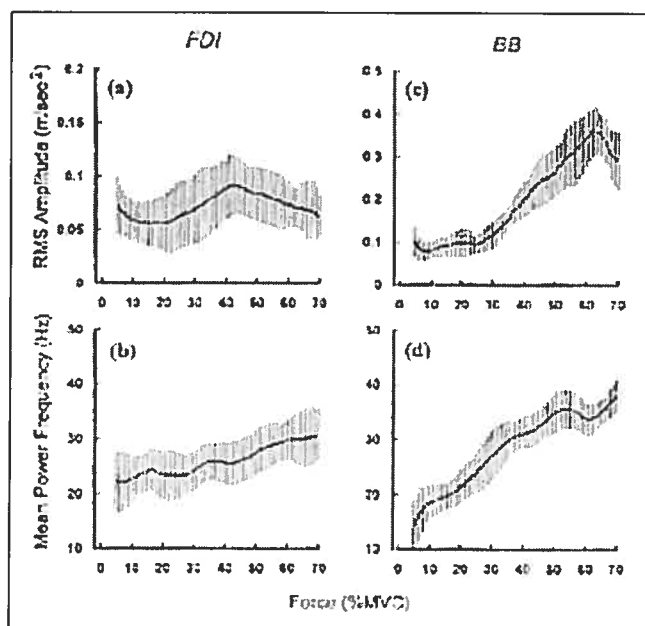
Dans le présent travail les caractéristiques méchanomyographiques de la MMG seront caractérisées par des relations MMG-FMd/Moment et MMG-RMS/Moment pour les contractions en rampe et MMG-FMd/Time et EMG-RMS/Time pour le contractions soutenue.

La MMG permet d'évaluer séparément, selon la mesure utilisée, le recrutement spatial des UM et leur recrutement en fonction de leur fréquence de décharge (Akataki et coll., 2001 ; 2003, Cescon et coll., 2002). La mesure RMS du signal MMG serait surtout représentative du niveau de recrutement des UM en nombre, tandis que la mesure MPF de ce signal représente leur fréquence de décharge (Akataki et coll., 2001, Akataki et coll., 2003). Lors d'une contraction musculaire progressive, une fois le recrutement spatial des UM complété, la fréquence de décharge fait augmenter progressivement la force musculaire (Akataki et coll., 2001)



afin d'atteindre le niveau de contraction maximal. Bien que l'étude d'Akasaki aient utilisé le MPF alors que notre étude s'intéressant à la FMd, cette différence méthodologique ne peut expliquer les différences entre les résultats.

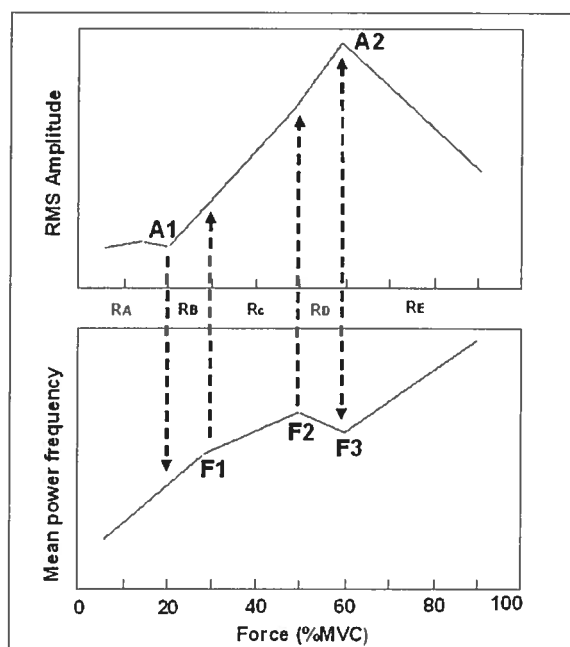
La figure 2.2 présente les données de Akasaki et coll., (2003). Elle représente le recrutement spatial et temporel (fréquence de décharge) lors de la contraction des muscles biceps brachii et premier interosseux en utilisant le RMS et la MPF du signal MMG. Dans le premier graphique (A) qui expose les résultats en terme de RMS, la totalité des UM du muscle premier interosseux dorsal sont recrutées jusqu'à 43% de la FMV. Le graphique B montre qu'en considérant la MPF, après 43% de la FMV l'augmentation de la force résulte d'une constante augmentation de la fréquence de décharge des UM. Le graphique C, qui illustre la modulation du RMS du signal MMG, montre que le recrutement des UM du muscle biceps brachii permet de produire jusqu'à 60% de la FMV et que au delà de ce niveau un nouveau type de recrutement doit entrer en jeu pour expliquer l'accroissement de la force. Ainsi, le graphique D, qui illustre le contenu fréquentiel, suggère que l'augmentation de la force, après 60% de la FMV, résulte exclusivement d'une augmentation progressive de la fréquence de décharge des UM (Akasaki et coll., 2001).



**Figure 2.2.** Moyennes inter- individus et écart-types du « root mean square » (RMS) (A, C) et de la MPF du spectre de puissance du signal MMG (B, D) lors d'une contraction en rampe du muscle biceps brachii (BB) et du premier interosseux dorsal (FDI) (Akataki et coll., 2003).

Akataki et coll. (2001) ont étudié les relations MMG-RMS/Force et MMG-MPF/Force lors de contraction en rampe du muscle biceps brachii (figure 2.3). Ils ont observé cinq régions distinctes dans les représentations graphiques de ces relations qui correspondrent à des changements particuliers dans les caractéristiques de recrutement des UM. Ainsi, à de bas niveaux de force (< de 20% de la FMV), une augmentation lente du RMS et une augmentation rapide de la MPF ont été observées (région RA). Ces auteurs suggèrent que ces changements pourraient représenter l'activation des UM des fibres lentes (« slow-twitch ») et l'augmentation de la force serait alors causée par l'augmentation de la fréquence de décharge de ces UM. D'autre part, l'augmentation progressive du niveau de force entre 20 et 30% de la FMV (région RB) cause une augmentation plus importante de la MPF. Selon Orizio et coll., (1993, 1996), lors d'une évaluation de la MMG, l'augmentation du RMS est représentative d'un recrutement de nouvelles UM quand la fréquence de décharge des UM est modérée. Cependant,

l'accroissement important de la fréquence de décharge des UM augmente la MPF, mais diminue aussi la valeur d'accroissement de la RMS. Ainsi, entre 20 et 30% de la FMV, Akataki et coll., (2001) suggèrent que l'augmentation rapide de la MPF (« fast twitch ») est due à une l'activation des UM de fibres plus rapides (région « RB »). L'augmentation progressive de la FMV entre 30 et 50% (région « RC ») démontre encore un accroissement successif du RMS ainsi qu'une augmentation moins prononcée de la MPF. Ensuite, entre 50 et 60% de la FMV dans la région dite « RD », l'accroissement rapide du RMS est probablement causé par l'activation des UM avec des fibres musculaires rapides de type IIb puisque il y a une augmentation additionnelle du RMS associée à une diminution de la MPF. Au-dessus de 60% de la FMV, on atteint la région « RE » où l'on dénote une diminution du RMS associée à une augmentation de la MPF. Ceci expliqué par une augmentation de la fréquence de décharge des UM qui commence seulement après que toutes les UM aient été activées.



**Figure 2.3.** Schématisation de la relation RMS/Force et de la relation MPF/Force du signal MMG. Cinq régions (RA-RE) sont définies sur la base du point d'inflexion de la relation RMS/Force (A1, A2) et de la relation MPF/Force (F1-F3) (Akataki et coll., 2001).

## 2.5. La fatigue musculaire

La fatigue se définit comme une diminution réversible de la capacité de générer la force maximale (Mannion et Dolan, 1996). Le phénomène de fatigue peut prendre place à divers endroits du système nerveux ou résulter d'un épuisement du muscle effecteur. Ainsi la fatigue peut être d'origine 1) centrale (système nerveux central), 2) périphérique (système nerveux périphérique), 3) neuromusculaire (jonction neuromusculaire) et 4) musculaire (fibres musculaires) (Fitts et Metzger, 1988, Fox et coll., 1991). De plus, l'importance du phénomène de fatigue est intimement liée à la durée, l'intensité et la nature de l'effort accompli. De plus, la fatigue affecte différemment les muscles selon leur composition (type de fibre) et du niveau d'entraînement physique (Fitts et Metzger, 1988). De plus, lors de contractions isométriques, l'apparition des phénomènes de fatigue tend à coïncider avec le début de la restriction du flux sanguin dans le muscle (Jensen et coll., 1999 ; Jurell, 1998, Fox et coll., 1991).

La fatigue musculaire est surtout liée aux changements biochimiques au sein de la fibre musculaire lors de contractions répétées (Fox et coll., 1991). Les processus biochimiques consécutifs à la dépolarisation des membranes du sarcolemme et des tubules-t sont les sites primaires de la fatigue musculaire. Il semble que la phase d'excitation - contraction soit perturbée par une diminution de la libération du calcium résultant de la fatigue (Fitts et Metzger, 1988). L'adénosine-triphosphate (ATP), qui est nécessaire au fonctionnement de la pompe de  $\text{Na}^+/\text{K}^+$ , intervient dans le maintien du sarcolemme et la génération du potentiel d'action au niveau des tubules-t. La concentration d'ATP tissulaire diminue normalement pendant une contraction musculaire intense, mais elle ne semble pas limiter la production de force ou causer directement une fatigue musculaire (Karlsson et Saltin, 1970). Karlsson et Saltin (1970) ont évalué les changements dans la concentration des métabolites après des exercices avec trois charges de travail différentes

menant à l'épuisement. Ils ont constaté qu'après 2 minutes de travail, l'ATP et la phosphocréatine sont complètement épuisées quelque soit la charge imposée et ce, bien que la fatigue se manifeste seulement pour l'exercice utilisant la charge de travail la plus élevée. Une baisse de phosphocréatine pourrait aussi provoquer une fatigue musculaire (Simonson, 1971). En effet, la phosphocréatine participe au transport de l'ATP des mitochondries vers les ponts croisés d'actine et de myosine, une concentration trop faible de ce transporteur pourrait ralentir le taux de rephosphorylation d'ADP en ATP et ainsi produire une fatigue musculaire. En effet, il est important de se rappeler que la contraction musculaire nécessite l'hydrolyse de l'ATP par l'actine-myosine ATPase ce qui résulte en la production d'énergie, d'ADP, de phosphore (Pi) et d'ions d'hydrogène (H<sup>+</sup>) comme produits finaux. Chacun de ces trois produits augmente au cours de l'activité contractile et pourrait causer la fatigue par une inhibition directe de l'hydrolyse de l'ATP (Fitts et Metzger, 1988).

Selon Gandevia (2001), la fatigue n'est pas un phénomène exclusivement musculaire. En effet, la performance musculaire peut être modifiée par des changements dans l'activation des motoneurons par le SNC (système nerveux central). Ainsi, des altérations localisées dans l'excitabilité corticale ont été mises en évidence, au moyen de la stimulation magnétique transcrânienne (TMS), dans des conditions de travail musculaire produisant de la fatigue (Gandevia, 2001). De plus, il y a une diminution du nombre d'impulsions nerveuses générées par le SNC dans des conditions de fatigue (Fitts et Metzger, 1988 ; Fox et coll., 1991). Cependant, Merton et coll., (1954) ont appliqué la technique du « twitch interpolation » pour évaluer le niveau d'activation musculaire volontaire dans des conditions de fatigue et ont démontré que lorsque la force diminue au cours de la fatigue, même la stimulation directe du nerf moteur n'arrive pas à restaurer la force perdue. Ces données suggèrent que dans ces conditions de fatigue, la génération de la force maximale n'est pas

limitée par une diminution de l'efférence centrale vers le muscle mais plutôt par une fatigue d'origine périphérique.

Malgré des études qui ont démontré une contribution du SNC à la fatigue (e.g. Gandevia, 2001), certaines données expérimentales suggèrent aussi la contribution de la fatigue d'origine musculaire dans la diminution de l'effort volontaire maximal pouvant être produit. Selon Edwards (1981), les sites primaires de la fatigue sont musculaires et n'impliquent pas nécessairement le SNC, les nerfs périphériques ou la jonction neuromusculaire (Edwards, 1981; Fitts et Metzger, 1988). À cet effet, l'étude de Bigland-Ritchie et coll. (1986) a démontré que le SNC serait peu impliqué dans la fatigue musculaire induite par des contractions maximales et sous-maximales.

L'EMG de surface peut être utilisée pour investiguer le développement de la fatigue ou de l'endurance musculaire (Roy et coll., 1997). Ainsi, au cours de la fatigue, il y a une augmentation du recrutement spatial des UM et une modulation de leur fréquence de décharge. Ces deux phénomènes contribuent potentiellement à augmenter l'amplitude du signal EMG lors d'une contraction soutenue (Moritani et coll., 1986). L'amplitude du signal EMG (RMS) serait un paramètre fiable pour évaluer le niveau d'activité des UM en fonction de leur recrutement en nombre et aussi selon la modulation de leur fréquence de décharge lors de contractions sous-maximales soutenues (Moritani et coll., 1986). La modulation de l'amplitude du signal EMG en fonction du temps, c'est à dire la relation EMG-RMS/Temps, est donc utilisée comme indice de la fatigue musculaire. Par exemple, lors de la fatigue provoquée par un test de contraction isométrique soutenue, il y a une augmentation de l'amplitude RMS des muscles évalués (Arendt- Nielsen & Mills, 1988; Moritani et coll., 1986; Moritani et coll., 1982). Lors de contractions sous-maximales, cette augmentation des valeurs du RMS en fonction du temps de contraction est associée à un accroissement progressif du recrutement

des UM pour conserver le niveau de force requis par la tâche (Arendt - Nielsen & Mills, 1988; Miller et coll., 1987; Moritani et coll., 1986).

Selon l'étude de Moritani et coll., (1986) sur les muscles biceps brachii (muscle composé de fibres mixtes) et soleus (muscle principalement composé de fibres de type I), un muscle composé majoritairement de fibres du type II verra un accroissement plus abrupte de la pente de la relation  $EMG-RMS/Temp$ s. Ceci suggère que ces muscles sont plus fatigables que ceux qui sont composés majoritairement de fibres du type I.

La  $FMD$  du spectre de puissance de l'EMG est également un paramètre valide pour caractériser la fatigue musculaire. En fait, un état de fatigue serait aussi suggéré par une diminution de la valeur de la  $FMD$  (De Luca et coll., 1986). La variation de la  $FMD$  en fonction du temps de contraction, soit la pente de la relation  $EMG-FMD/Temp$ s serait un indice de fatigue plus fidèle que la pente de la relation  $EMG-RMS/Temp$ s, pour ce qui est de l'évaluation des muscles du dos (Larivière et coll., 2002). Ainsi, le taux de variation la pente de la relation  $EMG-FMD/Temp$ s est considéré comme un bon indice de la fatigue musculaire (van Dieen et coll., 1993; De Luca et coll., 1986). L'étude de Moritani et coll., (1998) a démontré une réduction de la  $FMD$  du spectre de puissance EMG en fonction du temps de contraction, c'est-à-dire une pente négative pour la relation  $EMG-FMD/Temp$ s, lors des tests de fatigue impliquant le muscle multifidus. De plus, cette pente est d'autant plus négative et élevée que le niveau de force au départ est élevé (Merletti et coll., 1992; Roy et coll., 1989; van Dieën et coll., 1998).

La  $FMD$  permet d'évaluer plus précisément la grosseur des fibres recrutées à différents niveaux de force générés (Moritani et coll., 1982). Tel que mentionné dans la section 2.3.2, la  $FMD$  est corrélée avec la VC moyenne qui est elle-même corrélée au diamètre des fibres musculaires

recrutées. La pente négative de la relation *EMG-FMd*/Temps est reliée au « dérecrutement » des fibres musculaires de gros calibres qui sont les premières à « s'éteindre » dans des conditions de fatigue parce qu'elles sont les plus fatigables (type IIb), suivies des fibres de type IIa qui commencent à être « dérecrutées » par la suite (Enoka, 2000). Cette diminution de la pente de la *FMd* est également associée à l'accumulation de métabolites dans les tissus ainsi qu'à leur changement de PH.

## 2.6 La complémentarité des mesures EMG et MMG

Tel que discuté à la section 2.2, la force musculaire est produite au moyen de deux mécanismes : le recrutement spatial des UM et la modulation de leur fréquence de décharge (De Luca, 1997). Ainsi l'augmentation de la fréquence de décharge et le nombre des UM recrutés contribuent à l'accroissement de la force musculaire. Un recrutement progressif d' UM de grands calibres peut aussi faire augmenter le niveau de force musculaire (Moritani et Muro, 1987). Ce recrutement progressif est lié à une augmentation graduelle de la VC moyenne des UM, qui est elle-même reliée à la grosseur des fibres musculaires recrutées (Bilodeau et coll., 1992; Pincivero et coll., 2001).

L'analyse des signaux EMG et MMG permet d'obtenir des informations complémentaires relatives à l'état du muscle (atrophie/hypertrophie) et à la discrimination entre les modes de recrutement des UM (Akataki et coll., 2001; 2003, Cescon et coll., 2002). Selon la littérature, la relation *EMG-FMd*/Moment est corrélée avec la VC qui est elle même reliée au diamètre des fibres musculaires (Bilodeau et coll., 1992; Pincivero et coll., 2001). Pour une contraction en rampe, l'augmentation de la pente de la relation *EMG-FMd*/Moment suggère qu'il y a un recrutement des fibres musculaires ayant des diamètres de plus en plus grands (Pincivero et coll., 2001). Par contre, pour une tâche de



fatigue, il y a une diminution de la pente de la relation EMG-FMd/Temps suggérant une diminution possible de la VC et le « dérecrutement » des fibres musculaires du type II. Quant à la MMG, elle peut permettre de discriminer le recrutement de nouvelles UM et les changements dans la fréquence de décharge des UM déjà actives (Orizio et coll., 1993; Orizio et coll., 1996; Akataki et coll., 2001; Akataki et coll., 2003; Shinohara et coll., 1998, Cescon et coll., 2002). Ainsi, le RMS du signal MMG peut détecter le recrutement des UM et la MPF est sensible à la modulation de la fréquence de décharge (Akataki et coll., 2003).

L'utilisation de l'EMG et de la MMG permet donc de mieux cerner la fonction musculaire à l'état normal et pathologique. Dans le cas d'une lésion musculaire, ces mesures permettraient de mieux comprendre les mécanismes atteints et ainsi, de mieux réfléchir sur le choix des interventions thérapeutiques appropriées.

---

**CHAPITRE 3****ARTICLE****Modulation of EMG and MMG characteristics during fatigue and a ramp contraction of knee extensors**

Flávia Farah Dell'Oso, A. Bertrand Arsenault, Luís Fernando Requião.....(sera soumis à la revue European Journal of Applied Physiology).

L'auteur principal tient à confirmer son apport au niveau de l'acquisition des données, au traitement, à l'analyse et à l'interprétation de ces données ainsi qu'à la rédaction du présent article. L'apport respectif des différents co- auteurs est brièvement décrit ci-après.

Dr. A. Bertrand Arsenault, directeur du projet de recherche, a encadré l'ensemble du travail présenté. Luís Fernando Requião, candidat au doctorat, a apporté une contribution majeure lors de la collecte de données des sujets.

---

**Modulation of EMG and MMG characteristics during fatigue and a  
ramp contraction of knee extensors**

Dell'Oso FD, Arsenault AB, Requião LF

Centre de recherche Interdisciplinaire en Réadaptation (CRIR) du  
Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal, 6300  
Darlington Ave, Montreal, (QC), Canada, H3S 2J4.

École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Case  
Postale, Centre- Ville, Montreal, (QC), Canada, H3C 3J7.

Universidade Tuiuti do Paraná (UTP). Marcelino Champagnat 505,  
Cutitiba, (PR), Brazil.

### 3.1 Introduction

Skeletal muscle activation is based on the number of motor units recruited and on their rate of discharge (De Luca, 1984 and De Luca, 1997;). Two non-invasive techniques are frequently used to study the factors that influence the level of force production and the level of fatigue: 1) the electromyographic signal (EMG), which records the electrical activity from muscle fibers (De Luca, 1984 and Bouisset, S., Maton, B., 1995), and 2) the mechanomyographic signal (MMG) which records the vibration of muscle fibers during their contraction (Orizio et al., 1989 and Cescon et al., 2002).

The signals recorded with these two techniques can be quantified in their temporal and spectral contents in order to evaluate and characterize the muscle activity. The median frequency ( $F_{md}$ ) of the EMG power spectrum is defined as the frequency that divides the power spectrum into two parts of equal power (Merletti et al., 1992). This parameter is correlated with the average conduction velocity of the motor units activated in the muscle (Arendt-Nielsen et Mills, 1985). The progressive recruitment of motor units with increasing contraction strength is based on the size principle with small fibers being recruited first (Masuda et al., 1999; Kupa, et al. 1995). The  $F_{md}$  is thus used to estimate, in a non-invasive manner, the size of muscle fibers recruited during a muscular contraction (Bilodeau et al., 1992; Pincivero et al., 2001). The EMG "root mean square" (RMS) is a temporal parameter used to quantify the surface EMG in amplitude (De Luca et al., 1986). The EMG-RMS represents both the spatial recruitment of motor units and their firing rate as these two mechanisms are occurring concomitantly (Moritani et Muro (1987); Bilodeau et al., 2003). When the EMG signal is solely considered, it is not possible to distinguish the relative contribution of spatial motor units recruitment and the firing rate recruitment in the generation of force. Nevertheless, this relative contribution could be determined by assessing

the characteristics of the MMG signal (Akataki and al., 2001, 2003; Cescon et al., 2002, Orizio et al., 1993). It has been suggested that the modulation of RMS according to force (RMS/Force relation in MMG) represents especially the motor unit recruitment (Akataki et al., 2001, 2003; Cescon et al., 2002), while the *Fmd/Force* of this signal represents the firing rate of the motor units involved (Akataki et al., 2001; Orizio et al., 1993).

The quadriceps, the muscle group responsible for knee extension, is composed of four distinct muscles: vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), vastus intermedius (VI) and rectus femoris (RF) (Hollinshead et al., 1985). Electromyographic studies have suggested that VL presents different behaviors than RF or VM during fatigue or ramp contractions (Bilodeau, et al. 2003; Pincivero et al. 2001; 2002; 2003). Biopsy studies have also shown differences between VM and VL (Edgerton et al., 1975) which indicate that these muscles are composed of different muscle fiber types. In addition, it appears that gender could be considered as a variable of importance since the composition of muscle by fiber type is possibly different between men and women (Miller et al., 1993).

The aim of this study was to investigate potential differences in the modulation of EMG and MMG characteristics between genders and between knee extensors (RF, VL and VM) during ramp contraction and muscular fatigue conditions. It has been proposed that the EMG and the MMG assessments could be used complementarily to: a) estimate the relative size of motor units progressively recruited by the mean of the EMG-*Fmd/Force* relationship, b) determine the relative contribution of the spatial and temporal recruitment of motor units mechanisms, assessed by the MMG-*Fmd/Force* and by the MMG-RMS/Force relationships (Akataki et al., 2001; Akataki et al., 2003; Cescon et al., 2002; Orizio et al., 1993).

## **3.2 Material and Methods**

### **3.2.1 Subjects**

The study was performed on 22 healthy volunteers, divided in 2 groups according to their gender: 10 women and 12 men, with ages ranging from 20 to 35 years. Subjects were included to the study according to the following criteria: they should not be physically active (less than 2 sessions of activity per week) within 2 months before the study and they should not had history of cardiovascular disease, high blood pressure or orthopaedic lesions. All the subjects provided written informed consent prior to testing. The study was approved by the Montreal Rehabilitation Institute Ethics Committee.

### **3.2.2 Measurement of isometric Moment**

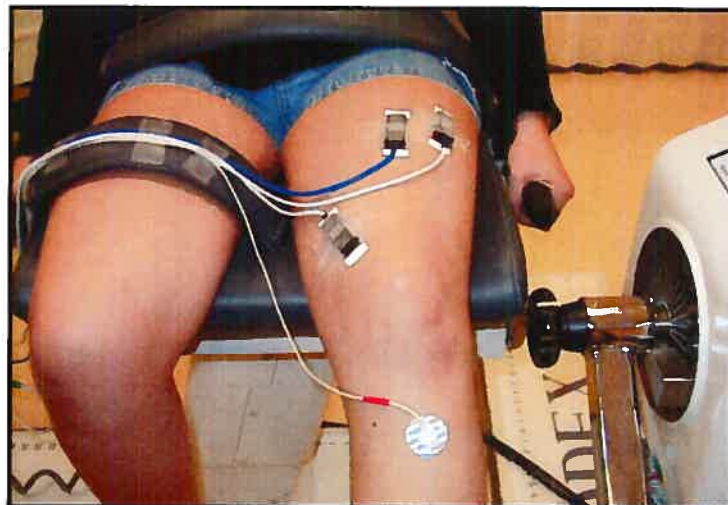
The maximal voluntary contraction (MVC) was measured with a Biodex System III Isokinetic Dynamometer. Each subject was seated comfortably, the knee flexed at 50° and with the seat angle fixed at 85°. The lower leg was secured to the dynamometer lever arm resistance pad by a velcro strap, in such a way that the pad was positioned just proximal to the malleoli. Chest and pelvis were also fixed with a velcro strap in order to minimize extraneous body movements. Gravity correction was obtained by measuring the moment exerted on the dynamometer resistance adapter with the knee, in a relaxed state, at full extension. Values of isometric moments generated were automatically corrected for gravity by the LabView advantage software program (National Inst. Model PC-M10- 16E10).

All evaluations were performed by the same evaluator. The subjects were instructed to hold the handgrip on the side of the chair while attempting to produce maximal voluntary moment in extension of the knee.

Verbal encouragement as well as visual feedback from the computer monitor was continuously provided during the experimental task. The MVC was measured by the mean of three maximal contractions of 5 s of duration, with at least three minutes of rest period between each contraction. The mean of the 3 MVC was retained as the 100% MVC.

Three isometric ramp contractions ranging from 0 to 100% MVC were then produced within a period of five seconds and a minimum of 3 minutes of rest period was allowed between contractions. A visual feedback that templates the ramp contraction to be produced was displayed on a computer screen. This was done to ensure that all subjects could reproduce the ramp contraction in a controlled manner.

After a rest period of at least 5 minutes, the subjects were then asked to perform the fatigue test in which they produced a voluntary moment in extension of the knee at 80% of their MVC for duration of 20s. Again, a visual feedback was provided to help the subjects maintain 80% of their MVC.



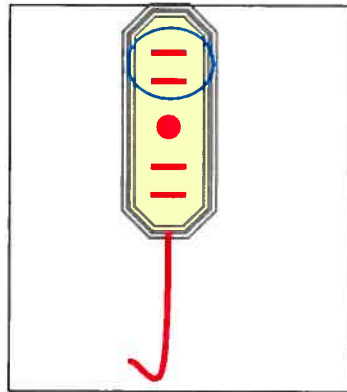
**Figure 3.1.** Electrodes position

### 3.2.3 EMG and MMG measurements

Two pairs of bipolar surface electrodes, composed of metal bars 1 mm wide, spaced by 10 mm and imbedded in a non-conductor material (Cescon et al., 2002), were placed along the longitudinal axis of each tested muscle (RF, VL, and VM) of the left leg. Before electrodes placement, the skin was shaved, cleaned with isopropyl alcohol, and abraded with coarse gauze to reduce skin impedance. A conductive gel was also used to minimise the impedance. In order to reach optimal positioning of the probes over the skin, adhesive collars and skin tape were used. The probes were fixed over the respective muscle belly of the VL and RF and placed 4-5 cm away from the border of the patella for the VM. The reference electrode was placed over the medial shaft of the tibia, 6-8 cm below the inferior border of the patella (figure 3.1). EMG activity was collected and transformed using the LabView software (National Inst. Model PC- M10- 16 E 10). The signal was bandpass filtered at 20-450 Hz, amplified at 1000x and digitized at a rate of 4,096 Hz. The data was stored on a hard disc for further analysis.

The MMG signal was collected using an accelerometer (ANALOG DEVICES Model ADXL 202JE) with the following characteristics: 1g of weight, 5 X 5 X 1.5 mm of size and a bandpass filter of 0-100Hz amplified at 20x. The MMG signal was digitized at a sampling rate of 4,096 Hz. This accelerometer with a sensibility of  $\pm 2g$ , was embedded in the same probe as for the EMG electrodes (figure 3.2). The recordings were done for the three superficial muscles of the quadriceps (excluding VI).





**Figure 3.2.** Electromyographic/ mecanomyographic (EMG/MMG) probe. For the present study only the data from the distal pair of EMG electrodes (indicated in the figure) were used.

### 3.2.4 Data Analysis

The moment of the force, EMG and MMG signals collected for the ramp contraction test were divided in 31 consecutive sets of 250 ms windows. The EMG and MMG signals, from each window, were quantified in terms of RMS and  $F_{md}$  using a fast Fourier algorithm transformation (with a Hanning windows processing). As the power spectrum obtained for a given level of force was calculated on a 250 ms window, at a sampling rate of 4,096Hz, each window included 1024 samples and the resolution of the spectra was 4 Hz.

During the fatigue test, RMS and  $F_{md}$  values were calculated within 30 consecutive windows of 250 ms from the 3.5 s to 18 s of the isometric contraction at 80% of the MVC, held for 20 seconds.

Both for the ramp and fatiguing (80% MVC) contractions simple linear regression analyses were done contrasting the RMS and  $F_{md}$  to

moment of force (ramp) and time (fatigue). This was done for both the EMG and MMG data.

### 3.2.5 Statistical analysis

In order to compare the two genders, a Student's t-test was performed on the following variables: age (yr), height (cm), mass (kg), and the thickness of adipose tissue over each muscle (mm). In addition a two-way analysis of variance (ANOVA) with one repeated measure was performed to compare between the genders and the muscles for each slope values of the following relationships: EMG-*Fmd*/Moment, EMG-RMS/Moment, MMG-*Fmd*/Moment, MMG-RMS/Moment for the ramp contraction. And the slope values of the EMG-*Fmd*/Time, EMG-RMS/Time, MMG-*Fmd*/Time and MMG-RMS/Time for the fatigue task. The y-intercept of the regression lines were also retained as a measure of amplitude of the EMG and MMG data.

## 3.3 Results

The characteristics of both groups are presented in table 3.1. No significant differences were found between the genders for age, height, MVC (Nm), % MVC/kg and adipose tissue for the three muscles evaluated. The only variable that was not significantly different between men and women was the age ( $p = 0.098$ ). Thus, the two samples of subjects were considered different.

**Table 3.1**

Descriptive data of the different anthropometric measures in women and men: mean standard deviation.

Variables	Women (n = 10)	Men (n = 12)	Difference between genders p-values
Age (yr)	26.4 (4.9)	29.8 (4.2)	0.098 ns
Mass (kg)	58.3 (5.1)	80.7 (12.6)	< 0.001 s
Height (cm)	1.64 (0.09)	1.75 (0.08)	0.007 s
Adipose tissue VL (mm)	28.92 (5.81)	13.38 (7.13)	< 0.001 s
Adipose tissue VM (mm)	23.22 (3.78)	11.49 (6.64)	< 0.001 s
Adipose tissue RF (mm)	28.81 (4.23)	14.23 (7.36)	< 0.001 s
% MVC (Nm)	153.2 (27.1)	257.3 (44.9)	< 0.001 s
% MVC/kg	2.63 (0.46)	3.20 (0.43)	0.008 s

Note : ns = not significant  
s = significant

### 3.3.1 Ramp contractions

The *Fmd* and RMS slope values for the EMG and MMG parameters across the ramp contraction are presented in the table 3.2.

**Table 3.2**

Descriptive data of the mean and standard deviation (SD) of the *Fmd* (Hz) slope values and RMS (mV) slope values obtained for the ramp contractions for each of the three muscles (RF, VL, VM) and for both men (n= 12) and women (n= 10).

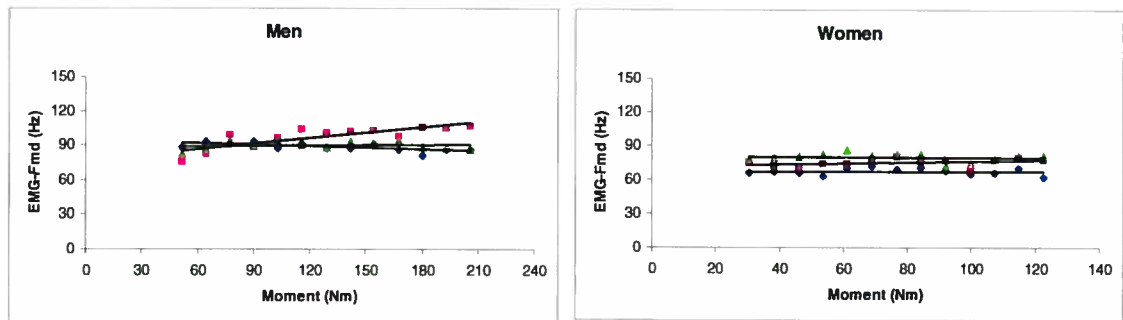
Ramp sex	EMG		MMG	
	<i>Fmd</i> mean (SD)	RMS mean (SD)	<i>Fmd</i> mean (SD)	RMS mean (SD)
RF- women	-0.016 (0.21)	2.503 (0.65)	0.015 (0.02)	0.010 (0.006)
men	0.006 (0.13)	2.702 (1.27)	-0.001 (0.03)	0.009 (0.005)
VL- women	-0.004 (0.21)	2.421 (1.19)	0.057 (0.04)	0.013 (0.011)
men	-0.042 (0.29)	3.258 (1.82)	0.021 (0.04)	0.014 (0.008)
VM- women	0.041 (0.22)	1.884 (0.71)	0.028 (0.04)	0.006 (0.008)
men	0.160 (0.16)	4.074 (2.60)	0.028 (0.03)	0.010 (0.003)

### 3.3.1.1 EMG assessment (*Fmd* and RMS)

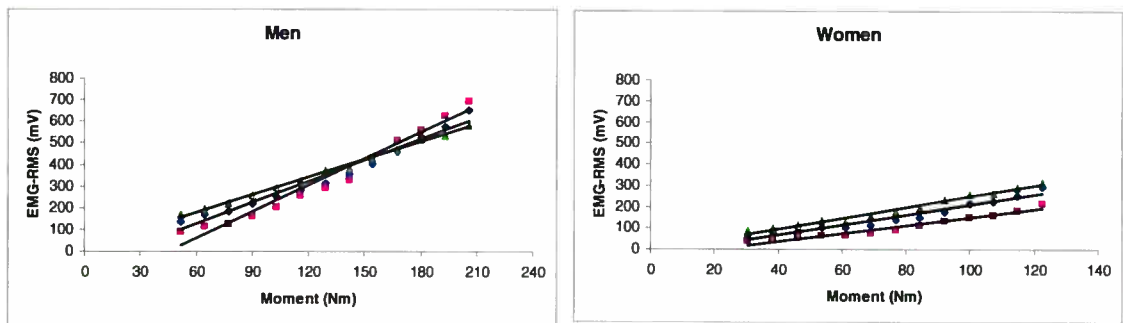
There was no significant difference between the slope of the three muscles (RF, VM and VL) and between genders in the modulation of the EMG-*Fmd* /Moment relationship. Only the VM muscle of men presented a tendency to have higher *Fmd*/Moment slope when compared to RF and VL (figure 3.3A). There were also no significant differences between muscles, gender and y-intercept (amplitude) for the EMG-*Fmd*/Moment relationship. There was also no Muscle x Gender interaction for this relationship. Consequently, the graphic EMG-*Fmd*/Moment suggests that the muscle fibers which are progressively recruited during the ramp contraction did not significantly differ in size with increasing force.

A similar pattern of increase was observed for the RMS parameter of the EMG between the three muscles tested and for both genders (figure 3.3B). In fact there were no significant differences between muscles and genders in the slopes of the EMG-RMS/Moment relationship. However, the increase of RMS according to the level of force was more pronounced in men when compared to women. Moreover, significant Muscle x Gender interaction ( $p = 0.004$ ) and y-intercept differences (amplitude) ( $p < 0.001$ ) were found for the RMS parameter. A post-hoc analysis indicates that the slopes were difference when comparing men with women (fig 3.3B). These slope values of the EMG-RMS/Moment relationship represent the concomitant increase of force produced by motor unit recruitment and the modulation of their firing rate.

A:



B:



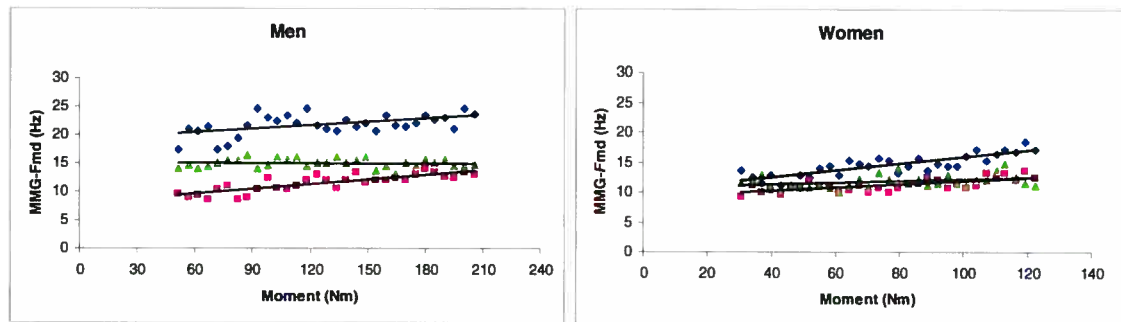
**Figure 3.3.** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the EMG-Fmd/Moment (A), EMG-RMS/Moment (B), during ramp contraction ranging from 0 to 100% of MVC for (◆) VL, (■) VM and (▲) RF muscles.

### 3.3.1.2 MMG assessment (Fmd and RMS)

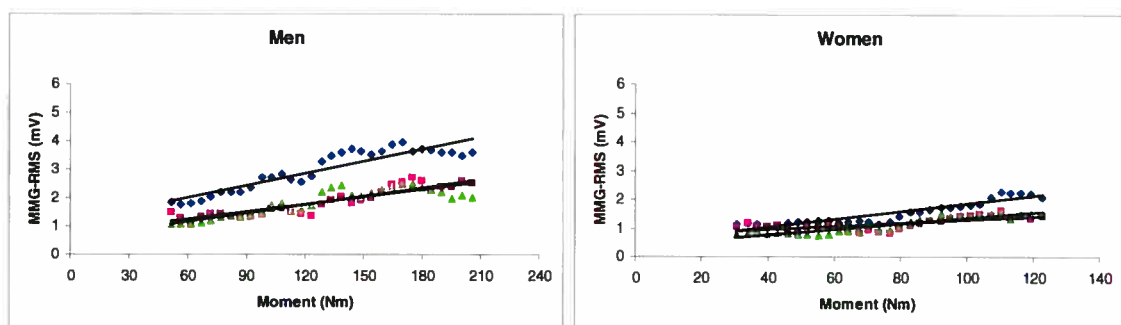
Significant differences between muscles ( $p = 0.014$ ) and y-intercept (amplitude) ( $p < 0.001$ ) were found in the MMG-Fmd/Moment relationship. However, there was no difference between genders and also no Muscle x Gender interaction of the MMG-Fmd/Moment slope. The slope of the MMG-Fmd/Moment relationship did not suggest a contribution of the firing rates of motor units above 70% MVC (figure. 3.4A) for both genders and any muscles investigated (VM, VL and RF).

Significant differences between muscles ( $p < 0.001$ ) were revealed for the MMG-RMS/Moment slopes. The post-hoc analysis following the ANOVA results revealed that the VL muscle had a higher RMS value compared to the RF ( $p = 0.020$ ) and VM ( $p = 0.005$ ) muscles. The increase of the RMS parameter of the MMG was more pronounced for men, but this increase failed to reach statistical significance. No significant Muscle x Gender interaction was observed for the MMG-RMS/Moment. However, a difference was found for the y-intercept (amplitude) ( $p < 0.001$ ). The slope of the MMG-RMS/Moment relationship results of the present study indicate a constant recruitment of new motor units for up to 70% of the MVC in both groups (figure 3.4B).

**A:**



**B:**



**Figure 3.4.** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the MMG-Fmd/Moment (A), MMG-RMS/Moment (B), during ramp contraction ranging from 0 to 100% of MVC for the (◆) VL, (■) VM and (▲) RF muscles.

### 3.3.2 Fatigue contraction task

The *Fmd* and RMS slope values for the EMG and MMG parameters across the fatigue task are presented in table 3.3.

**Table 3.3**

Descriptive data of the mean and standard deviation (SD) of the *Fmd* slope values (Hz) and RMS (mV) slope values obtained during the fatigue test for each the three muscles (RF, VL, VM) and for both men ( $n= 12$ ) and women ( $n= 10$ ).

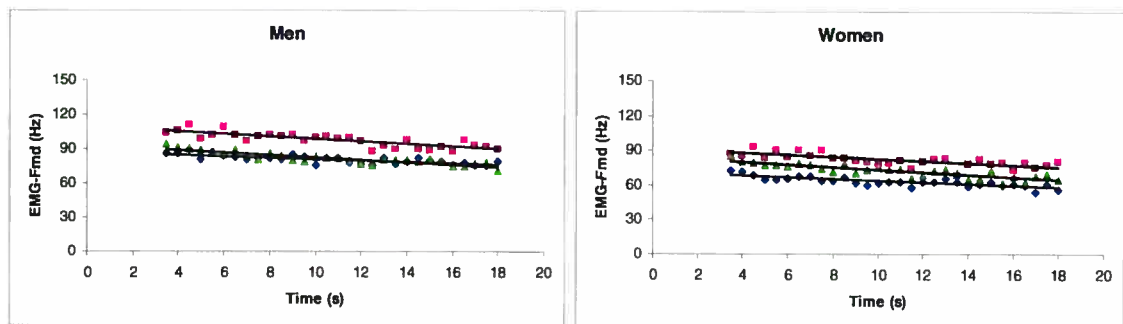
Fatigue	EMG		MMG		
	Sex	<i>Fmd</i> mean (SD)	RMS mean (SD)	<i>Fmd</i> mean (SD)	RMS mean (SD)
RF-	women	-1.105 (0.81)	6.187 (5.14)	0.058 (0.16)	0.026 (0.04)
	men	-1.048 (0.81)	3.264 (7.57)	-0.004 (0.20)	-0.011 (0.07)
VL-	women	-0.761 (0.55)	5.272 (7.23)	-0.011 (0.21)	0.011 (0.04)
	men	-0.615 (0.58)	5.009 (8.76)	-0.291 (0.38)	0.006 (0.06)
VM-	women	-0.850 (1.21)	2.765 (2.33)	0.110 (0.13)	0.026 (0.04)
	men	-1.137 (0.95)	0.445 (12.86)	-0.001 (0.09)	0.003 (0.07)

#### 3.3.2.1 EMG assessment of muscle fatigue

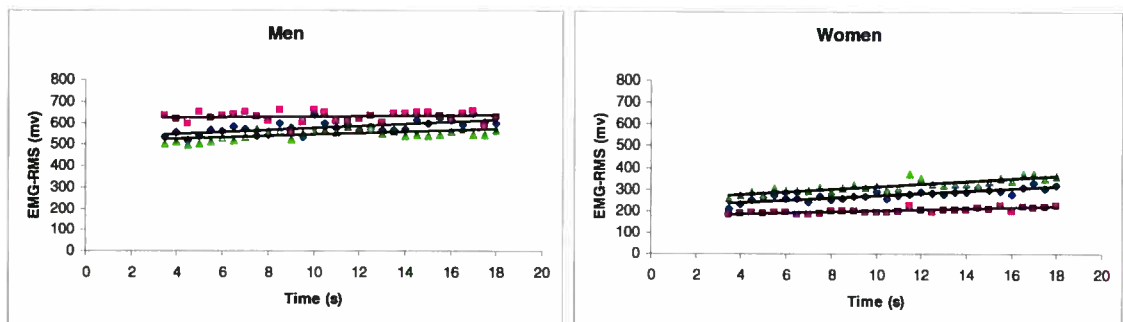
The slopes of the EMG-*Fmd*/Time relationship demonstrated a similar behaviour for the three muscles and in both groups. No significant differences were observed between groups or Muscle x Gender interaction for the slope of the EMG-*Fmd*/Time relationship. However, significant differences ( $p < 0.001$ ) were found for the y-intercept (amplitude). Overall, the slope of the EMG-*Fmd*/Time relationship was negative, demonstrating a shift toward lower frequencies of the power spectrum (figure 3.5A). The decrease in *Fmd* with fatigue may represent a derecruitment of fatigable motor units and also a decrease in conduction velocity of the active motor units.

No statistical differences were observed between muscles or genders for the slopes of the EMG-RMS/Time relationship. There was also no Muscle x Gender interaction for this relationship. However, significant difference ( $p = 0.011$ ) was found for the y-intercept (amplitude). The slope of the EMG-RMS/Time relationship is generally positive with a low increase of amplitude during time. This increase, which is mainly observed in men, is caused by the spatial recruitment of motor units and the increase of the firing rate for both groups and muscles (figure 3.5B).

**A:**



**B:**



**Figure 3.5.** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the EMG-Fmd/Time (A), EMG-RMS/Time (B), during fatigue task at 80% of MVC for the (◆) VL, (■) VM and (▲) RF muscles.

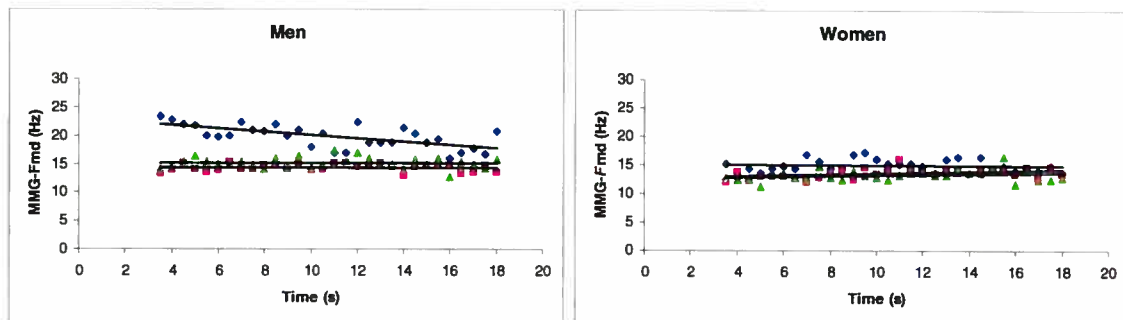


### 3.3.2.2 MMG assessment of muscle fatigue

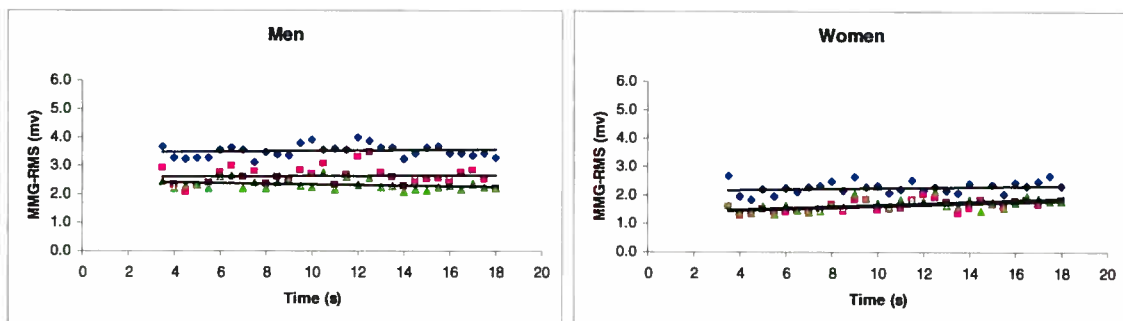
Contrary to EMG results, significant differences ( $p = 0.008$ ) were found between muscles for the MMG-*Fmd*/Time. Post-hoc analysis following the ANOVA revealed significant differences between VL and VM muscles ( $p = 0.025$ ). Significant differences were also found between genders for this relationship ( $p = 0.011$ ). There was no significant difference for the y-intercept (amplitude) and no Muscle x Gender interaction. The decrease of the MMG-*Fmd*/Time slope (figure 3.6A) should be related to the decrease in the motor units firing rates and this phenomenon was more obvious for the VL muscle.

As for EMG results, the MMG-RMS/Time relationship results showed no significant differences between muscles and genders. There was also no significant Muscle x Gender interaction. However, the MMG-RMS values in terms of signal amplitude (mV) were higher in men for all muscles tested. Moreover, no significant difference was found for the y-intercept (amplitude) and the examination of the MMG-RMS/Time slopes plots suggests that there was an only small change in the motor units recruitment (figure 3.6B).

A:



B:



**Figure 3.6.** Slope (linear regression) for men (left) and women (right) of the MMG-Fmd/Time (A), MMG-RMS/Time (B), during fatigue task at 80% of MVC for the (◆) VL, (■) VM and (▲) RF muscles.

### 3.4 Discussion

This study investigated the potential complementarity of EMG and MMG signal measures in the assessment of the relative contribution of spatial and temporal motor units recruitment during a fatigue task and a ramp contraction test. This was done for different extensors of the knee (RF, VL and VM) and potential gender effects were assessed. Generally, no significant differences between muscles and between genders with regards to the EMG variables studied were found. However, significant differences between muscles and between genders slopes were observed during the ramp contraction on the MMG-FMd and MMG-RMS during the

increase in force. Also, significant differences were found on the MMG-*Fmd* slopes during the fatigue task. Moreover, the MMG slopes of *Fmd* and RMS during fatigue task were higher in men for all muscles.

### 3.4.1 Ramp contractions

#### 3.4.1.1 EMG-*Fmd*/Moment relationship

Interestingly, no significant differences were found between muscles in the EMG-*Fmd*/Moment relationship. Furthermore, there was only a slight increment slope of the EMG-*Fmd*/Moment relationship. This strongly suggests that there was little or no variation in EMG power spectrum in these muscles with the increase of force. Previous studies have suggested that the EMG-*Fmd* should increase according to the level of force generated by the muscle contraction (Masuda et al., 1999 and Kupa et al., 1995). According to the size principle (Milner-Brown et al., 1986), small muscle fibers are recruited before larger muscle fibers that are associated with high conduction velocity when the muscular force generated is progressively increased. Therefore, as the *Fmd* is associated with the conduction velocity of the fibers, this value should increase with the level of force generated and the progressive recruitment of larger motor units. This suggests that the muscles evaluated in this study did not recruit larger motor units at higher levels of force.

In contrast to our results, Bilodeau et al., (2003), using the ramp contraction to evaluate the quadriceps muscle group, have observed an increase in the mean power frequency (MPF) of the EMG signal that was mainly attributed to the VL muscle. Similarly, Pincivero et al. (2001, 2002), using steady or step contractions, have also observed a highly significant increase of *Fmd* for the VL. Furthermore, the increase of *Fmd* of RF was higher to that of VM (Pincivero et al., 2002). According to Edgerton et al. (1975), the VL composition presents a proportion of approximately 70% of

fast and 30% of slow muscle fibers. Moreover, the results of Pincivero et al. (2002) suggest that the increase in the  $F_{md}$  of VL could be attributed to the recruitment of larger motor units. However, the results from Gerdle et al. (1991), evaluating the morphology and the composition of the VL muscle has found no difference in the proportion of fast versus slow fibers in women.

The results of this study have also demonstrated that there was no difference between genders for the  $F_{md}$  of all muscles evaluated. Contrary to our results, Pincivero et al., (2002) have observed that men presented significantly higher slope values of  $F_{md}$  for the VM muscle when compared to women. This explained, by the fact that women's VM muscle did not recruit larger muscles fibers when the force level was increased. Moreover, the VM slope values of EMG- $F_{md}$ /Moment relationship observed in this study were also lower in women compared to the men (table 3.2). The possible differences between genders could be explained, at least partly, by the low-pass filtering effect of the subcutaneous tissue (Bilodeau et al., 1995). Our study confirmed that differences between groups were observed for anthropometric data from the cutaneous tissue (i. e., skin fold thickness), women presented more subcutaneous tissue than men.

#### 3.4.1.2 EMG-RMS/Moment relationship

The slopes of the EMG-RMS increased for all muscles tested according to the level of force generated and no difference was found between muscles in this behavior. This was also observed in previous studies that used ramp contractions (Bilodeau et al., 2003). However, Pincivero et al. (2001), found a higher increase of RMS values for the VM muscle compared to RF and VL at higher levels of force using step contractions.

The results of this study revealed that the EMG-RMS slope was higher in men (figure 3.3B). However, these results did not show significant difference between genders. The difference of the EMG-RMS/Moment slope between genders suggests that men present different patterns of muscular activation. In fact, men could present larger type II muscle fibers (Henriksson-Larsen, 1985; Simoneau and Bouchard, 1989; Millers et al., 1993) and thus, it is possible that the muscle fibers composition (the proportion of each fiber type) could contribute to the differences between the two genders. This is in agreement with the study of Bilodeau et al. (2003), which in spite of the absence of a significant difference between genders, have also observed a greater increase in the values of the RMS for men.

#### 3.4.1.3 MMG-*Fmd*/Moment relationship

Significant differences were found between muscles in the MMG-*Fmd*/Moment relationship. The RF muscle does not present any increase of *Fmd* for higher level of force generated, contrary to VL. Some studies have suggested that changes in the MMG-*Fmd*/Moment relationship are intimately related to the mean firing rate of motor units (Orizio et al., 1989 and 1996; Akataki et al., 2001). The results from Shinohara et al. (1998) suggest that above 60% of MVC, the increase of force in the quadriceps muscles is related to the modulation of the firing rate of motor units. As previously mentioned, it is unclear from the results of this study for the MMG-*Fmd*/Moment relationship whether or not the firing rate of motor units contributed to the increase of force when the spatial recruitment was over or decreased. Thus, the results of this study suggest that the increase of force produced by the RF may not be influenced solely by the fire rate of motor units at high forces.

#### 3.4.1.4 MMG-RMS/Moment relationship

The three muscles presented an increase of the slopes in the MMG-RMS/Moment relationship (figure 3.4A). These results are in agreement with the study of Shinohara et al. (1998), who found, for the quadriceps muscles during step contractions, positive slope of the MMG-RMS/Moment relationship. The increase in the MMG-RMS/Moment relationship could be attributed to spatial recruitment of new motor units and by their synchronization. Our results suggest that this relation (MMG-RMS/Moment) is sensitive to the recruitment of the motor units during the increase of force. Moreover, the fact that the MMG-RMS/Moment stops increasing at 70% MVC, indicate that the recruitment of news motor units was obtained at this level of MVC, as observed for both genders. Akataki et al., (2003) have observed that the biceps-brachii recruits news motor units at up to 40% of the MVC, but this spatial recruitment could still be effective at up to 60% of the MVC. After these levels of force values, the increase of force could be explained by the frequency modulation of discharge (observed by the MMG-Fmd/Moment relationship).

The VL muscle presented higher slope of the MMG-Fmd/Moment than VM and RF. The fiber composition of this muscle could explain this result. However, positive slope of the MMG-Fmd for the three muscles tested were founded. This must result from the recruitment of new motor units (Itoh et al., 2004). Shinohara et al., (1998), using step contraction showed a positive slope of MMG-RMS/Moment for all muscles, indicating that all muscles of quadriceps increase the spatial recruitment of motor units to produce higher level of force. However, a Muscle x Gender interaction probably reflects the different behavior of the VL between genders.

This study also demonstrated that there was no difference between genders for the MMG-Fmd/Moment relationship for all muscles evaluated.

On the other hand, the descriptive data presented in table 3.2 show a great difference in the adipose tissue above RF and VL. The clinical testing to measure the adipose tissue thickness over muscles demonstrated a significant difference between men and women. These differences may perhaps be caused by the variation in the tissue layer between the muscle and the accelerometer. Moreover, to our knowledge, no studies of MMG had ever compared the variation of MMG parameters (RMS and *FMD*) with the increase of moment between genders.

The MMG-RMS mostly represents the motor unit recruitment during the muscle contraction (Itoh et al., 2004). An increase in the values of the RMS could also be related to the synchronization of motor units (Orizio et al., 1989). A reduction of the MMG-RMS values during high levels of isometric force can be attributed to the mechanical fusion of motor units which limits the dimensional changes of muscle fiber, decreasing the oscillations of active motor units, and thus decreasing the RMS of MMG (Orizio et al., 1989, 1993 and 1996).

In both genders, the variation of the value MMG-RMS/Moment relationship suggests that the spatial recruitment of new motor units is over until the muscle reaches approximately 70% of its MVC. In the biceps brachii muscle the recruitment of new motor units was only effective until 60% of MVC (Akataki et al., 2001) and for the FDI muscle; this spatial recruitment was effective until 40% of MVC.

### 3.4.2 Fatigue task

#### 3.4.2 1 EMG assessment of muscle fatigue

It is reported that muscular fatigue is associated with negative slope of the *EMG-Fmd/Time* (Moritani et al., 1998), which suggests a derecruitment of motor units and/or a decrease in the conduction velocity

among the muscle fibers (De Luca, 1984). Some studies have confirmed that the modulation in the EMG-*Fmd*/Time relationship is a practical tool to assess the composition, in terms of fiber size, of any given muscle (Gerdle et al., 1991; Wretling et al., 1987). For this study, the values of the EMG-*Fmd*/Time is overall negative with no significant difference demonstrated between muscles, however, the VM presented higher EMG-*Fmd* slope than VL and RF in men (figure 3.5A), which may suggest that the VM is the most fatigable muscle in men. However, Bilodeau et al., (2003) had found a greater sensibility to fatigue in VL. In our study, women showed a greater reduction of the EMG-*Fmd*/Time for the RF and VL compared to men (figure 3.5A). Furthermore, no significant difference was found between the genders. Overall, the mean of the total decrease in EMG-*Fmd* (~18 Hz) for women showed a more pronounced decrease when compared to that of men (~14 Hz). These results were similar to those obtained by Bilodeau et al., (2003) who found a tendency although not a significant difference between genders.

As shown in the literature, when a muscle is fatiguing, the slopes of the EMG-RMS/Time should increase (Arendt-Nielsen and Mills, 1988; Moritani et al., 1986; 1982). This increase was demonstrated (figure 3.5B) in all muscles tested but no significant difference were observed between them.

Our results demonstrated a non significant increase in the EMG-RMS/Time for both genders. This increase may be caused by two factors: 1) the recruitment of new motor units or 2) the increased firing rate of the motor units (figure 3.5B). In fact, the EMG-RMS amplitude (mV) was always higher in men. Bilodeau et al., (2003) observed a greater decreased of the RMS amplitude (mV) for the EMG signal in men for the VL muscle. However, the results reported by these authors are quite different from ours since they did not found any difference in the RMS amplitude (mV) between the VM and RF muscle and no significant



difference between genders. Our results could be, at least partly, explained by the difference between genders in muscles fiber composition (i.e. Ila type fiber) since there is a positive correlation between Ila type fiber and the EMG-RMS/Time relationship (Gerdle et al., 2000).

#### 3.4.2 2 MMG assessment of muscle fatigue

As proposed in the literature, the modulation of the MMG could be representative of motor unit recruitment strategy during fatigue (Itoh et al., 2004; Esposito et al., 1998). At high levels of force when all motor units are recruited, the further increase of force could be attributed to the firing rate (Itoh et al., 2004). The MMG parameters are thought to be modulated according to the strategy of recruitment involved during fatigue. In this study, we observed significant differences in the slope of the MMG-*Fmd*/Time relationship between the VL and VM muscles and also between genders. The small decrease in the slope of the MMG-*Fmd*/Time relationship (figure 3.6A) could be related to a decrease in the firing rate of motor units. Our results showed a greater reduction in the slope of the MMG-*Fmd*/Time relationship in the VL of men compared to women (figure 3.6A) which suggests a greater reduction in the motor units firing rate for this muscle. Moreover, the other two muscles tested did not present any major reduction in the slope of the MMG-*Fmd*/Time relationship. These later results indicate that there was no decline in the frequency of discharge of the motor units of VM and RF during fatigue. However, these results contrast those of Kouzaki et al., (1999) that showed a significant reduction in the MMG-*Fmd* of RF compared to VM and VL. Moreover, the slope of the MMG-*Fmd*/Time relationship were even increased for the RF muscle compared to other muscles, indicating that this muscle may use different patterns of motor units activation during fatigue. In fact, Shinohara et al., (1998) have also defined the RF as being the most fatigable muscle of the quadriceps. However, it is important to notice that

the level of MVC reported in these studies was lower than that observed in our study.

The significant differences between genders (MMG-*Fmd*/Time) suggest that they have different strategies of motor units recruitment during the fatigue task. No study, to our knowledge, had evaluated the gender effect in the parameters of the MMG during a fatigue task of the quadriceps before. However, Tarata et al., (2003) who have studied the effect of fatigue on the biceps brachii and brachioradialis, have showed that the slopes of MMG-*Fmd*/Time relationship were negative in both groups.

Slopes of MMG-RMS/Time relationship for the three muscles were higher for men, but this did not reach statistical significance between genders (figure 3.6B). As discussed for the EMG signal parameters, those differences could result from the differential effects of cutaneous tissue and muscle composition between genders. In summary, MMG is not sensible to the modulation of motor unit recruitment in the quadriceps during fatigue task. Sogaard et al., (2003) have observed a strategy of motor unit spatial derecruitment using the MMG-MPF (mean power frequency)/Time relationship and strategy of firing rate recruitment according to the MMG-RMS/Time. However, these authors have evaluated the biceps brachii muscle and they have used a different fatigue task compared to that used in the present study. Thus, their results are hardly comparable to ours.

### 3.4.3 Complementarity of the EMG and MMG signals

The EMG-*Fmd*/Moment relationship suggests that a positive VM slope, correlated with the conduction velocity, is related to the recruitment of larger motor units. During the ramp contraction (increase in EMG-

RMS/Moment), it is possible to observed that the recruitment of motor units and the increase in their firing rate are responsible for the production of force.

When the MMG and the EMG are associated, we found that the MMG reflects the motor unit activation strategy involving both spatial recruitment and firing rate. If the recruitment of motor units (MMG-RMS/Moment) were separated from the firing rate (MMG-Fmd/Moment), using the MMG data, the level of voluntary contraction where the full recruitment of the motor units occurs, is around 70% MVC. The further increase of force is more likely to be caused by apparent increase in the firing rate, especially for the VL muscle. These results provide important evidence that the MMG is influenced by both the spatial recruitment of the motor units and their firing rate. Therefore, the simultaneous recording of MMG and EMG may be used to obtain more complete information on the mechanisms involved in the increasing muscle force during ramp contraction.

The results for the MMG parameters during the fatigue task were not as clear as those presented in the literature (Søgaard et al., 2003; Shinohara et al., 1998). Previous studies have reported some conclusive results for different muscles and for different fatigue task. The MMG data obtained from quadriceps during ramp and fatigue contraction are not complementary to the EMG data. Possibly that the use of a more efficient fatigue task would have been necessary to allow a better interpretation of the results.

### **3.5 Conclusion**

With regards to the clinical potential of this study, we believe that it is important to discriminate the mechanisms of motor units recruitment in

normal and pathological state. Furthermore, it is important to appreciate the role of each one and how these mechanisms change according to the time since the injury (follow-up). This is important so that better decisions can be made on the choice of our therapeutic interventions. These non-invasive measurements would give us the opportunity to make clinical follow-ups and thus evaluate the process of rehabilitation.

### 3.6 References

Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M., Itoh, Y., (2001). Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle: *Eur J Appl Physiol* 84: 19-25.

Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M., Itoh, Y., (2002). Mechanomyographic responses during voluntary ramp contractions of the human first dorsal interosseous muscle: *Eur J Appl Physiol* 89: 520-525.

Arendt- Nielsen, L., Mills, K. R., (1985). The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber conduction velocity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 60: 130-134.

Arendt- Nielsen, L. et Mills, K. R., (1988) Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contraction of human quadriceps. *Eur J Appl Physiol* 58 (1-2): 20-25.

Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D. and Bourbonnais, D. (1992). The influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electromy Kinesiol* 2 (3): 121-129.

Bilodeau, M., Cincerea, C., Gervais, S., Arsenault, A.B., Gravel, D., Lepage, Y., (1995). Changes in the EMG spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. *Eur J Appl Physiol* 71: 113-123.

Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S. Willians, D.M., Chandran, R., Sharma, S.S., (2003). EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women: J Electromyogr Kinesiol 13: 83-92.

Bouisset, S., Maton, B., (1995). Muscle, posture et mouvement. Bases et application de la méthode électromyographique (Hermann Éditeurs de Sciences et Arts) Paris. Section 1 (1- 17), 3.3 (140- 145).

Cescon, C., Nannucci, L., et al. (2002). "Single motor unit mechanomyogram: non-invasive spike triggered averaging approach". XIV ISEK Congress, Vienna, Austria.

De Luca, C.J , (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. Crit Rev. Biomed Eng 11 (4): 251-279.

De Luca, C.J., Sabbahi, M.A., and Roy, S.H., (1996). Median frequency of the myoelectric signal. Eur J Appl Physiol 55: 457- 464.

De Luca, C.J., (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech 13: 135-163.

Edgerton, V. R., Smith, J. L. and Simpson, D. R. (1975). Muscle fibre type populations of human leg muscles. Histochemical journal 7: 259-266.

Kupa, E. J., Roy, S.H., Kandarian, S.C., De Luca, C.J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. J Appl Physiol 79 (1): 23-32.

Kouzaki, M., Shinohara, M., Fukunaga, T., (1999). Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur J Appl Occup Physiol* 80 : (1) : 9-15.

Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 39-46.

Merletti, R., Lo Conte, L.R., Cisari, C., Actis, M.V. (1992). Age related changes in surface myoelectric signal. *Scand J Rehabil Med* 24: 25-36.

Miller, A.E.J., McDougall, J.D., Tarnopolsky, M.A., Sale, D.G., (1993). Gender differences in strength and fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol* 66: 254-262.

Moritani, T., Nagata, A., Muro, M., (1982). Electromyographic manifestation of muscle fatigue. *Med Sci Sports Exerc* 14 (3): 198-202.

Moritani, T., Muro, M., Nagata, A., (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 60 (4): 1179-1185.

Moritani, T., Yoshitakey, Y., (1998). The use of electromyography in applied physiology. *J Electromyogr Kinesiol* 8: 363-381.

Orizio, C., Perini, R., Veicsteinas, A., (1989). Muscle sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur J Appl Physiol* 58: 528-533.

Orizio, C., Solomonow, M., Baratta, R., Veicsteinas, A. (1993). Influence of Motor Units Recruitment and Firing Rate on the Soundmyogram and EMG Characteristics in Cat Gastrocnemius. *J Electromyogr Kinesiol* 2: 232-241.

Orizio, C., Liberati, D., Locatelli, C., De Grandis, D., Veicsteinas, A., (1996). Surface electromyogram reflects muscle fibers twitches summation. *J Biomech* 29: 475-481.

Pincivero, D.M., Campy, R.M., Salfetnikov, Y., Bright, A., Coelho, A.J. (2001). Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol* 90: 804-810.

Pincivero D. M., Coelho, A. J., Campy R.M., Salfetnikov, Y., Bright, A., (2002). The effect of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in human: a muscle and sex comparison. *Eur J Appl Physiol* 87: 448-455.

Pincivero, D.M., Coelho, A.J., Campy, R.M., Salfetnikov, Y., Suter, E., (2003). Knee extensor Moment and quadriceps femoris EMG during perceptually- guided isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 159-167.

Henriksson- Larsen K., (1985). Distribution of the fibre sizes of different type of fibres in whole cross-sections of female m tibiales anterior. An enzyme histochemical study. *Acta Physiol Scand* 123 (2):171-7.

Hicks A.L., Kent- Braun J., Ditor, D.S., (2001). Sex difference in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and Sports Sciences Reviews* 29: 109-112.

Itoh, Y., Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M., Itoh, K., (2004). Time-Frequency Analysis of Mechanomyogram during Sustained Contraction with Muscle Fatigue. *Syst Comp Jpn* 35 (1): 26-36.



Simoneau, J.A., Bouchard, C., (1989). Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *Am J Physiol*, 256: E567-E-572.

Shinohara, M., Kouzaki, M., Yoshihisa, T., Fukunaga, T. (1998). Mechanomyogram from the different heads of the quadriceps muscle during incremental knee extension. *Eur J Appl Physiol*, 78: 289-295.

---

## CHAPITRE 4 :

### DISCUSSION ET CONCLUSION GÉNÉRALES

Cette étude avait pour but d'étudier la complémentarité possible des mesures EMG et MMG dans l'analyse des mécanismes de recrutement des UM lors de contractions en rampe et dans des conditions de fatigue musculaire. Les variations des paramètres de *FMd* et du RMS des signaux MMG et EMG ont été comparées entre les différents muscles (RF, VL et VM) extenseurs du genou et entre les hommes et les femmes. L'interprétation et la discussion portant sur les résultats de cette étude ont été abordées au chapitre 3 du présent manuscrit.

#### 4.1 La contraction en rampe

Au cours de l'analyse, les forces ont été mesurées entre 20% et 80% de la FMV. La FMV s'est avérée différente entre chaque sujet à chaque niveau de contraction. Ainsi, les valeurs moyennes de *FMd* et RMS pour tous les niveaux de contraction étaient différentes entre les deux groupes de sujets. De plus, les valeurs moyennes de *FMd* et de RMS étaient différentes entre les divers niveaux de force évalués (voir exemple dans l'annexe E.1).

#### La relation EMG-*FMd*/Moment

Les résultats de cette étude ne démontrent aucune différence significative entre les muscles (RF, VM et VL) pour la relation EMG-*FMd*/Moment. La pente de la relation EMG-*FMd*/Moment devrait être positive en raison du recrutement de nouvelles UM et ce à la condition que les fibres de type II aient un plus grand calibre que les fibres de type I. Cette augmentation des valeurs de la relation EMG-*FMd* serait en lien avec la VC des fibres musculaires (Bilodeau et coll., 1992; Solomonow et

coll., 1990) qui elle-même serait corrélée avec le calibre des fibres musculaires recrutées (Masuda et coll., 1999; Kupa et coll., 1995). Bien qu'aucune différence significative n'ait été trouvée entre les muscles RF, VM et VL pour la relation EMG-FMd/Moment, la FMd (Hz) du muscle VM, chez les hommes, a cependant variée de 75 Hz à 107Hz en moyenne (tableau C.1–annexe C). Cette variation de la FMd suggère un changement de calibre des fibres musculaire nouvellement recrutées. Cependant, les pentes de la relation EMG-FMd/Moment n'étaient pas assez positives (les valeurs des pentes était près de 0) et ce, pour les trois muscles investigués (tableau 3.2- chapitre 3). Ces résultats sont particulièrement intéressants puisqu'ils suggèrent que pour les muscles RF, VM et VL, il n'y a pas eu de recrutement de fibres musculaires de plus grand calibre avec l'augmentation de la force. Il est possible toutefois, que le volume musculaire trop important n'ait pas permis de mettre en évidence certains phénomènes de recrutement au moyen des électrodes utilisées.

Contrairement à nos résultats, les données de Bilodeau et coll., (2003) montrent une augmentation de la fréquence moyenne (MPF) du spectre de puissance du signal EMG pour le muscle quadriceps lors d'une contraction en rampe. Pincivero et coll., (2001 et 2002) ont également observé une augmentation plus importante de la FMd du muscle VL par rapport aux muscles VM et RF lors d'une contraction en palier. Ces études démontrent que les différents muscles du quadriceps pourraient utiliser différentes stratégies de recrutement musculaire lors d'une augmentation du niveau de force produit. Ceci s'expliquerait par les différentes compositions de fibres musculaires entre les différentes parties du quadriceps. Il est possible que les muscles RF et VM puissent présenter une plus grande homogénéité dans la composition en fibres musculaires (Pincivero et coll., 2001; Edgerton et coll., 1975). Cependant, le muscle VL semble différent à ce niveau. Ainsi, l'autopsie du muscle VL montre que ce muscle présente environ 68% de fibres rapides (fibres du type II) contre

32% de fibres lentes (fibres du type I) (Edgerton et coll., 1975). Un autre facteur qui pourrait influencer les données de l'EMG et qui est observé par Lexell et coll, (1983), est que généralement les fibres musculaires du type II sont couramment prédominantes dans les régions superficielles tandis que les fibres de type I sont dans les régions plus profondes du muscle.

Les résultats de cette étude ont également démontré qu'il n'y avait pas de différence significative entre les genres pour la relation EMG-FMd/Moment et ce, pour les trois muscles évalués (RF, VM et VL). Ces résultats sont en contradiction avec l'étude de Pincivero et coll., (2002), qui ont démontré une différence entre les genres pour la relation EMG-FMd/Moment. Bilodeau et coll. (2003) ont également trouvé une différence de cette relation entre les genres aussi pour le muscle VL. Nos résultats suggèrent que chez les femmes, le muscle VM, ne recrute pas de fibres musculaires de gros calibre avec l'augmentation de l'effort. De plus, les valeurs de l'EMG-FMd des trois muscles étaient plus basses pour les femmes comparées aux hommes (tableau 3.2- chapitre 3). Cette différence entre les genres résulterait de l'effet de filtre passe-bas du tissu sous-cutané (Bilodeau et coll., 1995; Esposito et coll., 1996). Nos résultats d'analyse sur les mesures anthropométriques ont confirmé une différence statistiquement significative entre les genres quant à l'épaisseur du tissu cutané.

#### La relation EMG-RMS/Moment

La littérature suggère que l'amplitude du signal exprimée en RMS représente le recrutement de nouvelles UM ainsi que la modulation de leur fréquence de décharge (Moritani et Moro, 1987) lors d'une contraction progressive. Les résultats montrent une augmentation de la valeur EMG-RMS en fonction du niveau de force pour tous les muscles testés mais sans aucune différence significative entre eux. Malgré une différence

possible dans leur composition ces trois muscles présentent le même comportement lors de l'accroissement du niveau de force. En fait, ceci corrobore l'étude de Bilodeau et coll., (2003) qui ont trouvé les mêmes résultats. Toutefois, Pincivero et coll., (2001) en employant des contractions en paliers, ont observé une augmentation plus importante des valeurs du RMS à plusieurs niveaux de force différents, pour le muscle VL comparativement aux muscles RF et VM. Par ailleurs, ces différences étaient encore plus marquées à des niveaux de force plus élevés. Tel que discuté par Bilodeau et coll., (2003), la différence entre ces deux études peut être expliquée par le type de contraction utilisé dans chaque étude.

Les résultats de la présente étude ont révélé que la pente de la relation EMG-RMS/Moment était plus prononcée chez les hommes comparés aux femmes (figure 3.3B- chapitre 3). Ainsi comme nous, l'étude de Bilodeau et coll., (2003), ont également observé une augmentation plus importante des pentes de la relation EMG-RMS avec l'augmentation du moment de force chez les hommes sans présenter une différence significative. Il est possible que les hommes présentent plus de fibres musculaires de type II (Henriksson-Larsen, 1985; Simoneau et Bouchard, 1989; Millers et coll., 1993). Il semble donc évident que le facteur composition en fibres musculaires (au niveau de la proportion) contribuerait aux différences entre les genres.

#### La relation MMG-FMd/Moment

La littérature suggère que les changements de valeur de la MMG-FMd (ou MMG-MPF) avec une augmentation de la force sont associés à la fréquence de décharge des UM (Orizio et coll., 1989 et 1996; Akataki et coll., 2001). Tel que suggéré par les travaux de Akataki et coll. (2001 et 2003), il y a un point observable par la relation MMG-RMS/Moment où toutes les UM sont recrutées. Toute augmentation successive de la force

musculaire serait causée par l'accroissement de la fréquence de décharge des UM mise en évidence par la relation MMG-FMd/Moment. Cependant, nos résultats (figure 3.4A- chapitre 3) ne sont pas aussi clairs que ceux obtenus par Akataki et coll., (2001 ; 2003). Ces auteurs ont démontrés que, pour les muscles biceps brachii et les interosseux dorsal, la fréquence de décharge des UM contribue à l'augmentation de la force lors d'une contraction isométrique en rampe, même lorsqu'il y a une diminution du recrutement des UM. Ces muscles ont, cependant, des compositions et des distributions de fibres musculaires différentes en comparaison des muscles du genou (RF, VL et VM), ceci pourrait potentiellement expliquer la différence avec nos résultats.

Cette étude met en évidence des différences significatives entre les muscles RF et VL pour ce qui est de la pente de la relation MMG-FMd/Moment. Le muscle RF ne présente aucune augmentation de la pente de la relation MMG-FMd/Moment avec l'accroissement du niveau de force. Tel qu'expliqué au paragraphe précédent, la relation MMG-FMd/Moment représente la modulation de la fréquence de décharge des UM. Puisque la pente du RF n'a pas augmentée lors de la contraction en rampe, il est possible que l'accroissement de la force ne résulte pas de l'augmentation de la fréquence de décharge des UM mais, uniquement de leur recrutement.

Les résultats de cette étude n'ont révélé aucune différence entre les genres pour ce qui est de la pente de la relation MMG-FMd/Moment et ce, pour les trois muscles évalués. Ces résultats sont particulièrement intéressants puisqu'ils indiquent que la stratégie de l'activation des UM (modulations de la fréquence de décharge) est probablement similaire entre les deux genres. À notre connaissance, aucune étude n'avait auparavant comparé les différentes variables de la MMG lors de contractions en rampe entre les genres. Cependant, la différence dans les

conditions expérimentales et les muscles étudiés, nous empêchent de directement comparer les présents résultats avec ceux de la littérature.

#### La relation MMG-RMS/Moment

Tel que mentionné dans le chapitre traitant des résultats, les trois muscles ont présenté une augmentation des valeurs de la MMG-RMS/Moment. Ces résultats confirment les données de Shinohara et coll., (1998), qui ont également observé des valeurs positives de la relation MMG-RMS/Moment pour le muscle quadriceps lors de contractions en palier. La littérature nous enseigne que l'augmentation des valeurs du RMS résulterait probablement du recrutement des nouvelles UM. Par ailleurs, les valeurs de la MMG-RMS/Moment indiquent que le recrutement des nouvelles UM doit avoir lieu jusqu'à 70% de la FMV et ce, pour les deux genres. Le muscle biceps brachii recrute de nouvelles UM jusqu'à 40% de la FMV, mais ce recrutement peut se poursuivre jusqu'à 60% de la FMV (Akataki et coll., 2003). Au delà de ces valeurs, l'augmentation de la force résulterait de la modulation de la fréquence de décharge (observée par la pente de la relation MMG-FMd/Moment). Les résultats de notre étude (figure 3.4A- chapitre 3) ne sont encore une fois pas aussi clairs que ceux de Akataki et coll., (2003). Par exemple, nous ne pouvons pas clairement distinguer quand l'augmentation de la force a été causée par l'augmentation de la fréquence de décharge ou quand toutes UM étaient déjà recrutées.

Dans cette étude, les valeurs du VL étaient plus prononcées que celles des muscles VM et RF. Ces observations suggèrent que les différents vastes du quadriceps peuvent présenter des patrons d'activation musculaire différents lors de l'augmentation du niveau de force. De plus, bien qu'il n'ait pas eu de différence significative entre les genres, les hommes ont tout de même présenté des valeurs de la RMS plus importantes. Cette différence peut aussi être reliée aux différences dans la

composition en fibres musculaires entre les genres en ce sens que les hommes présentent de plus grandes différences dans le diamètre des fibres, entre les types de fibres musculaires.

## 4.2 La fatigue musculaire

### La relation EMG-FMd/Temps

La présence du phénomène de fatigue musculaire peut être déduite par l'observation d'une pente négative de la relation EMG-FMd/Temps (Roy et coll., 1997). Cette pente négative serait reliée au «dérecrutement» des UM de type rapide (Enoka, 2000) et une diminution de la VC moyenne des fibres musculaires (Arendt-Nielsen et Mills, 1988). Cette diminution de la VC moyenne des fibres peut-être en partie expliquée par une accumulation de métabolites ou d'autres agents chimiques (ions hydrogène et acide lactique) dans la fibre musculaire (Merletti et coll., 1984; Stulen et De Luca, 1981, De Luca, 1993). La diminution de la FMd comme marqueur de la fatigue musculaire est de plus en plus reconnue (Mannion et Dolan, 1994; Moritani et coll., 1986, Roy et coll., 1997; Larivière et coll., 2002). De plus, cette diminution de la valeur peut être plus prononcée dans les muscles composés d'un important pourcentage de fibres de type II (Gerdle et coll., 1994).

Les résultats de cette étude ne montrent pas de différence significative entre les muscles pour la relation EMG-FMd/Temps. En fait, les lignes représentant les trois muscles pour les hommes et les femmes (figure 3.5- chapitre3) semblent parallèles. Ceci démontre que les trois muscles seraient fatigués de la même manière. Par contre, selon Johnson et coll., (1973), le RF présente une plus grande aire de section transverse des fibres de type II (fast-twitch) par rapport au VL. Ceci suggère que le RF



serait un muscle plus succussible à la fatigue musculaire. Cependant, tel que décrit auparavant les trois muscles ont fatigué de la même manière.

Les résultats de cette étude n'ont démontré aucune différence significative entre les genres. Ces résultats sont en accord avec une étude récente de Bilodeau et coll., (2003) qui n'ont également trouvé aucune différence entre les genres. Cependant, il faut observer que le test de fatigue entre les deux études est différent. Lors de contractions volontaires maximales, Bilodeau et coll., 2003 ont observé de la fatigue durant 5s lorsque la force de la contraction produite diminuait en deçà de 50% de la FMV. Par contre, les sujets évalués dans notre étude ont réalisé une contraction à 80% de la FMV maintenue pendant 20 secondes. Tel que démontré dans le tableau 3 de le chapitre 3, les pentes négatives des paramètres EMG, démontrent que les conditions utilisées dans notre étude permettent de générer de la fatigue musculaire au niveau du muscle quadriceps.

#### La relation EMG-RMS/Temps

Dans cette étude, les trois muscles ont présenté une augmentation de la pente de la relation RMS/Temps, mais sans toutefois qu'il y ait de différence entre les muscles. En effet, lors de la fatigue, la pente de la relation EMG-RMS/Temps devrait généralement être positive (Arendt-Nielsen & Mills, 1988; Moritani et coll., 1986; Moritani et coll., 1982). L'augmentation de la valeur RMS s'expliquerait par le recrutement des U M de plus grand calibre afin de conserver le niveau de la force désiré (Arend-Nielsen et Mills, 1988; Moritani et coll., 1986 et 1987). Chez les hommes, des valeurs plus importantes ont été observées pour le muscle VM, tandis que pour les femmes, c'est le muscle RF qui montre des valeurs plus élevés (tableau C.3- annexe C). Une corrélation positive très forte a été mise en évidence entre la contraction des fibres musculaires du type IIa et le RMS pour la relation EMG-RMS/Temps (Gerdle et coll.,

2000). Il est donc possible que la différence entre les genres résulte de la différence de composition entre les fibres de ces muscles.

### La relation MMG-FMd/Temps

Tel que suggéré par les études utilisant la MMG pour évaluer la fatigue musculaire, cette mesure permettrait d'identifier les stratégies utilisées par les muscles pour augmenter la force au cours de la fatigue (Orizio et coll., 1989; Akataki et coll., 2001; Itoh et coll., 2004). La relation MMG-FMd/Temps est souvent utilisée pour évaluer la modulation de la fréquence de décharge des UM. À de hauts niveaux de force, lorsque toutes les UM sont déjà recrutées, la modulation de la fréquence de décharge peut assurer une augmentation ultérieure de la force. Cependant, au cours de la fatigue, on observe une diminution de la FMd (figure 6A- chapitre 3). Cette diminution à de hauts niveaux de force, résulte possiblement du «dérecrutement» des UM rapides et de la réduction de leur fréquence de décharge (Søgaard et coll., 2003).

Dans cette étude, les résultats montrent une diminution plus importante de la valeur de la relation MMG-FMd/Temps du muscle VL chez des hommes (figure 3.6A- chapitre 3 et tableau 4- annexe C). Ceci suggère une diminution plus importante de la modulation de la fréquence de décharge des UM pour ce muscle. De plus, on observe que les deux autres muscles (RF et VM) ne présentent pas de diminution importante de la pente de la relation MMG-FMd/Temps ce qui indique possiblement qu'il n'y a pas eu d'altération de la modulation de la fréquence de décharge avec la fatigue. Cependant, l'étude de Kouzaki et coll., (1999) a démontré que le muscle RF présente une diminution significative de la MMG-FMd comparativement aux muscles VM et VL. De plus, l'amplitude (MMG-RMS) est augmentée pour le muscle RF ce qui indique que ce muscle présente une activation différente lors de la fatigue. À cet effet, Shinohara et coll., (1998) ont aussi considéré le RF comme étant le muscle le plus

fatigable du quadriceps. Peut être, comme le suggère le groupe de Kouzaki et coll., (1999), la particularité physiologique et anatomique du RF, qui à une fonction biarticulaire, pourrait présenter des différences morphologiques par rapport aux muscle VL et VM (monoarticulaires). De plus, comme nous l'avons déjà mentionné, le muscle RF présenterait selon Johnson et coll., (1973) un plus grand pourcentage de fibres du type II (fast-twitch) par rapport au VL.

Les résultats de cette étude ont révélé une différence significative entre les hommes et les femmes. Dans cette étude, les pentes chez les femmes ne démontrent pas de diminution évidente telle qu'observée au niveau du muscle VL chez les hommes (figure 3.6A- chapitre 3). Cependant, pour les deux autres muscles évalués, les deux genres n'ont pas clairement présenté de sensibilité au «dérecrutement» des UM. À notre connaissance, mise à part l'étude de Tarata M.T., (2003) qui ont observé la fatigue du muscle biceps brachii et brachioradialis, aucune étude à notre connaissance n'a évalué les paramètres de la MMG lors de la fatigue entre les hommes et les femmes. Cette rapporte seulement une petite différence entre les sexes.

#### La relation MMG-RMS/Temps

La littérature portant sur l'évaluation de la fatigue musculaire à l'aide de la MMG suggère qu'à de bas niveaux de contraction (40% MVC) le RMS augmente progressivement avec la fatigue musculaire (Itoh, et coll., 2004). Cette augmentation résulterait du recrutement spatial des UM ainsi qu'à l'augmentation de leur fréquence de décharge. Cependant, pour des contractions à des niveaux de force plus élevées (50-80% MVC) le RMS diminue ou n'augmente pas. Ce comportement serait relié au «dérecrutement» des UM rapides et à une diminution de leur fréquence de décharge (Orizio, 1993). Les résultats de la présente étude démontrent qu'il n'y pas de différence entre les muscles. De plus, à part le RF chez les

hommes, toutes les pentes de la RMS des muscles ont augmentées. Cependant, d'autres études ont rapporté un effet contraire sur la valeur de la RMS, qui ont une valeur négative puisque l'on observe une diminution de la valeur du RMS et ce, particulièrement pour le muscle RF (Shinohara et coll., 1998; Kouzaki et coll., 1999).

Les résultats de cette étude ne révèlent aucune différence significative entre les genres. Cependant, l'amplitude du signal RMS (mV) (tableau C.4-annexe C) pour tous les muscles s'est avérée plus élevée chez les hommes. Les graphiques montrent un petit changement dans le recrutement des UM (figure 3.6B- chapitre 3). Ainsi, tel que discuté auparavant, les différences entre les genres pour les paramètres de l'EMG et de la MMG pourraient résulter d'une différence au niveau du tissu cutané ou par une différence dans la composition musculaire entre les genres.

En général, l'analyse de la MMG dans son amplitude (RMS) et dans son contenu fréquentiel (*FMd*) lors de contractions soutenues permet de caractériser la stratégie de recrutement des UM et de mieux comprendre les mécanismes reliés à la fatigue musculaire. De plus, la complémentarité des méthodes EMG et MMG offre des informations supplémentaires quant aux changements dans les muscles lors de la fatigue (Søgaard et coll., 2003). Søgaard et coll., (2003) ont bien démontré la stratégie de «dérecrutement» des UM par la relation MMG-MPF/Temps et la stratégie de la modulation de la fréquence de décharge par la relation MMG-RMS/Temps. Cependant, cette étude a été faite avec le muscle biceps brachii et la tâche utilisée pour la fatigue était différente de celle de la présente étude. Bien que l'étude de Søgaard et coll. (2003) aient utilisé le MPF alors que notre étude s'intéressant à la *FMd*, cette différence méthodologique ne peut expliquer les différences entre les résultats.

### 4.3 La complémentarité des mesures EMG et MMG

Dans cette étude, la pente de la relation EMG-FMd/Moment du muscle VM suggère un recrutement de fibres de plus grands calibres avec l'augmentation de la force seulement pour les hommes, par contre. Lors d'une contraction (augmentation de la pente de la relation EMG-RMS/Moment) le recrutement de nouvelles UM et la modulation de leur fréquence de décharge sont deux mécanismes responsables pour la production de la force. Si l'on tente de séparer le recrutement des u. m. (MMG-RMS/Moment) de la fréquence de décharge (MMG-FMd/Moment), on observe que l'augmentation de la force serait causée par le recrutement des UM jusqu'à 70% de la FMV. Or que le moment en Nm ( $\approx 180$  Nm) correspond à 70% de la FMV (figure 3.4- chapitre 3). Ceci est surtout évident dans le cas du muscle VL. Ainsi, l'enregistrement simultané de la MMG et de l'EMG peut être utilisé pour obtenir des informations complémentaires afin d'apprécier les mécanismes régissant l'accroissement de la force musculaire au cours de la contraction en rampe.

Les données obtenues au cours de la tâche de fatigue ne sont pas aussi concluantes que celles obtenues lors de la contraction en rampe. En effet, la diminution de la pente de la relation EMG-FMd avec l'augmentation du temps indique qu'il y a potentiellement un «dérecrutement» des fibres musculaires pour les trois muscles investigués. La diminution des pentes corrobore ce fait, surtout pour le VM chez les hommes. Les pentes de la relation EMG-RMS/Temps (tableau 3.3- chapitre 3) montrent une augmentation pour tous les muscles testés ce qui suggère la présence de la fatigue.

Les données de la littérature montrent qu'il est possible de séparer les deux mécanismes du recrutement des UM de manière non-invasive en utilisant le signal MMG. À partir de la relation MMG-FMd/Temps, il est

possible de vérifier la présence d'une modulation de la fréquence de décharge qui diminue lors de la fatigue ce qui se traduit par une valeur descendante de la relation (Shinohara et coll., 1998; Sogaard et coll., 2003). Nos résultats suggèrent que la relation MMG-FMd/Temps n'indique pas la présence d'un «dérecrutement» des UM (pente presque nulle). En ce qui concerne, la relation MMG-RMS/Temps, les résultats de cette étude ont révélé que les pentes des trois muscles reste inaltérées. Ce dernier résultat est particulièrement intéressant puisqu'il suggère que la MMG n'a pas été sensible au «dérecrutement» des UM rapides. Cependant il est également possible que le présent protocole de fatigue ne fût pas optimal. Ces résultats pourraient aussi être dû au fait qu'en 20 secondes il n'y a pas eu beaucoup de changements causés par la fatigue. Les résultats de la MMG ne sont pas assez clairs pour confirmer notre hypothèse de départ.

À partir des résultats de cette étude, on peut suggérer que l'augmentation de la force des muscles du quadriceps lors de contractions en rampe résulte surtout du recrutement spatial des UM et ce, jusqu'à 70% de la FMV. L'augmentation subséquente de la force résulte de l'accroissement de la fréquence de décharge. De plus, il est aussi possible de suggérer que le muscle VM est le plus fatigable selon les données de l'EMG. Les données de fatigue pour la MMG ne sont pas aussi claires que ceux présentés dans la littérature (Shinohara et coll., 1998). Cependant, à la lumière des travaux d'Akasaki et coll., (2001, 2003), il est possible de séparer les mécanismes de recrutement des UM (RMS) du mécanisme de modulation de leur fréquence de décharge (FMd) lors d'une contraction musculaire progressive. Ainsi, il devrait être possible de constater un «dérecrutement» des UM et la diminution de leur fréquence de décharge lors de la tâche de fatigue. Toutefois, les études présentant des résultats en ce sens ont été réalisées avec le muscle biceps brachii, ou l'interosseux dorsal. De plus, les études portant sur la fatigue musculaire

et la MMG sont généralement réalisées avec des niveaux de force inférieurs à ceux utilisés dans cette étude.

Nous croyons que si cette étude avait été menée sur d'autres groupes musculaires, comme par exemple le biceps brachii ou l'interosseux dorsal, il est fort probable que les résultats auraient été différents. De plus, il faudra dans l'avenir trouver une méthode qui provoque une fatigue plus importante ce qui permettrait certainement une meilleure interprétation des résultats. Par ailleurs, le potentiel clinique de cette étude est intéressant, dans la mesure où il est important de distinguer le recrutement spatial du recrutement par augmentation de la fréquence de décharge et ce, tant à l'état normal, que dans des conditions pathologiques. Cette compréhension nous permettrait d'apprécier le rôle de chacun de ces mécanismes lors de lésion et de nous permettre de mieux réfléchir sur le choix de nos interventions thérapeutiques. Ces mesures, de nature non-invasive, nous donneraient la possibilité de faire des suivis cliniques et d'évaluer le processus de réadaptation. Dans une étude future, il serait pertinent de mieux spécifier les phénomènes neuromusculaires (comme le recrutement des UM et la fréquence de décharge) pour mieux prédire les phénomènes physiologiques observés en relation avec les changements des paramètres spectraux.

---

**CHAPITRE 5:**  
**RÉFÉRENCES**

Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M., Itoh, Y., (2001). Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol* 84: 19-25.

Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M., Itoh, K., (2003). Mechanomyographic responses during voluntary ramp contractions of the first dorsal interosseous muscle. *Eur J Appl Physiol* 89: 520-525.

Andreassen, S., Arendt-Nielsen, L. (1987). Muscles fibres conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principal parameter. *J Physiol* 391: 561-571.

Arendt- Nielsen, L., Mills, K. R., (1985). The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fiber conduction velocity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 60: 130-134.

Arendt- Nielsen, L., Mills, K. R., (1988). Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contraction of human quadriceps. *Eur J Appl Physiol* 58 (1-2): 20-25.

Barry, D.T., Cole N.M., (1990). Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of the skeletal muscles. *IEEE Trans Biomed Eng* 37: 525-531.

Basmajian, J.V., De Luca, C.J. (1985). *Muscle alive- their functions revealed by electromyography*, 5<sup>th</sup> edn. Williams & Wilkins, Baltimore, USA.



Bigland – Richie, B., Furbush, F., and Woods, J.J., (1986). Fatigue of intermittent submaximal voluntary contraction: central and peripheral factors. *J Appl Physiol* 61: 421-429.

Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D. and Bourbonnais, D. (1992). The influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electrom Kinesiol* 2 (3): 121-129.

Bilodeau, M., Cincerea, C., Gervais, S., Arsenault, A.B., Gravel, D., Lepage, Y., (1995). Changes in the EMG spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. *Eur J Appl Physiol* 71: 113-123.

Bilodeau, M., Cincera, M., Arsenault, A.B., Gravel, D., (1997). Normality and stationarity of EMG signal of elbow flexor muscle during ramp and step isometric contractions. *J Electromy Kinesiol* 7: 87-96.

Bilodeau, M., Houck, J., Cuddeford, T., Sharma, S., Riley, N., (2002). Variation in the relationship between the frequency content of EMG signal and the rate of Moment development in voluntary and elicited contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 12: 137-145.

Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S. Willians, D.M., Chandran, R., Sharma, S.S., (2003). "EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women." *J Electromyogr and Kinesiol* 13: 83-92.

Bouisset, S., Maton, B., (1995). *Muscle, posture et mouvement. Bases et application de la méthode électromyographique* (Hermann Éditeurs de Sciences et Arts) Paris. Section 1 (1- 17), 3.3 (140- 145).

Cescon, C., Nannucci, L., et coll., (2002). "Single motor unit mechanomyogram: non-invasive spike triggered averaging approach". XIV ISEK Congress, Vienna, Austria.

Chow, J. W., Medri, M.K., Martin, D.C., Leekam, R.N., Agur, A.M., McKee N.H., (2000). Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture : gender variability. *Eur J Appl Physiol* 82: 236-244.

De Luca, C.J., (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle and Nerve* 16 (2): 210-216.

De Luca, C.J., Sabbahi, M.A., and Roy, S.H., (1996). Median frequency of the myoelectric signal. *Eur J Appl Physiol* 55: 457- 464.

De Luca, C.J., (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13: 135-163.

Eberstein, A., Beattie, B., (1985). Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum change during fatigue. *Muscle & Nerve* 8: 768-773.

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

Edwards RH. (1981) Human muscle function and fatigue; in Porter, Human muscle fatigue: physiological mechanisms. Pitman, London 82:1-18.

Enoka, Roger M. (2000). Bases neuromecânicas da cinesiologia. 2 ed. São Paulo: Manole.

Esposito, F., Malgrati, D., Veicsteinas, A., Orizio, C., (1996). Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly . *Eur J Appl Physiol* 73: 503-510.

Fitts, R.H., Metzger, J.M., (1988). Mechanism of Muscular Fatigue. *Med Sport Sci Basel, Karger* 27: 212-229.

Fox, E. L., Bowers, R. N., Foss, L. F., (1991). Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos. Rio de Janeiro (Quarta edição). Capítulo 5: 64-92.

Foss, M.; Keteyian, S. (2000). Bases fisiológicas do exercício e do esporte. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Gandevia, S.C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiol Rev* 81: 1725-1789.

Gerdle, B., Karlsson, S. (1994). The mean frequency of the frequency of the EMG of the knee extensors is torque dependent both in the unfatigued and the fatigue states. *Clin Physiol* 14: 419-432.

Gerdle, B., Henriksson- Larsen, K., Lorentzon, R., Wretling M.L., (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fiber type. *Acta Physiol Scand* 142: 457-465.

Gerdle B., K., S., Crenshaw, A.G., Elert, J., Fridén, J., (2000). The influence of muscle fiber proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions. *Eur J Appl Physiol* 81: 2-10.

Henriksson- Larsen K., (1985). Distribution of the fibre sizes of different type of fibres in whole cross-sections of female m tibiales anterior. An enzyme histochemical study. *Acta Physiol Scand* 123 (2):171-7.

Hollinshead, W. H., Rosse, C., (1985). Textbook of anatomy, 4<sup>th</sup> edn. Philadelphia, Pa., pp 373-389

Itoh, Y., Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M., Itoh, K., (2004). Time-Frequency Analysis of Mechanomyogram during Sustained Contraction with Muscle Fatigue. *Syst Comp Jpn* 35 (1): 26-36.

Jensen, B.R., Jorgensen, K., Hargens, A.R., Nielsen, P.K., Nicolaisen, T., (1999). Physiological Response to Submaximal Isometric Contraction of the Paravertebral Muscle. *Spine* 24 (22): 2332-2338.

Johnson , M. A., Polgar, J., Weightman, D., Appleton, D., (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci* 18: 111-129.

Junqueira, L. C.; Carneiro, J. Tecidos musculares. In: *Histologia básica*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

Jurell, K. C., (1998). Surface EMG and Fatigue. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 9: 933-945.

Karlsson J, Saltin B., (1970). Lactate, ATP, and CP in working muscles during exhaustive exercise in man. *J Appl Physiol* 29(5):596-602.

Kawakami, Y., Akima, H., Kubo, K., Muraoka, Y., Hasegawa, H., Kouzaki, M., Imai, M., Suzuki, Y., Gunji, A., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2001). Changes in the muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol* 84: 7-12.

Kouzaki, M., Shinohara, M., Fukunaga, T., (1999). Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur J Appl Occup Physiol* 80 (1): 9-15.

Kupa, E. J., Roy, S.H., Kandarian, S.C., De Luca, C.J., (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol* 79(1): 23-32.

Kumar, S., Mital A. (1996). *Electromyography in ergonomics*. Great Britain, Taylor & Francis, chapter 6: 163-181.

Larivière, C., Arsenault, B. A., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., (2002). Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back fatigue and recovery. *J Electromyogr Kinesiol* 12: 91-102.

Laurence, J. H., De Luca, C.J., (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscle. *J Appl Physiol: Respirat Environ. Exercise Physiol* 54: 1653-1659.

Lexell J, Downham D, Sjoström M. (1983) Distribution of different fibre types in human skeletal muscles. A study of cross-sections of whole m. vastus lateralis. *Acta Physiol Scand* 117, 115-122.

Lexell, J., Taylor, C.C., (1989). Variability in muscle fiber areas in whole human quadriceps muscle. How much and why ?. *Acta Physiol Scand* 136: 561-568.

Mannion, A. F., Dolan, P., (1994). Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine* 19 (11): 1223-1229.

Mannion, A. F., Dolan, P., (1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *Eur J Appl Physiol* 74: 411-419.

Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 39-46.

Mayer, T.G., Kondraske, G., Mooney, V., Carmichael, T., Butsch, R. (1989). Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment: a comparison of normal with deconditioned patients. *Spine* 14 (9): 986-991.

Maton, B., Petitjean, M., Cnockaert, J. C., (1990). Phonomyogram and electromyogram relationship with isometric force reinvestigated in man. *Eur J Appl Physiol* 60: 194-201.

Mc Ardle, W. D.; Katch, V.L.; Katch, F. I. *Fisiologia do exercício. Energia, nutrição e desempenho humano*. 4 ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 1998.

Merletti, R., Lo Conte, L.R., Cisari, C., Actis, M.V., (1992). Age related changes in surface myoelectric signal. *Scand J Rehabil Med* 24: 25-36.

Merletti, R., Sabbahi, M., De Luca, C., (1984). Median frequency of the myoelectric signal : effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol* 52: 258-1984.

Merton P.A., (1954). Voluntary strength and fatigue. *J Physiol (Lond)* 123: 553-564.

Miller, R.G., Giannini, D., Miller- Brown, H.S., Layzer, R.B., Koretsky, A.P., and Hooper, D. e. a., (1987). Effect of fatiguing exercise on high- energy

phosphates force, and EMG: evidence for three phases of recovery. *Muscle Nerve* 10: 810-821.

Miller, A.E.J., MacDougall, J.D., Tarnopolsky, M.A., Sale, D.G., (1993). Gender differences in strength and fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol* 66: 254-262.

Moritani, T., Nagata, A., Muro, M., (1982). Electromyographic manifestation of muscle fatigue. *Med Sci Sports Exerc* 14 (3): 198-202.

Moritani, T., Muro, M., (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during force of contraction. *Eur J Appl Physiol* 56: 260-265.

Moritani, T., Muro, M., Nagata, A., (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 60 (4): 1179-1185.

Orizio, C., Perini, R., Veicsteinas, A., (1989). Muscle sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur J Appl Physiol* 58: 528-533.

Orizio, C., Solomonow, M., Baratta, R., Veicsteinas, A., (1993). Influence of Motor Units Recruitment and Firing Rate on the Soundmyogram and EMG Characteristics in Cat Gastrocnemius. *J Electromyogr Kinesiol* 2: 232-241.

Orizio, C., Liberati, D., Locatelli, C., De Grandis, D., Veicsteinas, A., (1996). Surface electromyogram reflects muscle fibers twitches summation. *J Biomech* 29: 475-481.

Pincivero, D.M., Campy, R.M., Salfetnikov, Y., Bright, A., Coelho, A.J., (2001). Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol* 90: 804-810.

Pincivero D. M., Coelho, A. J., Campy R.M., Salfetnikov, Y., Bright, A., (2002). The effect of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in human: a muscle and sex comparison. *Eur J Appl Physiol* 87: 448-455.

Pincivero, D.M., Coelho, A.J., Campy, R.M., Salfetnikov, Y., Suter, E., (2003). Knee extensor Moment and quadriceps femoris EMG during perceptually- guided isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 159-167.

Roy, S. H., De Luca, C. J., and Casavant, D. A., (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine* 14 (4): 992-1001.

Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., Odasson, L. I., Buijs, R.J., Levins, J. A., Newcombe, D.S. and Jabre, J. F., (1997). Classification of back muscle impairment based of the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev* 34 (4): 405-414.

Shinohara, M., Kouzaki, M., Yoshihisa, T., Fukunaga, T., (1998). Mechanomyogram from the different heads of the quadriceps muscle during incremental knee extension. *Eur J Appl Physiol* 78: 289-295.

Simoneau, J.A., Bouchard, C., (1989). Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *Am J Physiol* 256: E567-E-572.

Simonson, E., (1971). Accumulation of metabolites; in Simonson, *Physiology of work capacity and fatigue*. Thomas, Springfield 9-25.



Smith, D. B., Housh, T.J., Stout, J.R., Johnson, G.O., Evetovich, T.K., Ebersole, K.T., (1997). Mechanomyographic responses to maximal eccentric isokinetic muscle actions. *J Appl Physiol* 82: 1003-1007.

Solomonow, M., Baten, C., Smit, J., Baratta, R., Hermie H., D'Ambrosia, R. and Hiromu, S., (1990). Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol* 68: 1177-1185.

Søgaard, K., Blangsted, A.K., Jørgensen, L.V., Madeleine, P., Sjøgaard, G., (2003). Evidence of long term muscle fatigue following prolonged intermittent contraction based on mechano- and electromyograms. *J Electromyogr Kinesiol* 13: 441-450.

Stokes, M. J., Cooper, R. G., (1992). Muscle sound during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. *J Appl Physiol* 72: 1908-1913.

Stulen, F.B., DeLuca, C.J., (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed. Eng.* 28 (7): 515-523.

Sypert, G.W., Munson, J.B., (1981). Basis of segmental motor control: motoneuron size or motor unit type? *Neurosurgery* 8(5): 608-621.

Tarata, M.T., (2003). Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscle fatigue. *Biomed Eng* 2:1-3.

van Dieën, J. H., Oude Vrielink, H.H.E., Housheer, A.F., Lötters, F.B.J., Toussaint, H.M., (1993). Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. *Eur J Appl Physiol* 66: 388-396.

van Dieën, J. H., Heijblon, P., and Bunkens, H., (1998). Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 8: 35-44.

Weir, J. P., Ayers, K.M., Lacefield, J.F., Walsh, K.L., (2000). Mechanomyographic and electromyographic responses during fatigue in human: influence of muscle length. *Eur J Appl Physiol* 81: 352-359.

Westbury, J.R., Shaughnessy, T.G., (1987). Association between spectral representation of the electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. *Electromyogr Clin Neurol* 27: 427-435.

---

**ANNEXE A :**  
**CERTIFICAT D'ÉTHIQUE ET FORMULAIRE DE CONSENTEMENT**

---

## **Étude EMG et MMG de la force et de l'endurance des extenseurs du genou.**

### **Formulaire de consentement pour ma participation à un projet de recherche**

**Titre du projet:** Étude EMG et MMG de la force et de l'endurance des  
extenseurs du genou.

**Responsables:** A. Bertrand Arsenault  
Flávia Farah Dell'Oso

### **Objectifs du projet:**

Estimer de façon non-invasive la force et la fatigue des muscles  
quadriceps.

### **Nature de ma participation:**

Je devrai compléter des évaluations de nature clinique (formulaires)  
portant, entre autres, sur les activités physiques. J'aurai également à  
participer à une évaluation de nature biomécanique. Lors de l'évaluation  
biomécanique, je devrai produire des contractions musculaires en  
extension du genou le tout en position assise. On enregistrera l'activité  
électrique produite par les muscles de la cuisse. Cela se fera en 4 temps:  
1) lors de la production d'une force maximale volontaire, 2) lors de  
contractions volontaires progressives, 3) lors de l'évaluation de la fatigue  
et 4) lors de la période de récupération musculaire. Ces contractions ne  
produisent aucun inconfort. La présence de douleurs musculaires dans les  
jours suivant l'expérience est possible. Ce phénomène est normal à la

suite d'efforts maximaux des muscles. Ces évaluations se feront à l'intérieure d'une session de deux heures.

**Avantages personnels pouvant découler de votre participation :**

Je ne retirerai personnellement pas d'avantages à participer à cette étude. Toutefois, j'aurai contribué à l'avancement de la science.

**Risque:**

Il est entendu que ma participation à ce projet ne me fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit pour la santé.

**Information 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.

**Responsabilité:**

En acceptant de participer à cette étude, je ne renonce à aucun de mes droits ni ne libère les chercheurs, le commanditaire ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

**Confidentialité :**


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. Les informations seront conservées au Centre de recherche de l'IRM durant une période de 2 ans.

## **Étude EMG et MMG de la force et de l'endurance des extenseurs du genou.**

### **Versement d'une indemnité :**

Une indemnisation de 25\$ sera remise au sujet à la fin de la séance d'expérimentation pour la participation à l'étude. Cette indemnisation a pour but de couvrir des frais de transport, stationnement et/ou repas engendrés par le déplacement du sujet.

### **Personne ressource :**

Si vous avez de questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527- 4527 poste 2643 ou par courriel à l'adresse suivante : 

### **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.

**Étude EMG et MMG de la force et de l'endurance des extenseurs du genou.**

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

---

**Signature de l'intéressé(e)**

---

**Signature d'un témoin**

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

---

Je, soussigné (e), \_\_\_\_\_, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard et (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

---

**Signature du responsable du projet ou  
de son représentant.**

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

Les responsables du projet peuvent être rejoints au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300, ave. Darlington, Montréal (Québec), H3S 2J4.

Tel : (514) 340- 2085 poste 2177. Fax (514) 340- 2154.

**(À ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)**

## *Certificat d'éthique*

Le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche (CRIR-52-0703) intitulé :

« Étude EMG et MMG de la force et de l'endurance des extenseurs du genou ».

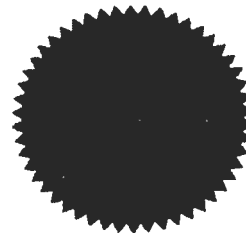
Présenté par: **Bertrand Arsenault**

Le Comité a conclu que cette recherche est acceptable sur le plan de l'éthique. Le CÉR demande à être informé de tout futur changement qui pourrait être apporté à la présente recherche.

Ce certificat est valable pour un an.



Me Michel T. Giroux  
Président du CÉR



Date d'émission  
20 octobre 2004



---

**ANNEXE B:**  
**DÉCLARATION DES COAUTEURS**

---

## DÉCLARATION DES COAUTEURS

### 1. Identification de l'étudiant

Nom : Flávia Farah Dell'Oso  
Programme : Candidat M. Sc. (Sciences biomédicales) – option réadaptation  
École de réadaptation  
Faculté de médecine  
Université de Montréal

Directeur : A. Bertrand Arsenault

### 2. Description de l'article

Modulation of EMG and MMG characteristics during fatigue and a ramp contractions of knee extensors **Flávia Farah Dell'Oso, A. Bertrand Arsenault, Luís Fernando Requião.....**(sera soumis à la revue European Journal of Applied Physiology).

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

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Flávia Farah Dell'Oso inclut cet article dans son mémoire de maîtrise qui a pour titre « Étude EMG et MMG de la force et de l'endurance des extenseurs du genou. »

A. Bertrand Arsenault

Coauteur

Luís Fernando Requião

Coauteur



---

**ANNEXE C****VALEURS DES MESURES DE FMD ET DE RMS**

**Tableau C.1 :** Valeurs minimales et maximales de l'EMG-FMd/Moment (Hz/Nm) et de l'EMG-RMS/Moment (mV/Nm) de chaque muscle pour les hommes et les femmes, pour la contraction en rampe.

Variables	EMG-FMd/Moment			EMG-RMS/Moment		
	RF	VM	VL	RF	VM	VL
<b>Homme</b>				167.5-	86.7-	135.4-
<b>min - max</b>	82.6- 86.3	75.3- 107. 3	88.0- 86.0	582.0	696.5	655.0
<b>Femme</b>				83.7-	35.5-	62.2-
<b>min - max</b>	77.6- 81.2	75. 2- 76. 8	65.6- 62.4	312.9	213.8	294.7

**Tableau C.2 :** Valeurs minimales et maximales de MMG-FMd/Moment (Hz/Nm) et de MMG-RMS/Moment (mV/Nm) de chaque muscle pour les hommes et les femmes, pour la contraction en rampe.

Variables	MMG-FMd/Moment			MMG-RMS/Moment		
	RF	VM	VL	RF	VM	VL
<b>Homme</b>						
<b>min - max</b>	14-15	10-13	17-24	1.06-2.01	1.47-2.54	1.84-3.59
<b>Femme</b>						
<b>min - max</b>	12- 11	9- 12	14- 17	0.78- 1.46	1.07- 1.45	1.13-2.08

**Tableau C.3 :** Valeurs minimales et maximales de EMG-FMd/Temps (Hz/s) et de EMG-RMS/Temps (mV/s) de chaque muscle pour les hommes et les femmes, pour le teste de fatigue.

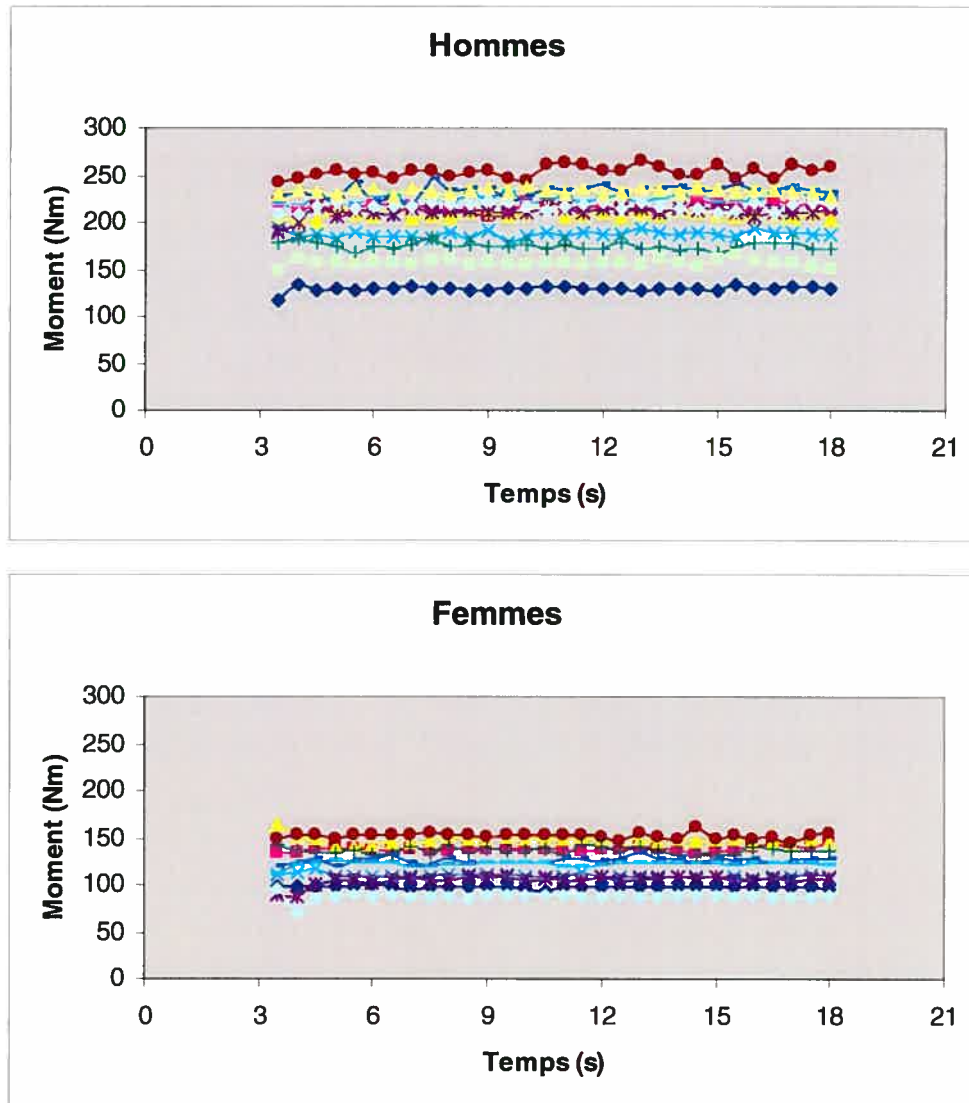
Variables	EMG-FMd/Temps			EMG-RMS/Temps		
	RF	VM	VL	RF	VM	VL
<b>Homme</b>						
<b>min- max</b>	94-71	104- 90	86-79	499.77- 566.18	635.16- 630.95	534.75- 597.05
<b>Femme</b>						
<b>min- max</b>	85- 65	87- 80	73- 56	254.04- 362.90	184.00- 224.86	209.66- 321.01

**Tableau C.4** : Valeurs minimales e maximales de MMG-*FMd*/Temps (Hz/s) et de MMG-RMS/Temps (mV/s) de chaque muscle pour les hommes et les femmes, pour le teste de fatigue.

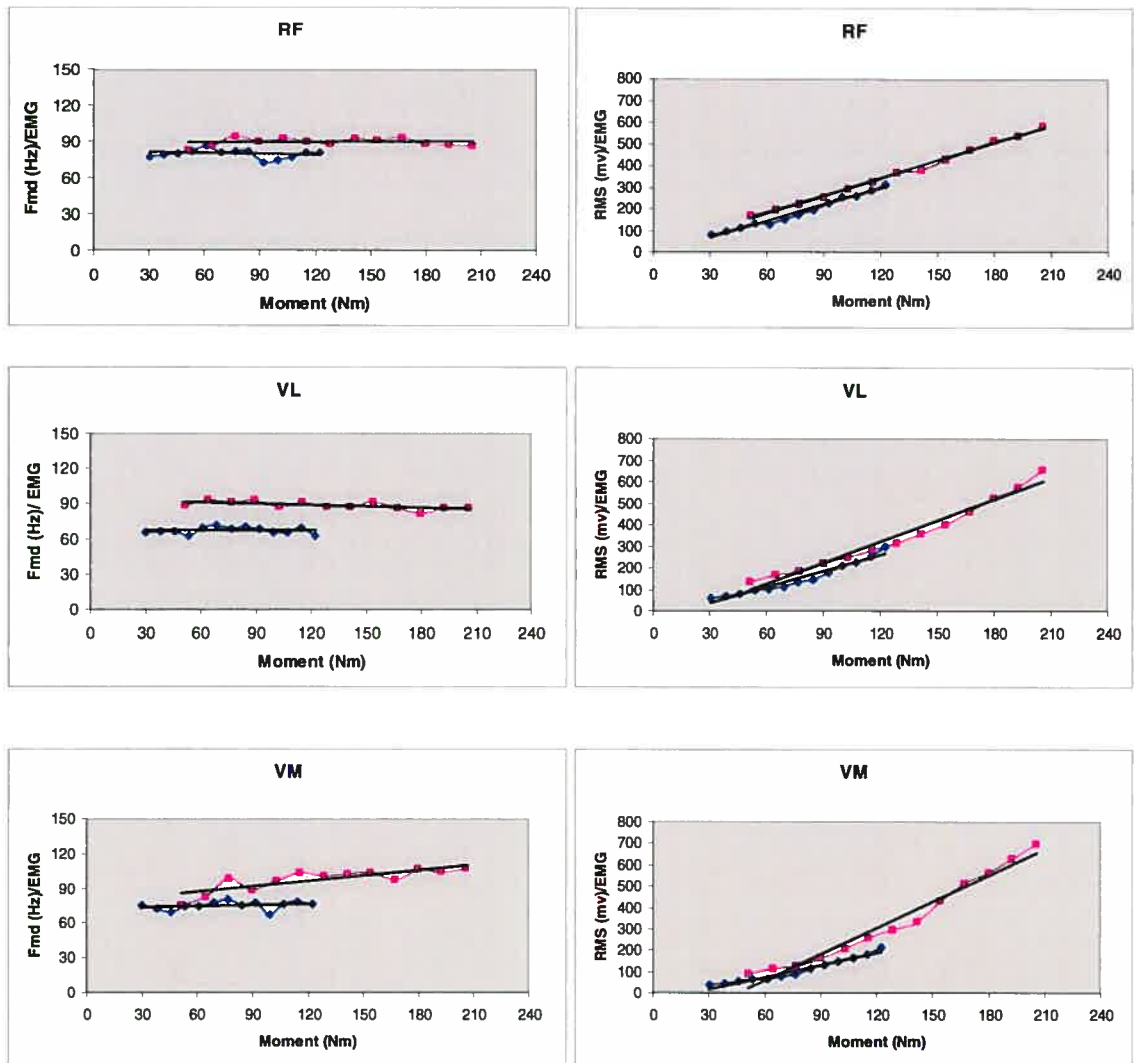
Variables	MMG- <i>FMd</i> /Temps			MMG- RMS/Temps		
	RF	VM	VL	RF	VM	VL
<b>Homme</b> min - max	14-16	13-14	23-21	2.43-2.21	2.90-2.22	3.70-3.30
<b>Femme</b> min - max	13-13	15-14	12-13	1.65-1.81	1.61-1.84	2.67-2.31

---

**ANNEXE D:**  
**GRAPHIQUES**

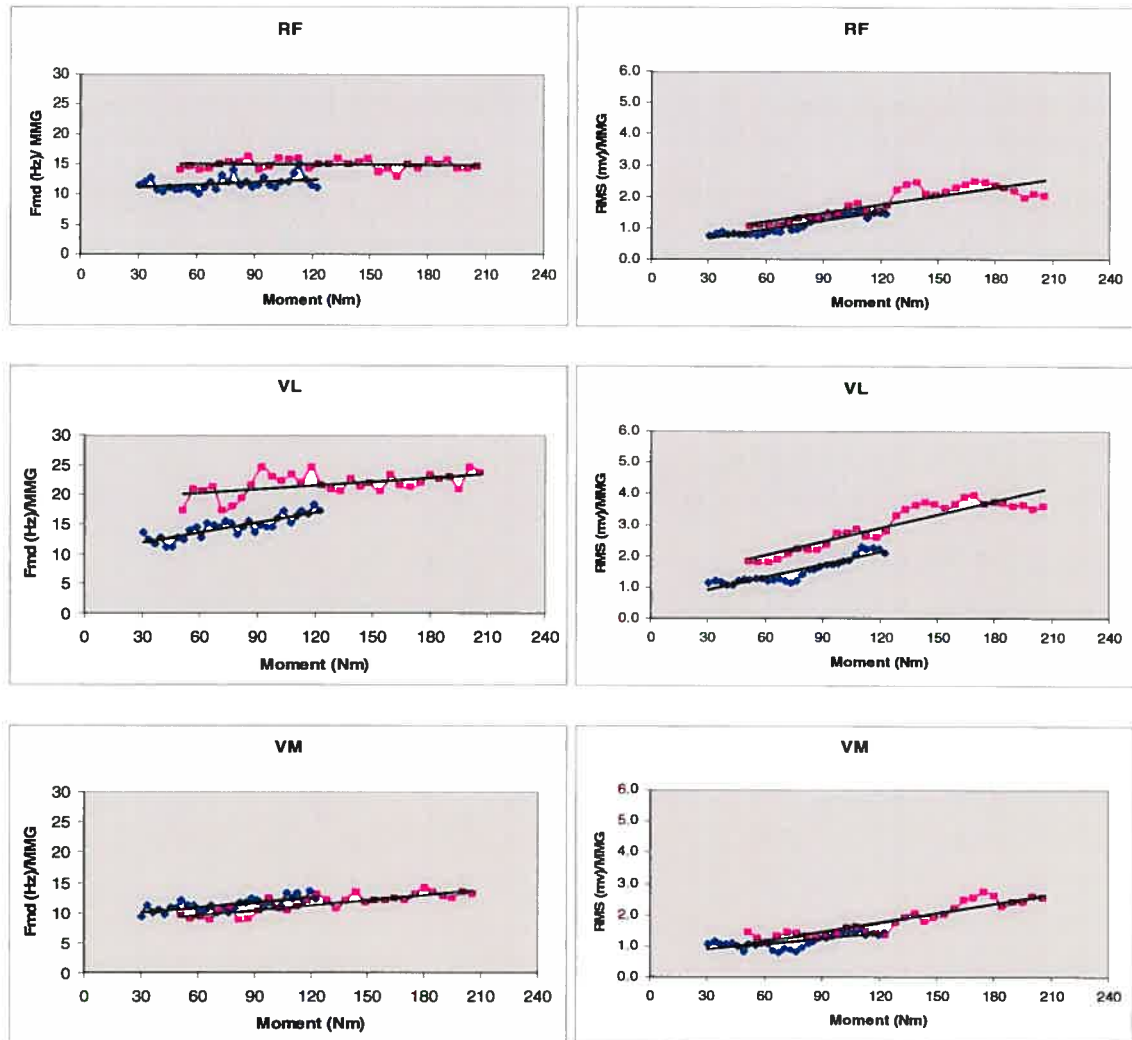


**D.1. Représentations graphiques du maintien de la force (80% FMV) lors de la fatigue pendant 20 secondes EMG/Temps. Les séries représentent chaque sujet femmes et hommes. Tous les sujets ont été capables de réaliser la tâche de fatigue.**

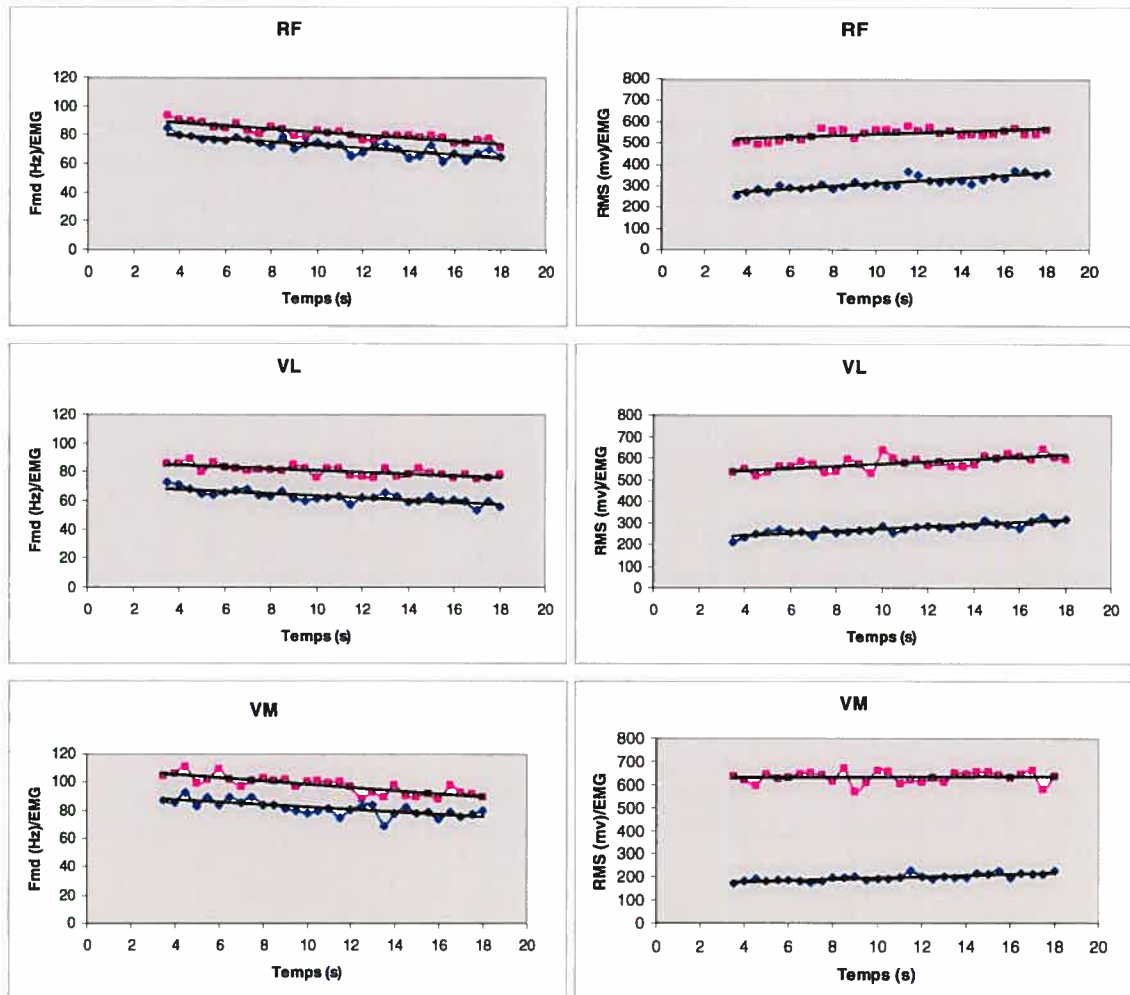


**D.2. Pente (régression linéaire) pour les muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM), des relations EMG-Fmd/Moment, EMG-RMS/Moment lors des contractions en rampe allant de 0% - 100% FMV(%) : différences entre les sujets femmes (◆) et les sujets hommes (■).**

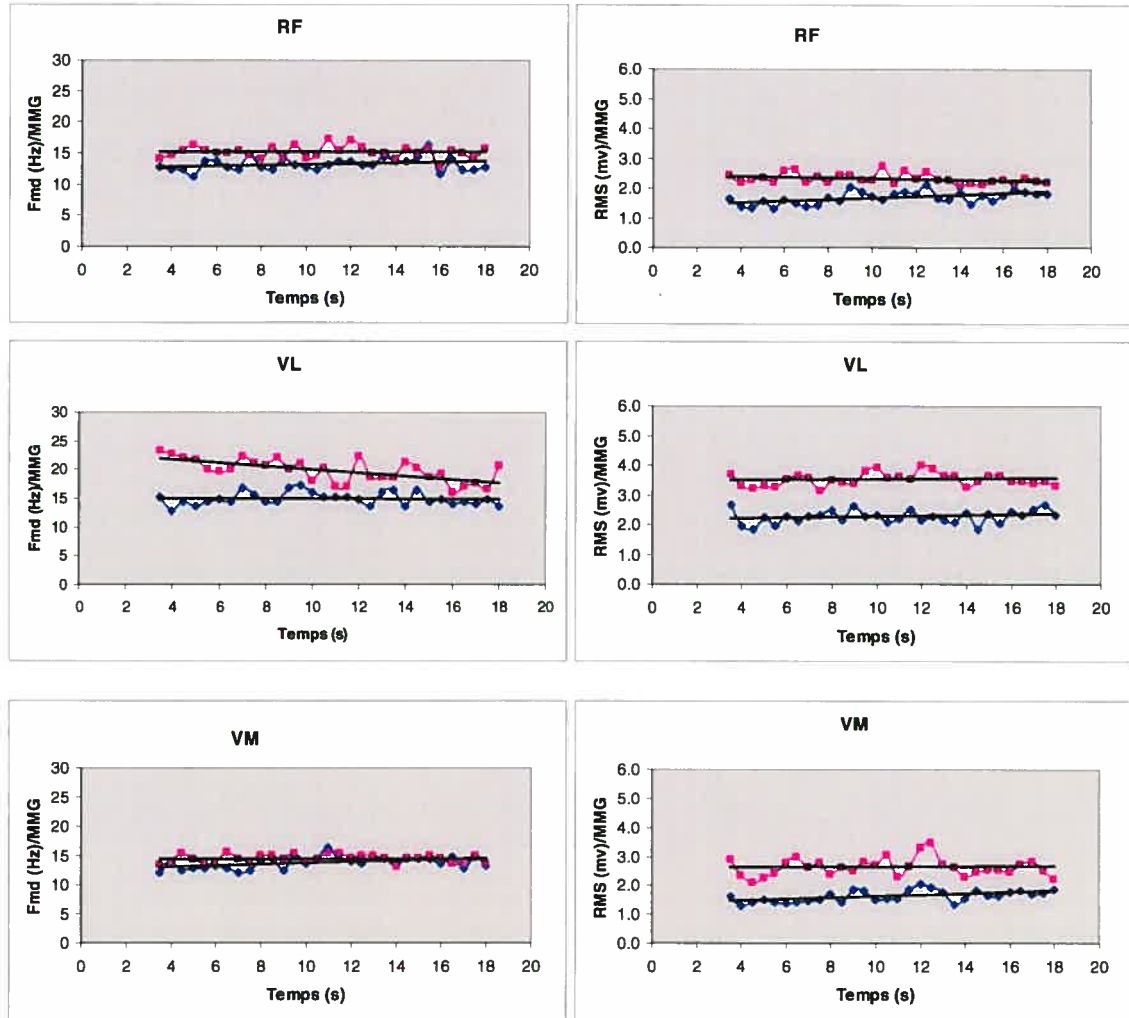




**D.3. Pente (régression linéaire) pour les muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM) des relations MMG-Fmd/Moment, MMG-RMS/Moment lors des contractions en rampe allant de 0% - 100% FMV(%): différences entre les sujets femmes (◆) et les sujets hommes (■).**



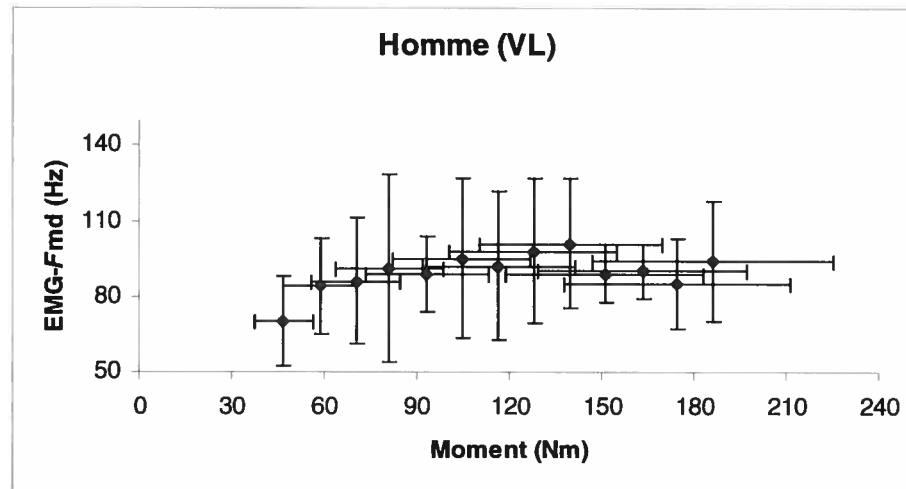
**D.4. Pente (régression linéaire) pour les muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM) des relations EMG-FMd/Temps, EMG-RMS/Temps lors de la fatigue à 80% FMV pendant 20 secondes : différences entre les sujets femmes (♦) et les sujets hommes (■).**



**D.5. Pente (régression linéaire) pour les muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) et vastus medialis (VM) des relations MMG-Fmd/Temps, MMG-RMS/Temps lors de la fatigue à 80% FMV pendant 20 secondes : différences entre les sujets femmes (◆) et les sujets hommes (■).**

---

**ANNEXE E:**  
**ILLUSTRATION DE LA MÉTHODE UTILISÉE POUR CARACTÉRISER**  
**LES RELATIONS**



**E.1. Illustration de la méthode utilisée pour caractériser les relations entre les *FMd* et *RMS* avec les *EMG* et les *MMG* des trois muscles (*RF*, *VL*, et *VM*) étudiés. Pour cet exemple, les moyennes du moment de force, et les moyennes des valeurs de la *FMd* ont été calculées pour le muscle *VL* pour chacun des niveaux de force. Ainsi l'écart-type a été calculé en fonction des axes X et Y pour chaque fenêtre temporelle des signaux. Les relations *FMd/Moment* et *RMS/Moment* ont été par la suite quantifiées à aide d'une régression linéaire utilisant ces valeurs moyennes. La pente de la relation de chaque mesure a été utilisée pour l'analyse des résultats.**

---

**ANNEXE F:**  
**PERMISSION DES AUTEURS**

25/05/05 11:30

De: Danny Pincivero  
Para: Flavia delloso  
Assunto: Re: Authorization

Hi Flavia:

Thanks for your interest in my paper. As far as I'm concerned, you may use these figures, but if you plan to publish your dissertation, you may have to obtain permission from the publisher as well (<http://jap.physiology.org/>). Best of luck with your dissertation.

Flavia delloso wrote:

> Dear Mr. Pincivero  
>  
> My name is Flavia Dell'Oso. I am a masters degree student in the University of  
> Montreal under supervision of doctor Bertrand Arseneault. I am writing my  
> dissertation about the "Modulation of the EMG and MMG characteristics during  
> fatigue and a ramp contraction of the knee extensors". I would like to request  
> your authorization for publication the figure 1 and figure 2 of the article  
> "Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of  
> the quadriceps femoris". 2001. J Appl Physiol 90: 804-810.  
> I will wait your answer as soon as possible.  
>  
> Sincerely,  
>  
> Flavia Dell'Oso

--  
Danny M. Pincivero, Ph.D.  
Associate Professor,  
The University of Toledo  
Department of Kinesiology, MS 119  
Toledo, OH 43606  
Office phone: (419) 530-5291  
Lab phone: (419) 530-2090  
Fax: (419) 530-2477  
E-mail: d[REDACTED]

[REDACTED]  
2005-05-25

Date: Sat, 4 Jun 2005 11 :38:29 +0900 (JST)

De: Kumi AKATAK [REDACTED] Flavia

À: Dell'Oso [REDACTED] ~ Re:

Objet: authorization

*Ce message a été écrit dans un autre jeu de caractères que le votre. S'il n'est pas affiché correctement, cliquez ici pour l'ouvrir dans une nouvelle fenêtre.*

Dear Flavia Dell'Oso

I accepted your e-mail about citation of my papers, particularly two figures. I would authorize your request if you could note the cited journals in the dissertation. In addition, I sincerely expect your mechanomyographic research is successful and is continued in the future.

Sincerely yours,

Kumi Akataki, Ph.D.  
Professor  
Faculty of Medical Engineering  
Osaka Electro-Communication University

p.s.:

I moved to Osaka Electro-Communication University from April 2005.  
Thus my e-mail address is changed [REDACTED].