

Université de Montréal

**Évaluation de la force et de l'endurance des muscles para-vertébraux chez
des femmes et des hommes : étude comparative de différents tests
dynamométriques**

**par
Eros de Oliveira Junior**

**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)**

Juillet, 2003

© Eros de Oliveira Junior, 2003



W

4

U58

2003

v. 166

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 :

Évaluation de la force et de l'endurance des muscles para-vertébraux chez
des femmes et des hommes : étude comparative de différents tests
dynamométriques

présenté par :
Eros de Oliveira Junior

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Debbie Feldman, PhD	Président-rapporteur
Dr. A. Bertrand Arsenault, PhD	Directeur de la recherche
Dr. Julio Fernandes, PhD	Co-directeur de la recherche
Denis Gagnon, PhD	Membre externe du jury

Mémoire accepté le : _____

ABRÉGÉ

La littérature portant sur l'évaluation de la force et de l'endurance des muscles para-vertébraux au moyen de mesures électromyographiques (EMG) présente des données contradictoires quant à la présence possible de différences entre les genres (hommes versus femmes). La divergence de ces résultats serait en partie attribuable au fait que des tests différents aient été utilisés.

La présente étude vise à décrire et comparer la force et l'endurance des muscles du dos entre les hommes (n=15) et les femmes (n=15) lors de trois tests d'extension du dos. Dans le premier test, le sujet en position debout produit une extension du tronc contre un dynamomètre placé au niveau de la quatrième vertèbre thoracique (T4). Dans le second test, le sujet est en position debout semi-accroupie et produit une extension du rachis en tirant contre un dynamomètre fixé au sol. Au cours du troisième test, le sujet est en décubitus ventral, les membres inférieurs attachés à une table et produit un effort d'extension du dos contre gravité afin de soulever le tronc au niveau de la table. Des mesures dynamométriques et EMG de surface sont enregistrées bilatéralement pour quatre muscles du dos (multifidus niveau L5, iliocostalis lombaire niveau L3, longissimus lombaire niveau L1 et longissimus thoracique niveau T10). Les relations respectives entre la fréquence médiane (Md) du spectre de puissance et l'amplitude du signal EMG en « root mean square » (RMS) en fonction du temps de contraction (60 secondes) ont été respectivement estimées par la Md/temps et la RMS/temps lors des contractions isométriques soutenues à 50% du moment d'extension maximal des muscles extenseurs du rachis.

Les résultats démontrent 1) qu'il n'y a pas de différence significative entre les hommes et les femmes quant à l'endurance des muscles investigués et ce, pour chacun des tests utilisés, 2) que le test effectué en position semi-accroupie montre des résultats moins sensibles à la fatigue comparativement aux deux autres tests effectués et 3) que les indices de fatigabilité soit les pentes RMS/temps et Md/temps, démontrent un phénomène de fatigue plus marqué pour le muscle multifidus par rapport aux autres muscles paravertébraux étudiés.

À la lumière de ces résultats, il semblerait que le muscle multifidus est plus sujet à la fatigue lors de la contraction isométrique en extension du tronc. D'autre part, l'effet de fatigue semble moins marqué pour le test en position semi-accroupie comparativement aux deux autres tests et ce, pour tous les muscles testés. Finalement, aucune différence n'a été décelée entre les hommes et les femmes pour ce qui est des tests de fatigue. Ces résultats suggèrent qu'il n'est pas nécessaire de différencier les hommes et les femmes lors d'études cliniques portant sur la fatigue des muscles du dos.

Mots clés: muscles du dos, évaluation, fatigue, EMG, dynamométrie

ABSTRACT

Several studies using electromyographic (EMG) measures to evaluate the endurance and strength of para-vertebral muscles have reported contradictory results regarding potential differences between genders. The divergent conclusions of these investigations could be partly explained by the differences in their methods.

The aims of this study were to describe and to compare, between males (n=15) and females (n=15), 3 methods of assessment of muscle strength and fatigue during forced trunk extension. In the first method, the subjects were standing and asked to produce a trunk extension against a dynamometer fixed at the level of the fourth thoracic vertebra. In the second test, in a squat position, the subjects were asked to produce a trunk extension while pulling-up an handle fixed to the floor. In the third test, the subjects were lying in prone position, with the lower limbs fixed to a table and were asked to hold their unsupported trunk against gravity. Dynamometric and EMG measures were recorded bilaterally in four (4) back muscles (multifidus L5 level, iliocostalis lumbar L3 level, longissimus lumbar L1 level and longissimus thoracic T10 level). The EMG signal was assessed in order to obtain the median frequency (Md) of the power spectrum and also to obtain its amplitude using the root mean square (RMS). The variations in the Md and RMS parameters over time of contraction were respectively measured by the Md/time and RMS/time relations during 60 seconds of maintained isometric contractions at 50% of the maximal moment of back muscles.

The results show that (1) there is no significant difference between genders in the endurance of the back muscles tested, (2) the test in the squat position reveals less sensitivity to fatigue when compared to the tests in the

upright and prone positions and (3) both fatigue parameters, RMS/time and Md/time, showed an increase of fatigue in the multifidus muscle compared to other para-vertebral muscles.

According to these results, the multifidus seems to be more sensitive to fatigue when compared to other back muscles during isometric extension of the trunk. The test in the squat position produces less fatigue in the muscles tested when compared to the other tests. Finally the lack of evidence of difference between genders in muscle fatigue for the 3 methods of assessment used and for the different muscles tested strongly suggests that the gender parameter should no more be taken into account in clinical investigation on muscles fatigue of back muscle.

Key search headings: back muscles, assessment, fatigue, EMG, dynamometric measures

TABLE DES MATIÈRES

ABRÉGÉ.....	iii
ABSTRACT.....	v
LISTE DES TABLEAUX	xi
LISTE DES FIGURES.....	xiii
LISTE DES ABRÉVIATIONS	xv
DÉDICACE	xvi
REMERCIEMENTS	xvii
CHAPITRE 1: PROBLÉMATIQUE	1
1.1 Introduction	1
1.2 Objectif de l'étude	4
1.2.1 Objectifs spécifiques	4
1.3 Hypothèses	5
1.4 Pertinence de l'étude	5
CHAPITRE 2: RECENSION DE LA LITTÉRATURE	6
2.1 Rappel anatomique	6
2.1.1 Les muscles.....	6
2.1.2 Les muscles du dos	7
2.1.2.1 Le muscle multifidus.....	8
2.1.2.2 Le muscle iliocostalis	8
2.1.2.3 Le muscle longissimus	9
2.2 Composition de fibres musculaires.....	10
2.2.1 Aspects généraux	10
2.2.2 Aspects spécifiques de la musculature du dos.....	11
2.2.2.1 Aspects spécifiques de la musculature du dos selon le genre	13

2.3	L'électromyographie (EMG).....	14
2.4	Mesures, analyse temporelle et spectrale du signal d'EMG.....	15
2.5	L'EMG et le type de contraction musculaire	18
2.6	Relation entre les types de fibres et le signal EMG.....	20
2.7	La force et la fatigue musculaire.....	22
2.7.1	Aspects généraux de la force et de la fatigue.....	22
2.7.2	Fatigue des muscles du dos	24
2.8	Relation entre le recrutement, la fréquence de décharge d'une unité motrice et la force	24
2.9	Relation de la fatigue avec l'EMG	26
2.10	Temps de contraction lors de test de fatigue	28
2.11	Tests d'évaluation de la fatigue des muscles du dos	29
CHAPITRE 3: MÉTHODOLOGIE		33
3.1	Méthodes	33
3.1.1	Les sujets.....	33
3.1.2	Procédures.....	33
3.1.3	Électromyographie de surface	35
3.1.4	Test d'inclusion et d'exclusion des sujets.....	36
3.2	Montage expérimental 1	37
3.2.1	Mesure du bras de levier	37
3.2.2	Procédure du test.....	38
3.3	Montage expérimental 2	39
3.3.1	Procédure du test.....	41
3.4	Montage expérimental 3	42
3.4.1	Mesure du bras de levier	42
3.4.2	Procédure du test.....	43
3.5	Analyses statistiques.....	44

CHAPITRE 4: RESULTATS	45
4.1 Sujets	45
4.1.1 Donnés générales	45
4.1.2 Plis adipeux	46
4.2 L'évaluation de la force maximale volontaire (FMV) lors des tests.....	48
4.3 Pourcentage de force réalisée lors du test de fatigue de Sorensen.....	49
4.4 Résumé des données EMG suite au test de fatigue.....	50
4.4.1 Valeurs de la relation RMS/temps	50
4.4.2 Valeurs de la relation Md/temps.....	52
4.5 Résultat de l'évaluation entre les tests, les groupes et les muscles	55
4.5.1 Comparaison bilatérale entre les muscles étudiés	55
4.5.2 Comparaison entre les groupes hommes et femmes	56
4.5.3 Comparaison entre les tests	57
4.5.3.1 Muscle multifidus (niveau L5)	57
4.5.3.2 Muscle iliocostalis lombaire (niveau L3).....	58
4.5.3.3 Muscle longissimus lombaire (niveau L1).....	59
4.5.3.4 Muscle longissimus thoracique (niveau T10)	60
 CHAPITRE 5: DISCUSSION	 61
5.1 Caractéristiques des sujets.....	61
5.2 Contraction maximale volontaire lors des tests.....	62
5.3 Pourcentage de FMV lors des tests de fatigue	64
5.4 Comparaison entre les côtés droit et gauche.....	64
5.5 Comparaison de la fatigue entre les hommes et les femmes.....	65
5.6 Comparaison entre les tests de fatigue	67
5.7 Comparaison entre les muscles investigués.....	70
5.8 Études futures	75

CHAPITRE 6: CONCLUSION.....	77
CHAPITRE 7: BIBLIOGRAPHIE	79
ANNEXE A : Certificat d'éthique	xviii
ANNEXE B : Fiche d'identification.....	xx
ANNEXE C : Formulaire de consentement.....	xxii

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Statistiques descriptives résumant les facteurs décrivant les sujets. La valeur du niveau p est indiquée suite aux résultats de tests t de Student.....	45
Tableau II : Résultats des ANOVA deux voies avec une mesure répété pour les plis adipeux pour chacun des muscles investigués	47
Tableau III : Résultats des ANOVA deux voies avec une mesure répétée pour la FMV	48
Tableau IV : Résultats des analyses post-hoc Bonferroni localisant les sites de différence entre les tests (1 = test en position debout, 2 = test Sorensen, 3 = test en position semi-accroupie.....	49
Tableau V : Pourcentages calculés de FMV pour les hommes et les femmes lors du test de Sorensen. Les résultats d'un test de t de Student sont rapportés.....	49
Tableau VI : Statistiques descriptives de la pente RMS/temps (régression linéaire) pour chaque muscle étudié et chacun des côtés évalués lors des trois tests investigués. Ces données sont présentées pour les hommes et les femmes.....	50
Tableau VII : Résultat des ANOVA trois voies pour mesures répétées comparant les tests (debout, Sorensen et semi-accroupie), les groupes (hommes et femmes) et le côtés (droit et gauche) pour chaque muscle étudié pour la relation RMS/temps.....	51

Tableau VIII : Résultats des analyses post-hoc Bonferroni localisant les sites de différence entre les tests pour le RMS/temps, ceci pour chacun des muscles investigués.....	52
Tableau IX : Statistiques descriptives de la pente Md/temps (régression linéaire) pour chaque muscle étudié et chacun des côtés évalués lors des trois tests investigués. Ces données sont présentées pour les hommes et les femmes.....	53
Tableau X : Résultat des ANOVA trois voies pour mesures répétées (valeurs p) comparant les tests, les groupes et les côtés pour chaque muscle étudié pour la relation Md/temps.....	54
Tableau XI : Résultats des analyses post-hoc Bonferroni localisant les sites de différence entre les tests pour le Md/temps, ceci pour chacun des muscles investigués.....	54

LISTE DES FIGURES

Figure 01 : Les muscles multifidus L5, iliocostalis lombaire L3, longissimus lombaire L1 et longissimus thoracique T10.....	34
Figure 02 : Position des électrodes EMG.....	35
Figure 03 : Mesure du poids du tronc pour le test de Sorensen.....	37
Figure 04 : Mesure de la FMV pour le test de Sorensen.....	37
Figure 05 : Diagramme de la structure du dynamomètre pour le test en position debout (Larivière et coll., 2001).....	38
Figure 06 : Test de fatigue en position debout	39
Figure 07 : Détermination de la force appliquée au test de Sorensen	40
Figure 08 : Test de fatigue en position couché ventral (Sorensen)	41
Figure 09 : Moment total d'extension (M) généré au test en position semi-ccroupie (Dolan et coll., 1995).....	42
Figure 10 : Test de fatigue en position semi-accroupie.....	43
Figure 11 : Histogramme des valeurs moyennes des plis adipeux (mm), pour chaque groupe de sujets (hommes et femmes) et chaque côté (gauche et droit). Ceci pour chacun des muscles investigués (L5 = multifidus, L3 = iliocostalis, L1 = longissimus lombaire, T10 = longissimus thoracique).....	46

Figure 12 : Histogramme des valeurs moyennes de FMV (Nm) lors des trois tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie) pour chaque groupe (hommes et femmes).....	48
Figure 13 : Pentés moyennes (RMS/temps et Md/temps) pour les muscles multifidus droit et gauche pour chaque test investigué (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes.....	55
Figure 14 : Pentés moyennes (RMS/temps et Md/temps) pour les muscles multifidus entre les hommes et les femmes pour chaque test investigué (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les côtés droit et gauche.....	56
Figure 15 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle multifidus (L5) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.....	57
Figure 16 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle iliocostalis lombaire (L3) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.....	58
Figure 17 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle longissimus lombaire (L1) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.....	59
Figure 18 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle longissimus thoracique (T10) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.....	60

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ASIS	-	Épine iliaque antéro-supérieure
ATP	-	Adénosine triphosphate
CP	-	Phosphocréatine
EMG	-	Électromyographie
Fig	-	Figure
Fmoy	-	Fréquence moyenne
FMV	-	Force maximal volontaire
Hz	-	Hertz
IRM	-	Institut de Réadaptation de Montréal
kg	-	Kilo
m	-	Mètre
Md	-	Fréquence médiane
mm	-	Millimètre
mV	-	Millivolts
N	-	Newton
PLV	-	Programmation Lab View
PSIS	-	Épine iliaque postéro-supérieure
RMS	-	Root mean square
s	-	Écart-type
sec	-	Second
uV	-	Microvolts
V	-	Voltage

DÉDICACE

À mon épouse Fabiana, pour son dévouement, sa compréhension et son appui dans les moments les plus difficiles.

REMERCIEMENTS

Mes remerciements vont tout d'abord à mon directeur, M. Bertrand Arsenault, pour avoir été un guide exemplaire dans le droit chemin de la recherche et par toute la confiance dont il a su me témoigner tout au long de cette maîtrise.

À mon co-directeur M. Julio Fernandes pour l'opportunité qui m'a été donnée d'être ici.

Je tiens aussi à remercier l'ingénieur Michel Goyette pour le support technique et dont la patience nous a appris à vaincre la machine quand celle-ci avait presque raison de nous.

À mon ami Joseph-Omer Dyer, et quand on parle d'un ami tout est dit.

À Dieu, celui qui se passe de tout explication.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE

1.1 Introduction

Au cours des 4 dernières décennies, plusieurs méthodes évaluant la musculature du dos ont été mises au point afin d'évaluer, diagnostiquer, prévenir les maux de dos et permettre la réadaptation des personnes qui en souffrent. Ces méthodes peuvent inclure des mesures d'évaluation de la force musculaire, de la flexibilité, de la coordination, de la fatigue des muscles du dos en plus de considérer certains facteurs de corrélations démographiques. Il y a, notamment, plusieurs méthodes d'évaluation de l'endurance des muscles du dos. Les tests d'endurance par des tests en contraction isométrique sont les plus largement utilisés car ils utilisent un appareillage simple et peu coûteux. Par ailleurs, ces méthodes d'évaluation ont démontré une bonne validité et fidélité par rapport à l'électromyographie (EMG) (Koumantakis et coll., 2001; Mannion et coll., 1997_b; De Luca, 1993). Ainsi, les techniques alliant les efforts musculaires isométriques et l'EMG sont de plus en plus utilisées tant en recherche qu'en clinique. L'importance des muscles extenseurs du tronc vient de leur sollicitation dans la plupart des activités de la vie quotidienne et, plus spécifiquement, au cours lors de travaux qui exigent le maintien d'une même posture pour de longue période de temps (Jorgensen et Nicolaisen, 1987). Trois principaux tests sont utilisés en clinique pour évaluer la fatigue des muscles paravertébraux: 1) en décubitus ventral, les membres inférieurs maintenus, le tronc est sans support et maintenu à l'horizontale, (Sorensen, 1984), 2) en position debout, le sujet réalise un effort en extension isométrique du tronc contre un dynamomètre placé au niveau de la vertèbre T4 (Larivière et coll., 2001_c), et 3) en position debout les genoux semi-fléchis (position semi-accroupie) le

sujet tire vers le haut, comme pour se redresser, contre une poignée reliée à un dynamomètre fixé au sol (Dolan et coll., 1995).

L'électromyographie (EMG) de surface est de plus en plus utilisée comme outil d'évaluation de la fonction musculaire (De Luca, 1985; Bouisset et Maton, 1995). Plus spécifiquement, l'EMG a été utilisée pour étudier la fatigue des muscles du dos. Cette mesure de la fatigue est devenue nécessaire en raison de l'incidence marquée des maux de dos et le manque de mesures objectives de cette pathologie (Roy et Oddsson, 1998). La fatigue des muscles extenseurs du dos semble être un facteur important dans l'étiologie et dans la récurrence des problèmes au dos (Roy et coll., 1997). L'EMG permet une meilleure compréhension du processus physiologique de la fatigue musculaire (De Luca, 1985) en éliminant la mesure de certaines composantes subjectives associées aux maux de dos, tel que la crainte et le niveau de motivation, qui ne peuvent être complètement contrôlées par de simples études dynamométriques (Roy et coll., 1997). Différentes études ont ainsi démontré que la force musculaire ne présente pas une bonne valeur pronostique pour identifier les sujets lombalgiques. La diminution de l'endurance musculaire serait par contre une mesure plus en relation avec le développement des maux de dos (Jorgensen et Nicolaisen, 1987). Les muscles extenseurs du dos sont 30% plus forts que les muscles fléchisseurs chez les sujets normaux et, de plus, la performance musculaire diminuerait avec l'âge autant pour les hommes que pour les femmes (Hérisson et Revel, 1999). La performance musculaire est généralement moindre chez les femmes en rapport aux hommes, excepté lors de la contraction isométrique des muscles extenseurs du dos. La bonne performance des muscles extenseurs du rachis chez les femmes pourrait confirmer l'incidence plus marquée des lombalgies chez les hommes (Hérisson et Revel, 1999). Il existerait également des différences entre les sujets dans le pourcentage et le diamètre des types de fibres musculaires pour un même muscle (Pincivero

et coll., 2001). Les fibres de type I sont principalement aérobiques, généralement de plus petit calibre, génèrent une plus faible tension musculaire et résistent à la fatigue. La capacité de génération de l'adénosine triphosphate (ATP) par voie aérobique caractéristique des fibres de type I est reliée à la présence d'un grand nombre de mitochondries dans ces cellules ainsi qu'à la concentration élevée des enzymes participant au métabolisme aérobique (Ghorayeb et Barros, 1999 ; Villiger, 1995 ; Spring et coll., 1995). Les fibres de type II, également connues sous le nom de fibres à contraction rapide ou glycolitiques, sont en général de gros calibre, génèrent de fortes tensions musculaires et produisent de l'ATP par voie anaérobique au moyen de la glycolyse (Smith et coll., 1997). La Md du spectre de puissance du signal EMG est en relation linéaire avec la vitesse de conduction des fibres musculaires et cette dernière augmente proportionnellement avec le calibre de ces fibres (Roy et coll., 1986; Larivière et coll., 2001_b). Selon Mannion et coll. (1997_b) il y a peu ou pas de différence entre le diamètre des fibres de type I et II pour les muscles spinaux. Selon ces auteurs, plus le diamètre des fibres initialement recrutées est grand, moins il y a nécessité de recruter des unités motrices (UM) additionnelles (plus rapides, plus fatigables) pour atteindre la force sous-maximale requise. En d'autres mots, comme les fibres musculaires sont sensiblement de la même grosseur, il sera plus difficile d'obtenir des différences dans la vitesse de conduction entre les deux types de fibres musculaires et d'ainsi pouvoir les caractériser. Ce qui peut expliquer qu'une plus grande proportion en fibres musculaires de type I ou proportions similaires en fibres musculaires de type I et II de mêmes calibres affecteront peu la variation de la Md puisque la vitesse de conduction sera similaire.

Différentes explications ont été proposées pour expliquer l'augmentation de l'amplitude du signal EMG et du déplacement du spectre de puissance du signal EMG vers les basses fréquences lors d'une contraction isométrique soutenue à un niveau de force constant. Ces

hypothèse concernent le recrutement, la synchronisation, le changement dans la vitesse de conduction et la modulation de la fréquence de décharge des unités motrices (De Luca, 1985). Cependant, il existe encore des dissensions quant aux explications de la variation de certains paramètres de nature temporelle et fréquentielle du signal EMG.

1.2 Objectif de l'étude

La présente étude a pour but de décrire et de comparer les hommes et des femmes en ce qui a trait à leur force et leur endurance musculaires lors de trois tests d'extension du dos en contraction isométrique et ce pour 4 muscles évalués bilatéralement. Cette évaluation permettra de documenter certaines causes d'inconsistances présentes dans la littérature abordant ce sujet.

1.2.1 Objectifs spécifiques

1) Documenter la présence ou l'absence de différence dans la fatigabilité des muscles paravertébraux entre les hommes et les femmes.
2) Documenter la sensibilité des trois tests utilisés dans l'évaluation de la fatigue pour les muscles investigués.
3) Documenter le niveau de fatigabilité des différents muscles investigués.

1.3 Hypothèses

Les données de la littérature quant à la présence ou l'absence de différence entre les genres (hommes versus femmes) au niveau des mesures EMG utilisées dans l'évaluation de la force et de l'endurance musculaire du

dos sont contradictoires. Ces inconsistances quant à l'évaluation des muscles du dos ne sont pas dues aux mesures EMG, mais résulteraient plutôt de l'utilisation de différents tests dynamométriques effectués dans différents laboratoires par différents évaluateurs. Malgré les inconsistances, nous croyons qu'il y a une plus grande fatigabilité pour les muscles extenseurs du dos chez les hommes que chez les femmes. Lors de la réalisation de trois tests par le même sujet, nous espérons ne pas trouver de différence significative entre les tests. En ce qui concerne les muscles étudiés, le muscle multifidus devra présenter un signal de fatigue plus élevé pour les trois tests utilisés.

1.4 Pertinence de l'étude

Advenant que des différences significatives existent entre les hommes et les femmes, ceci impliquerait que lors d'évaluation ou lors d'étude des groupes homogènes (hommes ou femmes) devraient être utilisés. Dans le cas contraire, les études pourraient inclure des sujets des deux sexes sans distinction. Dans l'éventualité où les différents tests utilisés présenteraient des résultats différents, le choix d'un test par rapport l'autre deviendrait crucial puisque les tests auraient des sensibilités différentes et un pouvoir de discrimination différent. Advenant que certains muscles soient plus fatigables que d'autres, ils présenteraient potentiellement des différences fonctionnelles dans leur recrutement lors du travail en synergie des extenseurs du dos. Par exemple, un muscle pourrait être plus impliqué dans le maintien postural tandis que d'autres seraient plus impliqués lors de mouvements nécessitant de plus grandes forces.

CHAPITRE 2

RECENSION DE LA LITTÉRATURE

2.1 Rappel anatomique

2.1.1 Les muscles

Le mouvement est une caractéristique fondamentale du comportement humain. Le mouvement est un phénomène biomécanique engendré par la contraction des muscles squelettiques agissant sur un système de leviers. Le système neuromusculaire permet d'ajuster et de préciser le niveau de contraction musculaire en fonction de la multitude de tâches motrices à accomplir. Chaque muscle ou groupe musculaire squelettique possède un large spectre de fibres musculaires qui diffèrent de par leurs propriétés biomécaniques et métaboliques. Cette diversité des fibres au sein d'un même muscle permet à ce dernier de répondre aux différentes exigences imposées par une grande variété de tâches motrices. Ainsi, certaines fibres (type I) permettent des contractions pour de longues périodes de temps sans fatigue, tandis que d'autres fibres (type II) fournissent de grandes tensions pour de courtes périodes, soit quelques secondes (Bouisset et Maton, 1995).

Les muscles se fixent par leurs extrémités sur des surfaces qui constituent leurs points d'attache. On distingue normalement les attaches en insertion d'origine (proximale) et en insertion terminale (distale). Les muscles appliquent, par l'intermédiaire des tendons, une force sur les pièces osseuses auxquelles ils sont attachés. En raison de la géométrie du système muscle-squelettique, les mouvements articulaires sont initiés par la contraction des muscles qui génèrent un moment de force. Ce moment de force permet le mouvement d'un membre, d'un segment de membre, ou plus

généralement d'une partie du corps autour d'un axe passant par une articulation. L'action articulaire d'un muscle ne se limite pas uniquement au rôle joué au niveau de son insertion mais également au niveau de son origine. Les muscles fixateurs, souvent appelés stabilisateurs, la contraction de ces muscles tend à immobiliser l'une des extrémités d'un segment afin que le mouvement angulaire ait lieu dans la direction appropriée (Bouisset et Maton, 1995). Cette fonction associée à ces muscles est importante puisque lorsque le muscle agoniste contracte, sa force est également distribuée entre ses insertions distales et proximales (Lehmkuhl et Smith, 1983). Plus généralement, ce sont les muscles dont la contraction a pour effet de fournir un appui stable à l'exécution de mouvement. Cette fonction de stabilisation proximale peut être optimisée par l'utilisation de stabilisations externes, comme le maintien du segment par le clinicien, lors de l'évaluation de la force musculaire des patients. En effet, plusieurs études confirment la contribution importante d'une stabilité proximale accrue lors de l'exécution de mouvements et lors de l'évaluation de la force musculaire maximale (Vanneuville et coll., 1994).

2.1.2 Les muscles du dos

La colonne vertébrale présente au total une mobilité de type de celle d'une énarthrose. Cette mobilité est avant tout rendue possible par un système complexe de bandes de fibres musculaires, qui recouvrent le rachis sur toute sa longueur. Ce système musculaire puissant au long du rachis permet des mouvements autour de son axe. De plus, la musculature du dos stabilise le rachis en collaboration avec l'appareil ligamentaire, en plus de déterminer ses courbures physiologiques. La musculature du dos relie entre elles les apophyses épineuses et transverses sur tout la longueur du rachis, avec des faisceaux musculaires qui s'étendent sur plusieurs vertèbres. Ils s'attachent également à l'os occipital et au sacrum si bien qu'ils haubangent la

totalité de la colonne vertébrale. Ils participent ainsi à la totalité des mouvements possibles, à l'exception de la flexion vers l'avant (Snell, 1981).

2.1.2.1 Le muscle multifidus

Les muscles multifidus sont particulièrement développés à hauteur du sacrum et des vertèbres lombaires. Ils se composent d'une multitude de faisceaux musculaires partant de la face postérieure du sacrum ainsi que des apophyses transverses de toutes les vertèbres sauf les 4 premières cervicales. Les faisceaux vont se terminer sur les apophyse épineuses de vertèbres situées plus haut, sauf l'atlas, en enjambant de 1 à 4 vertèbres. Lorsqu'ils se contractent de manière bilatérale et symétrique, leur action étend la colonne vertébrale tandis que leur contraction d'un seul côté tord la colonne vertébrale vers le côté opposé (Gray, 1985).

2.1.2.2 Le muscle iliocostalis

L'iliocostalis se subdivise en 3 parties qui sont, de bas en haut, l'iliocostalis lombaire, l'iliocostalis thoracique et l'iliocostalis cervical. L'iliocostalis lombaire est issu de la face postérieure du sacrum, de la crête iliaque et du fascia thoracolombaire. Il va s'insérer sur l'angle costal des 6 dernières côtes. L'iliocostalis du thorax part d'angle costal de 6 dernières côtes, en médial par rapport à l'iliocostalis lombaire. Il va s'insérer sur angle costal des 6 premières côtes, ainsi que sur le tubercule postérieur de l'apophyse transverse de la 7^{ème} vertèbre cervicale. L'iliocostalis du cou naît de l'angle costal des 5 premières côtes et va s'insérer sur le tubercule postérieure de l'apophyse transverse des vertèbres cervicales 6 à 3. L'iliocostalis se contractant de manière symétrique, étend la colonne vertébrale, sa contraction unilatérale incline la colonne vertébrale du même côté (Gray, 1985).

2.1.2.3 Le muscle longissimus

Le longissimus se subdivise en 3 parties qui sont de bas en haut, le longissimus du thorax (niveau lombaire et thoracique), le longissimus du cou et le longissimus de la tête. Le longissimus du thorax possède des origines communes avec l'iliocostalis lombaire sur la face postérieure du sacrum et le fascia thoracolombaire. Il naît aussi de languettes musculaires sur les apophyses épineuses des vertèbres lombaires et les apophyses transverses des dernières vertèbres thoraciques. Il va s'insérer par des faisceaux musculaires médiaux sur l'apophyse transverse des 2 premières vertèbres lombaires et de toutes les vertèbres thoraciques. Il émet aussi des faisceaux musculaires latéraux sur le processus costiforme (qui précède l'apophyse transverse) des 2 premières vertèbres lombaires et sur la face externe des 11 dernières côtes. Le longissimus du cou provient des apophyses transverses des 5 premières vertèbres thoraciques et des 6^{ème} et 7^{ème} vertèbres cervicales et se termine par des tendons sur le tubercule postérieur des apophyses transverses cervicales 6 à 2. Le longissimus de la tête provient de l'apophyse transverse des 2 ou 3 premières vertèbres thoraciques, ainsi que des processus transverses et articulaires des dernières 4 ou 5 vertèbres cervicales et va s'insérer sur le bord postérieur du processus mastoïde de l'os occipital, sous l'insertion du muscle splénius de la tête. Si les muscles longissimus se contractent de manière bilatérale et symétrique, ils étendent la colonne vertébrale, la contraction d'un seul côté du muscle longissimus incline la colonne vertébrale de son côté (Beauthier et Lefevre, 1993).

2.2 Composition de fibres musculaires

2.2.1 Aspects généraux

Les exercices résistés recrutent deux types de fibres musculaires striés squelettiques. Ces fibres ont été identifiées par biopsie chirurgicale comme étant des fibres de type I (rouges) et fibres de type II (blanches) (McArdle et coll., 1998). Les fibres de type II sont subdivisées en type IIA, IIB et IIC en raison de leur grande diversité métabolique (Villiger, 1995 ; Spring et coll., 1995 ; Smith et coll., 1997; Mannion, 1999).

Les fibres de type I sont des fibres à contraction lente, résistantes à la fatigue et de métabolisme aérobique (Ng et coll., 1998). Ces fibres possèdent un nombre élevé de mitochondries, ont une coloration rouge en raison de leur concentration élevée de myoglobine (hémoglobine musculaire). Le pourcentage de fibres de type I est augmenté chez les athlètes entraînés pour des sports d'endurance, c'est à dire, les exercices à basse intensité et de longue durée, comme le marathon par exemple (Villiger et coll., 1995 ; Spring et coll., 1995 ; Smith et coll., 1997). Le rôle principal de ce type de fibres est de maintenir de façon continue des activités de type endurance, exigeant un rythme stable de transfert de l'énergie obtenue par voie aérobique. Chez les athlètes d'endurance, une certaine quantité des fibres musculaires à contraction lente contribue à l'accomplissement des exercices à des niveaux élevés et ce, avant le début de l'accumulation du lactate dans le sang (Ghorayeb et Barros, 1999).

Les fibres de type II se contractent rapidement, se fatiguent vite et ont un métabolisme principalement anaérobique (Ng et coll., 1998). Leur coloration est pâle (blanche) car elles sont faiblement pourvues en myoglobine et présentent peu de mitochondries (Villiger et coll., 1995 ; Spring

et coll., 1995). Ce type de fibres est principalement activé lors des activités impliquant des changements de rythme fréquent, au cours des activités avec des arrêts et redémarrages brusques, et aussi lors d'exercices à grandes intensités impliquant le métabolisme anaérobique (Smith et coll., 1997). Les fibres de type IIA sont considérées comme des fibres de types intermédiaires entre les fibres de type I et du type IIB (Ng et coll., 1998). Ainsi, ces fibres ont la capacité de se contracter rapidement tout en générant leur énergie tant par la voie aérobie que par la voie anaérobique. Les fibres du type IIA sont plus résistantes à la fatigue que les fibres du type IIB en raison de leurs pouvoirs oxydatifs et glycolitiques combinés (Spring et coll., 1995). Elles sont donc en position intermédiaire tant en ce qui a trait à leur vitesse de contraction et leur métabolisme. Les fibres de type IIB possèdent un plus grand potentiel anaérobique et constituent de véritables fibres de type rapide glycolitique. Elles sont caractérisées notamment par leur métabolisme énergétique à prédominance glycolitique, leur fatigabilité élevée, leur grande vitesse de contraction et leurs concentrations élevées en phosphates et glycogènes. En général ces fibres sont présentes en plus grand pourcentage chez les athlètes réalisant des activités sportives de grande intensité pour de brèves périodes, comme par exemple le sprint (coureur de 100m) (Villiger et coll., 1995 ; Spring et coll., 1995). Les fibres de type IIC (moindre quantité dans les muscles) sont des fibres en transformation (intermédiaires) qui contiennent des myosines rapides et lentes en proportions variées (Mannion, 1999).

2.2.2 Aspects spécifiques de la musculature du dos

La majorité des échantillons des muscles du dos proviennent de cadavres ou encore de sujets subissant une chirurgie. Pour ce qui est des échantillons de tissus musculaires prélevés lors d'interventions chirurgicales, ces études présument que la structure des fibres n'est pas altérée par la

procédure. Mais les études récentes sur l'association possible entre la structure du muscle et le développement de certaines pathologies suggèrent que les tissus musculaires provenant de sujets opérés ne sont pas représentatifs de tissus normaux (Mannion, 1999). Heureusement, les technologies de biopsie développées au cours des dernières années permettent maintenant une étude des muscles sur des sujets normaux sans risque d'altérer les fibres musculaires et sans causer trop d'inconfort pour les sujets (Spencer et Eccles, 1976).

Selon Thorstenson et Carlson (1987) ainsi que Mannion et coll., (1997_b), le nombre et la proportion des différents types de fibres musculaires varient entre les niveaux thoraciques et lombaires de la musculature du dos. Il y aurait un plus grand pourcentage de fibres de type I par rapport aux fibres de type II au niveau de la portion thoracique des muscles extenseurs du dos (Dolan et coll., 1995). Par ailleurs, Sirca et Kostevc (1985) ont démontré que les fibres de type I se retrouvaient en plus grand nombre dans la région thoracique que les fibres de type II et de plus, il ne semble pas y avoir de différence dans la distribution des fibres de type I entre les échantillons prélevés à la surface et ceux prélevés en profondeur du muscle. Par contre, au niveau de la région lombaire, les proportions entre les deux types de fibres sont à peu près les mêmes, avec un peu plus de fibres de type I dans les muscles profonds. D'autre part, il semble que la grosseur des fibres musculaires du même type de fibre (I ou II) varie en fonction de la profondeur au sein d'un même muscle (Polgar et coll., 1973). La variable profondeur, dans l'étude de Spencer et Eccles (1976), ne semble pas influencer les résultats en ce qui a trait à la distribution de différents types de fibres. Selon Sirca et Kostevc (1985) la différence dans les proportions des différents types de fibre entre les muscles thoraciques et lombaires résulterait probablement d'une différence de la fonction musculaire selon les niveaux segmentaires du rachis.

2.2.2.1 Aspects spécifiques de la musculature du dos selon le genre

Sirca et Kostevc (1985) n'ont trouvé aucune différence dans la grosseur des deux types de fibres (I et II) dans la région thoracique chez des sujets masculins. Plusieurs études (Mannion et coll., 1997_b; Kankaanpää et coll., 1998; Mannion et Dolan, 1994) suggèrent qu'il existe une différence entre les hommes et les femmes pour ce qui est de la grosseur des fibres ou la proportion de celles-ci. Des études par biopsie des muscles du tronc ont démontré une plus grande aire de section transverse des fibres musculaires du type I chez les femmes comparativement aux hommes, bien que la proportion absolue du type de fibre soit similaire (Mannion et Dolan, 1994). Dans l'étude de Thorstensson et Carlson (1987) des analyses histochimiques ont confirmé le potentiel oxydatif supérieur des muscles du dos chez la femme.

Une contraction isométrique maintenue dans le temps peut entraîner de l'ischémie et provoquer une diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires (Bouisset et Maton, 1995; Jurell, 1998). Il est possible que d'autres facteurs puissent contribuer à augmenter la pression dans le compartiment du muscle lors de la contraction isométrique tant chez les hommes que chez les femmes. Cet accroissement de la pression pourrait entraîner une diminution de la quantité de sang disponible pour la contraction musculaire et favoriserait l'utilisation des voies métaboliques anaérobiques au sein du muscle (Nicolaisen et Jorgensen, 1985). Il est également possible que les différences d'ordre hormonal entre les hommes et les femmes puissent justifier les différences dans l'endurance des muscles lombo-sacrés entre les genres (Umezu et coll., 1998). Ainsi, selon ces auteurs, la variable du genre semble importante à considérer lors de l'interprétation des résultats sur la fatigue de la musculature du dos.

2.3 L'électromyographie (EMG)

L'électromyographie est, au sens étymologique, l'enregistrement de l'activité électrique qui siège dans les muscles lorsqu'ils sont excités (Bouisset et Maton, 1995). Depuis les premiers enregistrements effectués par Piper dans les années 1907-1914, l'évolution des techniques a été telle que l'on dispose maintenant d'appareillages bien adaptés à l'électromyographie (Bouisset et Maton, 1995). La connaissance de la structure et des qualités d'une chaîne d'enregistrement reste pourtant indispensable à la bonne utilisation du matériel et à l'interprétation correcte des signaux obtenus. Par ailleurs, la qualité d'un enregistrement dépend toujours de détails pratiques d'utilisation. La détection, l'enregistrement et le traitement du signal électromyographique constituent, de fait, trois aspects intimement liés de la technique électromyographique (Bouisset et Maton, 1995). La détection se fait au moyen d'électrodes. Le signal qui est enregistré, l'électromyogramme, dépend essentiellement de leur place et de leurs caractéristiques. Les différences de potentiel détectées étant de faible amplitude, microvolts (uV), il est ensuite nécessaire de les amplifier en millivolts (mV). La fidélité de l'enregistrement dépend donc aussi des caractéristiques des amplificateurs proprement dit (Bouisset et Maton, 1995). Il est donc particulièrement important de ne jamais perdre de vue qu'une chaîne d'enregistrement électromyographique constitue un tout, et que les caractéristiques de chacun de ses éléments sont susceptibles de modifier fondamentalement l'électromyogramme (Bouisset et Maton, 1995).

Lors de contractions sous-maximales soutenues, l'amplitude du signal EMG (le RMS) caractérise bien l'activité des unités motrices en fonction de leur niveau de recrutement et de la modulation de leur fréquence de décharge (Moritani et coll., 1986; Mayer et coll., 1989). Selon Arsenault et Larivière (2000) et Roy et coll. (1997) les paramètres fréquentiels du signal

EMG (fréquence médiane) auraient une meilleure validité pour caractériser la fatigue des muscles du dos lors de contractions isométriques soutenues à différents pourcentages de force maximal volontaire (FMV). Selon ces chercheurs précités, il y aurait un déplacement du spectre de puissance vers les basses fréquences en présence de fatigue. Ce déplacement serait d'autant plus grand que le % FMV serait important, et le taux de changement de ce paramètre (la pente), serait un très bon indice de la fatigue musculaire, toujours selon ces auteurs. De plus, le déplacement du spectre de puissance vers les basses fréquences serait en relation avec la composition relative du muscle en fibre de type I ou II et avec la vitesse de conduction associée au calibre de ces fibres musculaires (Moritani et coll., 1986). La position dans laquelle se trouve le sujet lors de l'effort pourrait également entraîner une variation dans les résultats. Selon Roseburg et Seidel (1989), dans le cas des extenseurs du dos, plus le muscle est en position raccourcie (lordose lombaire), plus les valeurs de l'amplitude RMS et de la Md du signal EMG augmenteront pour une même force donnée.

2.4 Mesures, analyse temporelle et spectrale du signal d'EMG

De récentes études ont utilisé l'analyse du spectre EMG en fonction de la force produite afin d'évaluer l'endurance musculaire. Cette technique aurait aussi été utilisée pour les muscles du dos. La faiblesse et la fatigue musculaire se retrouvent également chez les sujets présentant des lombalgies chroniques. Ces déficiences sont documentées à l'aide de protocoles d'évaluation dynamométrique et électromyographique développés dans différents laboratoires (Roy et coll., 1995; Umezu et coll., 1998). Les travaux de ces auteurs sur les maux de dos suggèrent des outils d'évaluation objectifs de la faiblesse et de la fatigue des muscles du dos. Ces mesures EMG et dynamométriques particulièrement sensibles à la faiblesse et à la

fatigue musculaires sont intéressantes pour la réadaptation et pourraient être utilisées de façon concomitante avec d'autres mesures cliniques afin d'évaluer des personnes souffrant de mal du dos. Dû aux problèmes de douleur et de motivation lors des tests d'endurance et de force, l'EMG de surface est de plus en plus utilisée afin d'évaluer différentes caractéristiques musculaires. En effet, l'évaluation EMG est peu dépendante de la motivation des sujets (Mannion et coll., 1998).

Le spectre de fréquence ou, plus exactement, la densité spectrale de puissance de l'électromyogramme est calculée au moyen de programmes de transformation de Fourier (Bouisset et Maton, 1995). Ce traitement est rarement effectué sur le signal direct. En particulier, afin de s'affranchir de l'erreur liée à la troncature du signal, l'électromyogramme est, avant transformation de Fourier, multiplié par une fonction mathématique. Il est également possible d'effectuer la transformation de Fourier sur la fonction d'auto-corrélation du signal, laquelle conserve les mêmes caractéristiques spectrales que le signal brut (Bouisset et Maton, 1995).

Dans le domaine temporel de l'EMG, une mesure généralement exprimée en racine de la valeur moyenne du carré (root mean square ou RMS) du signal myoélectrique, est utilisée pour quantifier l'activité d'un muscle. Il a été démontré que lors d'une augmentation progressive de la force isométrique, il y a une augmentation proportionnelle de la valeur du RMS du signal EMG, cette augmentation peut être linéaire ou non linéaire, selon la stratégie utilisée par le muscle (Moritani et coll., 1986; Arsenault et Larivière, 2000). Ainsi, pour augmenter la force, il existe une interrelation entre deux facteurs, le recrutement de nouvelles unités motrices et la modulation de la fréquence de décharge des unités motrices déjà utilisées (De Luca et coll., 1982). Ces facteurs influencent la relation entre l'EMG et le moment de force, lorsqu'il y a recrutement de nouvelles unités motrices pour

augmenter le moment de force, la pente de la relation EMG/Moment est plus importante que lors de la modulation de la fréquence des fibres déjà en fonction (Moritani et Muro, 1987). Ces auteurs expliquent que les unités motrices nouvellement recrutées sont généralement reliées à des fibres ayant une activité électrique plus importante, le recrutement de ces fibres de type II entraîne donc une augmentation du potentiel d'action global. Par ailleurs, la pente de la relation EMG/Moment est moins abrupte lorsqu'il s'agit d'une augmentation de la fréquence des unités motrices déjà utilisées (Moritani et coll., 1986). La valeur du RMS du signal EMG est aussi étudiée durant des tests impliquant des contractions isométriques soutenues menant le muscle en condition de fatigue. Lors de ces tests une augmentation du RMS a été observée (Moritani et coll., 1986, Arsenault et Larivière, 2000) et cette augmentation serait expliquée par le recrutement progressif de nouvelles unités motrices afin de conserver le niveau de force désiré (Moritani et coll., 1986). Selon ces auteurs, qui ont étudiés les muscles biceps brachial (fibres mixte) et soleus (muscle surtout de fibres type I), un muscle composé majoritairement de fibres de type II aurait une pente RMS/Temps plus abrupte, puisqu'il serait plus fatigable qu'un muscle majoritairement composé de fibres de type I.

Deux autres mesures électromyographiques, soit la fréquence médiane (Md) et la fréquence moyenne (Fmoy) du spectre de puissance du signal EMG, (mesures statistiques de tendance centrale), qui proviennent d'une transformé de Fourier, ont été démontrées comme étant valides pour évaluer la fatigue musculaire sans être influencée par la motivation du sujet (Mannion et coll., 1998, Arsenault et Larivière, 2000). La Md du spectre de puissance qui est la fréquence qui partage le spectre en deux parties de puissance égale (Bouisset et Maton, 1995), est de plus en plus utilisée pour étudier les muscles du dos (Roy et coll., 1995). La Fmoy du spectre de puissance est définie selon la définition standard d'une moyenne en

statistique basée sur une distribution normale des valeurs des fréquences du spectre de puissance dans cette cas-ci (Bilodeau et coll., 1991). La Fmoy correspond à ce que l'on pourrait appeler le centre de gravité du spectre (Bouisset et Maton, 1995).

Ces mesures spectrales sont utilisées car elles semblent refléter la composition en fibres musculaires des muscles étudiés (De Luca, 1993). Lorsqu'un sujet contracte un muscle avec une force progressive, il recrute généralement ses unités motrices de façon ordonnée, c'est à dire du plus petit motoneurone au plus grand motoneurone (Goldberg et Derfler, 1977). Généralement, les fibres musculaires de plus petit diamètre (type I) sont associées aux plus petits motoneurones et les fibres musculaires de plus gros diamètre (type II) aux plus gros motoneurones (Sirca et Kostevc, 1985). Cependant, certains muscles présentent des fibres de types II plus petites que celles de type I (Ng et coll., 1998). La Md du spectre est hautement corrélée avec la vitesse moyenne de conduction musculaire, laquelle est elle-même fortement liée au diamètre des fibres musculaires recrutées (De Luca, 1985). La Md peut nous donner une estimation de la grosseur des fibres musculaires qui sont recrutées au travers différents niveaux de force. Une faiblesse musculaire causée par l'atrophie des fibres pourrait donc être dépistée par les changements dans la Md puisque celle-ci est sensible au diamètre des fibres sur lesquelles voyage le potentiel d'action (De Luca, 1985; Roy et coll., 1989).

2.5 L'EMG et le type de contraction musculaire

Une première amorce vers l'utilisation clinique du spectre du signal EMG dans l'évaluation des sujets avec des maux de dos a été le développement de procédures valides et fiables permettant de mettre en

évidence les muscles atteints chez ces patients. Selon Roy et Oddsson (1998) les procédures utilisant des calculs faits sur le spectre EMG, notamment basées sur la transformation de Fourier, exigent que le signal EMG soit obtenu lors du maintien d'une force constante au cours d'une contraction isométrique durant laquelle, il est possible de s'assurer que le signal EMG reste stationnaire (*constant variance over time*). Les contractions musculaires qui ne sont pas isométriques amènent des variations imprévisibles des signaux et ce, en raison des variations dans la longueur de la fibre musculaire, de la force musculaire et aussi, principalement, à cause des déplacements des électrodes par rapport au muscle (Merletti et Lo Conte, 1997). Ces facteurs compliquent considérablement l'interprétation du signal EMG obtenu en additionnant des variables confondantes qui peuvent falsifier la mesure de l'activité de la fibre musculaire (Roy et Oddsson, 1998). Cependant, d'autres procédures d'analyse du signal EMG, comme par exemple le *quadratic time-frequency*, ont été développées dans le but de minimiser ces effets (Merletti et Lo Conte, 1997).

Les changements au niveau du spectre du signal EMG lors de l'accroissement de la force produite sont très variables voire même contradictoires selon les études. Plusieurs facteurs pourraient expliquer la différence des résultats obtenus selon les études. Parmi ces facteurs, mentionnons la distance inter-électrode, la surface des électrodes et les différentes procédures techniques (Merletti et Lo Conte, 1997; Bilodeau et coll., 1991). Selon ces auteurs, le type de contraction étudié pourrait également être en cause. En effet, les études menées sur des contractions avec augmentation progressive de la force (en rampe) montrent, pour la plupart, un accroissement statistiquement significatif du spectre du signal EMG en fonction de l'augmentation de la force (Bilodeau et coll., 1991; Moritani et Muro, 1987). Par contre, les mesures prises avec des contractions augmentant par palier, c'est à dire maintenues à plusieurs niveaux de force

constante consécutifs, montrent des augmentations moins prononcées ou parfois même inexistante du spectre avec l'accroissement de la force (Roy et coll., 1986; Komi et Viitasalo, 1976).

Au cours des tests de fatigue à contractions isométrique soutenues, il y a typiquement une diminution du spectre de puissance du signal EMG vers les basses fréquences, ceci est mesuré par l'enregistrement de la composante statistique caractéristique du spectre de puissance soit la fréquence médiane (Md) lors de la contraction isométrique (Mannion et coll., 1997_a). Selon ces auteurs, bien que les changements au niveau de la Md du spectre de puissance du signal EMG lors de la fatigue est bien documenté pour différents groupes musculaires, les causes de ces changements et leur relation possible avec les variations dans les propriétés physiologiques et métaboliques des muscles étudiés ne sont pas bien comprises.

2.6 Relation entre les types de fibres et le signal EMG

La composition des fibres musculaires ont montré influence dans la fréquence du signe EMG. Une association significative est rapportée entre les signaux de la Md ou de la Fmoy d'EMG et le type de fibre (I et II) du muscle (Mannion et coll., 1998). Significatives associations ont été rapportée entre les deux statistiques spectrales (ou leur comportement avec la fatigue ou l'augmentation de la force) et le pourcentage du type de fibre par le nombre de fibres ou l'aire relative (Mannion et coll., 1998). Des muscles qui contiennent une grande quantité de fibres du type II sont associés avec une haute fréquence d'EMG, montrent grandes valeurs de Md ou de Fmoy et plus prononcées changements avec la fatigue ou l'augmentation de la force (Bilodeau et coll., 2002). De telles associations reflètent très probablement une vitesse de conduction plus élevée, plus fatigable, et le plus haut seuil de

fibres du type II, qui influencerait la forme des potentiels d'action et ainsi la distribution de la puissance dans le spectre d'EMG.(Bilodeau et coll., 2002).

Dans la littérature a été démontré avec les muscles des extrémités que lors d'une contraction en rampe il y a une augmentation de la F_{moy} ; cette augmentation correspond à la séquence normale de recrutement graduel, soit des fibres de type I aux fibres de type II (Moritani et Muro, 1987). De telles corrélations entre la composition musculaire et le spectre de puissance sont obtenues d'un sujet à l'autre. Il serait donc intéressant de vérifier si de tels résultats peuvent être obtenus chez un même sujet mais pour des muscles ayant une composition différente. Par exemple : le triceps brachial est composé d'environ 60% de fibres de type II, alors que l'anconeus est composé d'environ 60% de fibres de type I. Étant donné que le triceps brachial a une proportion plus élevée de fibres de type II, on peut s'attendre à une augmentation plus prononcée des statistiques du spectre au travers des niveaux de force pour ce muscle comparativement à l'augmentation au niveau de l'anconeus (Bilodeau et coll., 1992_a). Pour d'autres régions, comme au niveau des muscles multifidus, certains auteurs ont trouvé une pente négative pour cette relation (Mannion et coll., 1998), ceci est possible, puisque pour le muscle multifidus les fibres de type I ont un diamètre plus important que les fibres de type II (Manion, 1999). Lors de contractions en rampe, les relations RMS/force et Md/force augmentent de façon linéaire (De Luca, 1985; Bouisset et Maton, 1995). Une relation linéaire positive pour la pente RMS/force indique que la production de force est réalisée par le recrutement de nouvelles unités motrices et par la modulation de la fréquence de décharge. La relation Md/force renseigne sur le type de fibres recrutées et suit le principe de la taille (Bouisset et Maton, 1995).

2.7 La force et la fatigue musculaire

2.7.1 Aspects généraux de la force et de la fatigue

La force musculaire est définie comme la capacité d'un muscle, ou d'un groupe musculaire, à générer une tension maximale lors d'un effort volontaire, par conséquent, la fatigue musculaire reflète une incapacité partielle ou totale du muscle à développer cette tension maximale ou à maintenir un niveau de tension donné (Winter, 1990). Cette définition sommaire doit être précisée car la capacité du muscle à produire une tension maximale dépend de plusieurs facteurs. La morphologie musculaire détermine à priori la grandeur des forces générées. Ensuite, la physiologie intervient tant au niveau du muscle lui-même qu'au niveau du système nerveux (Winter, 1990). Selon Fox et coll. (1995) communément la fatigue musculaire résulte d'une diminution de la quantité du neurotransmetteur chimique acétylcholine, libéré au niveau de la jonction neuromusculaire. La contraction musculaire provoque une réduction de l'afflux sanguin qui résulte en une diminution de la réserve de certains métabolites dont l'adénosine triphosphate (ATP), la phosphocréatine (CP), le glycogène musculaire, l'apport en oxygène et parallèlement une accumulation d'acide lactique (Fox et coll., 1995). De plus, selon ces auteurs, lors de la fatigue, on assiste à une diminution du nombre d'impulsions nerveuses.

Quand nous voulons produire la force maximale possible dans un muscle, habituellement toutes les unités motrices sont activées. L'activation des unités motrices est influencée par un processus appelé le principe de taille. Ce principe est à la base du rapport observé entre la force de contraction de l'unité motrice et le seuil du recrutement. Ainsi, une unité motrice avec une force de contraction basse a un seuil de recrutement bas,

dans ce chemin, elle sera recrutée en premier lieu (Desmedt et Godaux, 1977). Habituellement les unités motrices du type II ont une force de contraction haute et elles ne sont pas recrutées à moins que le haut niveau de force l'exige. Une augmentation dans la fréquence d'activation des unités motrices implique aussi une augmentation de la force. Ces deux facteurs de recrutement permettent la production dans une séquence d'ininteruption de la force volontaire du muscle (Henneman, 1985).

La majorité des muscles contiennent des unités motrices avec une proportion variée de fibres du type I et de fibres de type II. Cette répartition des fibres permettrait un grand spectre de production de force (de la force minimale jusqu'à la production d'une force maximale). La production de force maximale exige le recrutement de toutes les unités motrices, y compris les unités motrices à haut seuil, et à une vitesse d'activation assez haute pour produire une force maximale. Un individu non entraîné ne peut, dans certaines cas, recruter volontairement les unités motrices de seuil plus haut ou d'activer les muscles à leur maximum. Donc, une partie de l'adaptation à l'entraînement est de développer la capacité de recruter toutes les unités motrices pour réaliser une tâche (Sale et coll., 1983). Il est reconnu qu'il existe des petites exceptions au principe de taille. Par exemple, dans une tentative d'améliorer la vitesse de développement de force et de la production de la puissance il peut être possible d'inhiber les unités motrices de seuil inférieur, et activer celui de plus haut seuil. Cette idée provient d'observations de Dudley et coll. (1990) lors de mouvements stéréotypés très rapides et pendant des actions musculaires excentriques volontaires chez l'humain. Ces auteurs ont démontré que l'activation de l'extension du genou par le système nerveux central pendant les efforts maximaux, dépend de la vitesse et du type d'action musculaire et que le système nerveux central est aussi capable de limiter la force en utilisant des mécanismes inhibiteurs qui pourraient être de nature protectrices.

2.7.2 Fatigue des muscles du dos

Selon Larivière et coll. (2001_b) une pente RMS/temps plus élevée indiquerait un plus grand recrutement d'unité motrice pour un muscle donné dans le temps, les valeurs de la pente RMS/temps plus élevées pour le muscle iliocostalis que pour le multifidus, suggère que l'iliocostalis recrute plus d'unité motrice dans le temps pour le maintien de la force. Selon ces auteurs ceci pourrait indiquer que le multifidus contribuerait à atteindre le niveau de force requis mais que l'iliocostalis serait par la suite plus impliqué pour compenser la fatigue de ces muscles. Les valeurs de la Md/temps démontrent une pente plus élevée pour le muscle multifidus traduisant une plus grande fatigue de ce muscle aux différents niveaux de force, le muscle multifidus est considéré comme le plus fatigable des spinaux (Larivière et coll., 2001_b).

Ces différences pourraient s'expliquer par leur rôle fonctionnel spécifique. Selon Ng et Richardson (1996) il y aurait des différences fonctionnelles pour la synergie entre les muscles extenseurs du dos. Le multifidus serait plus impliqué dans le maintien postural alors que les autres seraient plus impliqués lors de mouvement nécessitant de plus grandes forces. Selon van Dieën et coll. (1998) les muscles plus médiaux (multifidus et longissimus) seraient plus actifs lors de contractions isométriques sub-maximales que les muscles plus latéraux (iliocostalis).

2.8 Relation entre le recrutement, la fréquence de décharge d'une unité motrice et la force

Lorsque l'on considère l'activité d'une unité motrice au cours du maintien de niveau de force de valeur de plus en plus élevée, on constate

que sa fréquence de décharge augment (Bigland et Lippold, 1954). Selon Maton et Bouisset (1977) lorsque l'activité des unités motrices au cours de contractions isométriques où la force n'est plus maintenue à un niveau stable, mais augment linéairement en fonction du temps, deux modes de décharge peuvent être distingués selon la vitesse d'augmentation de la force. Pour des vitesses de contraction faibles, la fréquence de décharge des unités motrices évolue de la même manière que lors du maintien de niveaux de force de valeur croissante. Au moment où une unité motrice est recrutée, il existe cependant une période, appelée phase de rattrapage, pendant laquelle sa fréquence de décharge croît rapidement, indépendamment de celle des autres unités motrices, et donc de la force (Maton et Bouisset, 1977). Ces unités motrices déchargent alors à une fréquence plus élevée que les autres unités. Elles représentent vraisemblablement des unités motrices rapides fatigables, ou des unités motrices composées de fibres de type II (Maton et Bouisset, 1977). Pour des vitesses de contraction élevées, la fréquence de décharge, du moins pour les premières unités motrices mises en jeu, est plus importante au tout début de la contraction que par la suite. Cela se traduit sur l'EMG par le fait que l'intervalle entre les deux premiers battements de l'unité motrice est le plus court au moment de la mise en jeu de l'unité (Maton et Bouisset, 1977).

L'existence d'une relation entre la valeur de cette fréquence instantanée initiale et la rapidité de la montée de la force reste controversée. Cette particularité est vraisemblablement liée au fait que la phase initiale de la contraction isométrique n'est pas isométrique pour la composante contractile du muscle; les éléments contractiles se raccourcissent au détriment des éléments élastiques-série, qu'ils étirent. Pour que la vitesse de contraction atteigne une certaine valeur, à partir de l'état de repos, il convient donc que le développement de la tension soit accéléré, ce qui résulte d'un premier intervalle de décharge d'une durée moindre que les suivants.

Pendant cette phase initiale, la fréquence de décharge ne peut donc être proportionnelle à la force externe (Maton et Bouisset, 1977).

2.9 Relation de la fatigue avec l'EMG

Selon Grimby et coll. (1981) au cours de la contraction isométrique, le processus de fatigue se localise essentiellement au niveau de la jonction neuro-motrice. Selon ces auteurs les unités motrices fatiguées développent moindres tensions et produisent des secousses dont le temps de relaxation est généralement allongé. Lors de la contraction isométrique maximale, la diminution de la fréquence de décharge a pour effet de limiter la perte de force contractile des unités fatiguées. En effet, en raison de l'allongement du temps de relaxation, la sommation des secousses se produit pour des fréquences d'excitation plus faibles. En revanche, la cessation d'activité des unités motrices les plus fatigables contribue à la chute de force, qui est alors observée. Toujours selon ces auteurs, il y a une possibilité que, lors de maintiens de force sous-maximale, le recrutement de nouvelles unités motrices compense la diminution de force contractile des unités motrices fatiguées. Par contre, les modifications de fréquence de décharge répondent à des nécessités plus complexes, selon le niveau initial de la force et le type d'unité motrice recruté (Grimby et coll., 1981).

Les effets de la fatigue ont principalement été étudiés lors des contractions isométriques sous-maximales. Il y a fatigue lorsque le sujet ne peut plus maintenir un niveau de contraction initial (Bouisset et Maton, 1995). Selon Jurell (1998), le type de contraction musculaire, son intensité et sa durée sont autant de facteurs qui influencent la fatigue musculaire. Selon cet auteur, lors de la contraction musculaire isométrique, l'apparition des phénomènes de fatigue coïncide avec le début de la restriction de l'apport

sanguin au muscle. De cette manière, le muscle fatigué produit moins de tension, se contracte moins rapidement et voit une accumulation de certains métabolites. La diminution du flux sanguin suite à la tension intramusculaire lors de la contraction isométrique, résulte en une diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires, puis une augmentation de la durée des potentiels d'action. Ces changements expliqueraient le déplacement du spectre de puissance du signal EMG vers les basses fréquences (Lindstrom et coll., 1970). Ces auteurs ont montré que pendant la fatigue le déplacement du spectre vers les basses fréquences est lié linéairement à la diminution de la vitesse de conduction.

La fatigue musculaire est reflétée par la pente de la relation de la Md avec le temps, cette relation Md/Temp est alors utilisée comme index de fatigue (Moritani et coll., 1986; Mannion et Dolan, 1994; Arsenault et Larivière, 2000). Lors d'une contraction soutenue, les fibres de type II ont tendance à se fatiguer plus rapidement. La vitesse de conduction moyenne diminue de façon significative parce que le diamètre de la fibre est corrélé avec la vitesse de conduction moyenne et généralement les fibres de type II ont un plus gros diamètres que les fibres de type I (Moritani et coll., 1986). Par conséquent, la Md du spectre de puissance se déplace vers les basses fréquences et c'est ainsi que cette mesure est sensible à l'état de fatigue (Mannion et Dolan, 1994). Les valeurs de la Md diminuent et cette pente négative est plus abrupte lorsque le niveau de force à soutenir est plus élevé (van Dieën et coll., 1998). Ceci pourrait être expliqué par un plus grand recrutement de fibres de type II à de plus hauts niveaux de force, une situation où le muscle serait plus fatigable car est surtout en contraction anaérobie (Roy et Oddsson, 1998). Il est connu que lorsque les fibres de type I sont utilisées dans une contraction soutenue, elles utilisent moins d'énergie et sont plus résistantes à la fatigue que les fibres de type II (Mannion, 1999). Cette mesure EMG a aussi permis d'observer une fatigue

musculaire moins marquée chez des sujets ayant suivi un programme d'exercices pour les muscles lombaires, par comparaison à des sujets qui n'avaient pas suivi d'entraînement (Roy et coll., 1995). Le déplacement de la valeur de la Md vers basses fréquences peut aussi être expliqué par une accumulation de métabolites ou d'autres agents chimiques résultant de l'ischémie, ralentissant ainsi la vitesse de conduction et donc diminuant les paramètres spectraux du signal EMG (Stulen et De Luca, 1981).

La pente de la Md en fonction du temps était plus abrupte négativement lorsque les contractions étaient effectuées aux plus hauts niveaux de force, à 50 et 80% de la force maximal volontaire, ce phénomène s'explique par une accumulation plus rapide de métabolites à de plus hauts niveaux de force et aussi par un recrutement de fibres qui serait différent (Moritani et coll., 1982; Roy et coll., 1989; Dolan et coll., 1995). La mesure initiale de la Md a déjà été utilisée comme indice de la composition en fibres musculaires, cette Md initiale serait la réflexion de la condition morphologique du muscle en début de contraction (Roy et coll., 1995). D'autres études effectuées sur les muscles du dos n'ont pu trouver de différence dans la valeur initiale de la Md entre différents groupes de sujets (Mannion et Dolan, 1994; Larivière et coll., 2001_a).

2.10 Temps de contraction lors de test de fatigue

Lors de tests de fatigue musculaire, le temps de maintien de la contraction isométrique doit être suffisamment long pour permettre de voir les changements liés à la fatigue. Selon Roy et Oddsson (1998) la motivation des sujets agit moins comme variable confondante lorsque le temps de contraction est prédéterminé. Différents temps de contraction sont utilisés dans les études actuelles. Certains auteurs observent des changements des

paramètres temporels et fréquentiels du signal EMG lors des 15 à 30 premières secondes de contraction des muscles spinaux (Mayer et coll., 1989). De leur côté, Moritani et coll. (1986), observent des changements plus marqués entre 30 et 60 secondes pour le muscle biceps brachial à 50% FMV. Dans l'étude en ce sens a été faite par van Dieën et coll. (1998), ces chercheurs ont comparé les valeurs de la F_{moy} pour les muscles spinaux à différents niveaux de force et différents temps de contraction. Selon eux, il y aurait une forte relation entre les valeurs de la pente de la F_{moy} et le temps de contraction à un niveau de force donné. Plus le pourcentage de force augmente, plus les changements de ce paramètre surviendraient tôt dans le temps. Les résultats de leur étude démontraient qu'à 75% FMV, un temps de 30 secondes était suffisamment long pour voir les effets de la fatigue, cependant, pour des niveaux de force inférieurs (25% FMV), le recrutement d'unités motrices additionnelles pourraient selon eux, retarder ou masquer les effets de la fatigue et nécessiter un temps de contraction plus long (van Dieën et coll., 1998).

2.11 Tests d'évaluation de la fatigue des muscles du dos

Plusieurs tests, en utilisant une variété de positions, sont réalisés dans le but d'évaluer la force et la fatigue des muscles dorsaux lors de la contraction isométrique en extension. Les changements au niveau de l'EMG lors de contractions isométriques soutenues à différents niveaux de force pour différentes postures, sont examinées afin d'évaluer l'influence de ces facteurs sur la fatigue musculaire (Rosenburg et Seidel, 1989). Trois tests, effectués dans trois positions différentes, sont principalement utilisés pour ce genre d'évaluation.

Le test de Sorensen (Biering-Sorensen, 1984) a été utilisé dans plusieurs études pour analyser l'endurance isométrique des muscles du dos. Cet test mesure la période maximale de maintien du tronc dans une position horizontal sans support, le sujet étant en décubitus ventral avec les hanches, les chevilles et les genoux attachés par des courroies, les bras étant croisés à l'avant du thorax (Latimer et coll., 1999). C'est un test clinique facile d'utilisation car il ne requiert pas de matériel sophistiqué.

Dans le test d'extension du tronc en position debout contre un dynamomètre (Larivière et coll., 2001_c; Jorgensen et Nicolaisen, 1987) une mesure de force maximal volontaire (FMV) est habituellement déterminée avec le sujet exécutant un effort maximal isométrique en extension du dos contre le dynamomètre pendant 3 à 5 secondes. La valeur de la force maximale est normalement choisie parmi la plus grande valeur provenant de 3 à 5 essais. Lors du test de fatigue, il est demandé au sujet de faire une contraction isométrique à un pourcentage de force déterminé, par exemple 60% FMV, jusqu'à son exhaustion donc jusqu'au point où le sujet ne réussit plus à maintenir la contraction demandée (Jorgensen et Nicolaisen, 1987). D'autres auteurs utilisent différents durée de temps de contraction, comme par exemple 30 secondes (van Dieen et coll., 1998) ou 60 secondes (Koumantakis et coll., 2001).

Un autre test qui permet d'évaluer la force et l'endurance des muscles du dos pendant l'extension en contraction isométrique utilise un dynamomètre fixé au sol relié à un guidon tenu par les mains du sujet. Le sujet reste dans la position debout mais avec les genoux semi-piés (position semi-accroupie). Le sujet réalise une traction verticale vers le haut et la force développée est mesurée avec une cellule de force (Dolan et coll., 1995; Dolan et Adans, 1993).

Ces trois tests utilisés pour l'évaluation des muscles du dos peuvent présenter des inconvénients. Pour le test de Sorensen sont principalement la motivation du sujet pour maintenir la position demandée, et la possibilité d'exacerber des douleurs lombalgiques chez les patients qui souffrent de mal au dos (Ng et Richardson, 1996 ; Latimer et coll., 1999). Par contre, le test de Sorensen montre une fidélité des mesures par rapport au temps de maintien chez les sujets lombalgiques et normaux, en général les sujets lombalgiques présentent un temps d'endurance moindre que le normaux (Latimer et coll., 1999). Le même test a été validé, en ce sens qu'il permet de distinguer des sujets lombalgiques des normaux, et qu'il permet de prédire quels sujets possèdent un fort potentiel pour devenir victime du mal au dos dans le future (Jorgensen et Nicolaisen, 1987).

Le test en position debout et le test de Sorensen sont fiables et valides aussi pour des mesures d'endurance (Jorgensen et Nicolaisen, 1987). Toutefois la seule différence entre les deux tests au delà de la position, est le niveau de pourcentage de contraction maintenu. En position debout, on utilise le dynamomètre pour indiquer le niveau de % FMV à maintenir et dans le Sorensen le poids du tronc, de la tête et des membres supérieurs. Le test de Sorensen implique dans une plus grande variabilité des résultats que le test en position debout (Jorgensen et Nicolaisen, 1987). Selon ces auteurs, la position debout est moins influencée par les mesures anthropométriques des sujets et présente des avantages, comme un plus grand confort du sujet et une diminution des chances de provoquer la douleur par le test. Selon Roy et coll., (1997) la variable longueur du muscle n'affecte pas les résultats de l'étude du test en position debout, puisque s'évitée une compensation en lordose excessive par une légère flexion de 20° aux genoux amenant physiologiquement le bassin en position neutre.

Lors de la réalisation du test en position semi-accroupie, la mesure du moment en extension total du dos est calculée à partir du bras de levier et de la force enregistrée au niveau du capteur de force tout en prenant en considération la masse du tronc. Toutes ces mesures permettent d'évaluer la force maximale développée. Le rapport entre la fréquence médiane du signal EMG et le temps de fatigue a été considéré comme le meilleur prédicteur de la performance pendant le test de Sorensen, dans lequel, les muscles lombaire se trouvent dans une position raccourcie (Mannion et coll., 1997a). Cependant, lors du test de fatigue en position semi-accroupie à 60% FMV tenue pendant une contraction isométrique n'a pas été obtenu les mêmes résultats en raison de la position du tronc en flexion et des muscles du dos qui étaient considérablement allongés (Mannion et coll., 1997a; Dolan et coll., 1995).

CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE

3.1 Méthodes

Cette étude fait partie du projet de recherche intitulé : La réadaptation des travailleurs souffrant de maux de dos; évaluation et correction de la faiblesse et de la fatigue musculaires. L'étude a été acceptée par le comité d'éthique de l'Institut de Réadaptation de Montréal (IRM) (annexe A) et réalisée au laboratoire de l'IRM. Ce projet était financé par l'institut Robert-Sauvé de recherche en santé et sécurité du travail (IRSST) du Québec.

3.1.1 Les sujets

Trente sujets sains, dont 15 hommes d'un âge moyen de 31,26 ans ($s=6,61$); d'une taille moyenne de 1,78 m ($s=0,06$); d'un poids moyen de 80,26 kg ($s=8,3$) et 15 femmes d'un âge moyen de 30,8 ans ($s=5,44$); d'une taille moyenne de 1,65 m ($s=0,07$); d'un poids moyen de 59,3 kg ($s=9,18$) ont été recrutés. Ces sujets étaient sans histoire de mal de dos, sans présence de signe neurologique, sans chirurgie antérieure, et sans atteinte de nature orthopédique. Chaque sujet a reçu une fiche (annexe B) à remplir pour fins d'identification. Cette fiche contenait des données telles : nom, âge, poids et taille. Des explications concernant l'étude ont été données et les sujets ont signé une formulaire de consentement (annexe C).

3.1.2 Procédures

Les muscles multifidus niveau L5, iliocostalis lombaire niveau L3, longissimus lombaire niveau L1 et longissimus thoracique niveau T10 ont été

étudiés bilatéralement pour tous les sujets (Fig. 01). Les plis adipeux de chacun des sites d'électrodes, la densité de la masse corporelle et le pourcentage de graisse de chaque sujet ont été mesurés (Durnin et Wormersley, 1974; Siri, 1956). Ont été identifiés : l'épine iliaque antéro-supérieure (ASIS), l'épine iliaque postéro-supérieure (PSIS) et l'articulation L5/S1. Les sujets ont fait les 3 tests dans une séquence randomisée, lors d'une même session, afin de diminuer les sources d'erreur pour les RMS/temps et Md/temps (De Luca, 1993). Les explications spécifiques à chacune des tâches ont été données avant chaque essai. La première tâche du sujet pour chaque test consistait en une contraction de FMV isométrique exécutée pendant 6 secondes pour déterminer le 100% FMV sur chaque test. Deux essais ont été effectués et la meilleure valeur fut retenue comme étant ce 100% FMV. Des périodes de repos de 2 minutes ont été accordées entre chaque essai (Larivière et coll., 2001_b) et cinq minutes de repos ont été accordées au sujet avant la réalisation de la deuxième tâche (Dolan et coll., 1995). La deuxième tâche du sujet, pour chaque test, fut un test de fatigue. Le protocole consistait en 1 essai à 50% de la FMV, ces contractions devaient être maintenues pour une période de 60 secondes (Koumantakis et coll., 2001). Une période de repos de 15 minutes étaient allouée entre les 3 tests afin d'assurer une récupération musculaire (Latimer et coll., 1999; Moffroid et coll., 1993). Les explications spécifiques à chacune des tâches furent données avant chaque essai et les sujets ont été encouragés verbalement par l'évaluateur pendant toute l'exécution des tests.

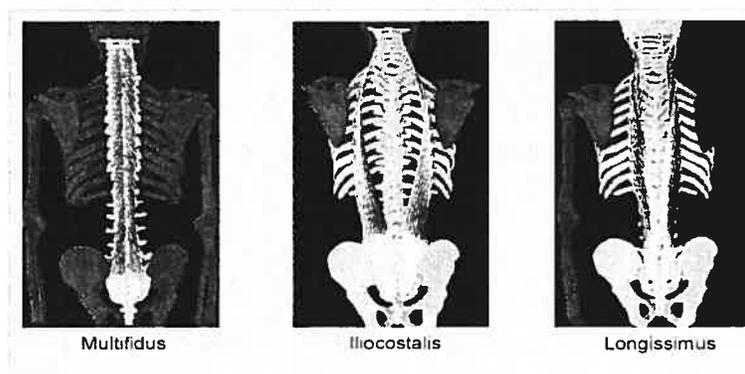


Fig. 01 : Les muscles multifidus L5, iliocostalis lombaire L3, longissimus lombaire L1 et longissimus thoracique T10.

3.1.3 Électromyographie de surface

Huit paires d'électrodes de surface active d'argent (Delsys, modèle DE-2.3, 10 mm de longueur avec une distance inter-électrodes de 10 mm) ayant un gain de 1000x ont été utilisées. La bande passante du signal EMG enregistré était de 20 à 450 Hz. Le taux d'échantillonnage choisi était de 4096 Hz (Programmation Lab View, carte d'acquisition National Instruments modèle PC-MIO-16E10). Pour calculer la Md/temps et le RMS/temps lors du test de fatigue de 60 secondes l'analyse de 21 fenêtres de 250 msec placées à égale distance a été effectuée. Ceci a été fait de la 5^e à la 55^e seconde de temps de contraction. Le signal fut quantifié en amplitude (RMS) et la transformation de Fourier, sur chaque fenêtre, fut effectuée pour obtenir le spectre de puissance du signal EMG et par la suite la Md de ce spectre.

Après avoir préparé la peau (rasage et friction à l' alcool pour diminuer l'impédance de la peau), les électrodes ont été fixées sur chaque muscle par des collerettes auto-adhésives pour éviter des sources de bruit telles le mouvement des fils et des électrodes. Les électrodes ont été placées à 3 cm du centre de L5 pour le multifidus, 5 cm de L3 pour l'iliocostalis lombaire, 3 cm de L1 pour le longissimus lombaire et 4 cm de T10 pour le longissimus thoracique. Une mise à la terre a été positionnée au niveau de l'apophyse épineuse de T8 (Fig. 02) (Larivière et coll., 2001_a).

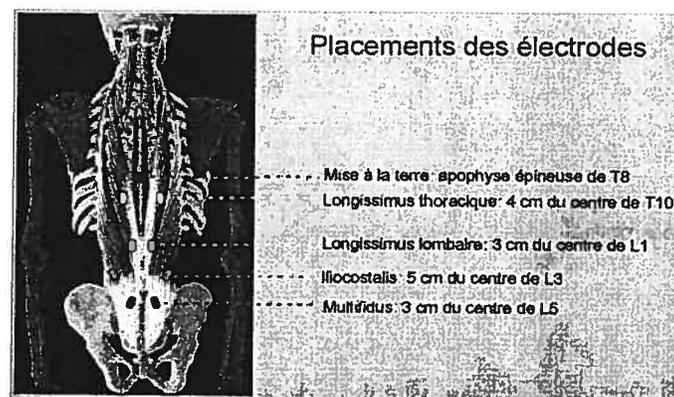


Fig. 02 : Position des électrodes EMG

3.1.4 Test d'inclusion et d'exclusion des sujets

Le sujet est invité à prendre place dans le montage expérimental du test de Sorensen, en position couchée ventrale, sur un lit ajustable et équipé d'une cellule de force modèle UTC2 et adaptateur UT4 200 (Gould Statham Measurement Systems Division Incorporation). Ce lit, une version modifiée du Biering-Sorensen (1984), est composé de deux parties : un support pour les membres inférieurs et les hanches jusqu'au niveau de L5-S1 (cette articulation doit être positionnée sur le bord de ce premier support), et un support pour le tronc. Au-dessous de cette dernière partie se trouve le capteur de force qui a la capacité de mesurer le poids du tronc en newton (N) ainsi que le moment de force maximale (100% FMV) lors de la contraction isométrique maximale en extension du dos.

Avec le sujet en position de repos était alors mesuré le poids de son tronc à l'aide de la cellule de force (fig. 03). En suite, les chevilles (appuies sur du foam pour son confort), les genoux, les hanches et le tronc (au niveau T4) étaient fixés à la table par des courroies, tandis que les bras étaient maintenus au côté du tronc dans la position horizontale (fig. 04). Le sujet a réalisé deux efforts en FMV isométrique en extension du tronc pendant 6 secondes. Un intervalle de repos de 2 minutes entre chaque essai était alloué. La plus grand valeur de FMV était utilisée comme étant le 100% FMV.

Pour calculer le pourcentage d'effort nécessaire pour maintenir son tronc dans la position horizontale sans le support du tronc (test de Sorensen) le poids du tronc (en N) a été divisé par la valeur de FMV produite et le résultat était multiplié par 100. Ont été inclus dans l'étude les sujets qui ont utilisé entre 40% à 60% de leur FMV pour maintenir leur tronc dans la position horizontale sans le support (Koumantakis et coll., 2001). Les autres sujets étaient exclus. Ceci nous a permis de réduire la variabilité inter-sujets

des données sur ce test de telle façon à ce que nous puissions comparer les résultats obtenus entre les trois tests lesquels avaient comme objectifs d'évaluer les sujets à 50% de leur FMV.

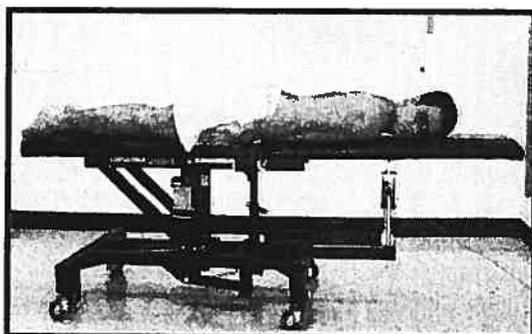


Fig. 03 : Mesure du poids du tronc pour le test de Sorensen

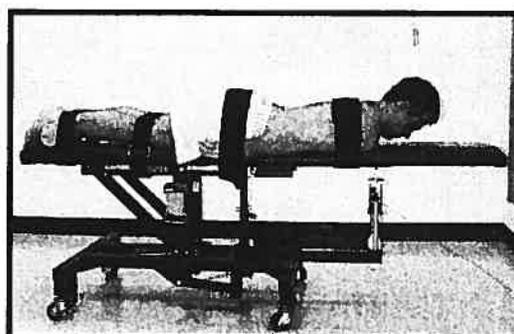


Fig. 04 : Mesure de la FMV pour le test de Sorensen

3.2 Montage expérimental 1

Un système de dynamométrie en position debout avec plate-forme de force tri-axiale (Larivière et coll., 2001_c) relié au logiciel d'analyse Programmation Lab View (PLV) (carte d'acquisition modèle PC-MIO-16E10, National Instruments) du laboratoire d'évaluation de la faiblesse et de la fatigue des muscles du dos de l'IRM a été utilisé pour cette étude.

3.2.1 Mesure du bras de levier

Des mesures anthropométriques permettant de faire le calcul du bras de levier pour chaque test utilisé ont été prises. Ces mesures nous permettaient donc de déterminer le moment de force d'extension du dos à l'articulation L5/S1.

Pour le test en position debout, le bras de levier (L_z) a été calculé par la différence entre la hauteur de l'articulation L5/S1 et la hauteur du centre de la plateforme de force (ajustée au niveau T4) fixée au dynamomètre tri-axial

(Fig. 05.) (Larivière et coll., 2001_c). Pour trouver l'articulation L5/S1 l'ASIS fut localisée ainsi que l'PSIS; une ligne imaginaire entre ASIS et PSIS fut tracée et cette distance mesurée. Le point situé à la moitié de cette mesure en ligne droite et à 1,5 cm au dessus de cette ligne fut déterminé comme étant le site de l'articulation L5/S1 (Larivière et coll., 2001_c).

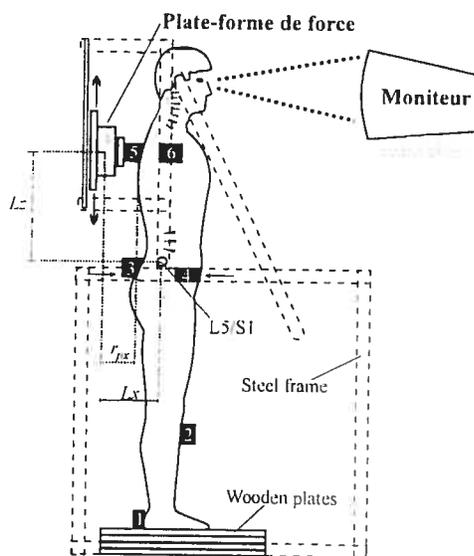


Fig.05 : Diagramme de la structure du dynamomètre pour le test en position debout (Larivière et coll., 2001).

3.2.2 Procédure du test

Le sujet a été invité à prendre place dans le montage expérimental, debout, face à un écran d'ordinateur lequel permettait la rétroaction visuelle lors de test de fatigue. Le bassin et les membres inférieurs furent stabilisés grâce à des ajustements du montage pour minimiser les compensations en rotation. Les épaules n'étaient pas fixées étaient positionnées de manière à éviter le plus possible les compensations en inclinaison latérale (Fig. 06). L'extension du tronc était exécutée contre une plateforme de force MC6 (Advanced Mechanical Technology Incorporation) situé au niveau de la 4^e vertèbre thoracique. Le premier objectif était de déterminer la FMV en contraction isométrique. Deux essais étaient exécutés avec un intervalle de 2

minutes de repos entre chaque essai (Larivière et coll., 2001_b); la plus grande valeur était utilisée comme étant le 100% FMV. Après le deuxième essai de la FMV, cinq minutes de repos étaient allouées avant le test de fatigue, ceci pour assurer la récupération (Dolan et coll., 1995). Le protocole de fatigue consistait en 1 essai à 50% de la FMV avec l'aide d'une rétroaction visuelle assurant une production de 50% de la FMV pendant le test. Ces contractions devaient être maintenues pour une période de 60 secondes (Koumantakis et coll., 2001).

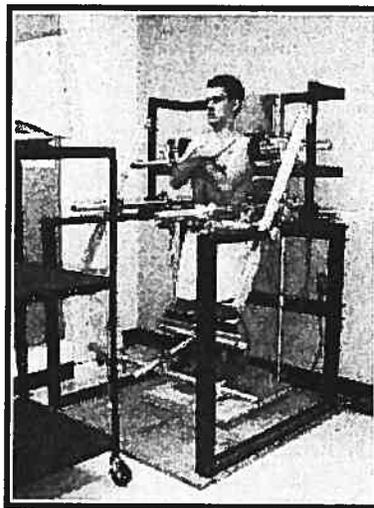


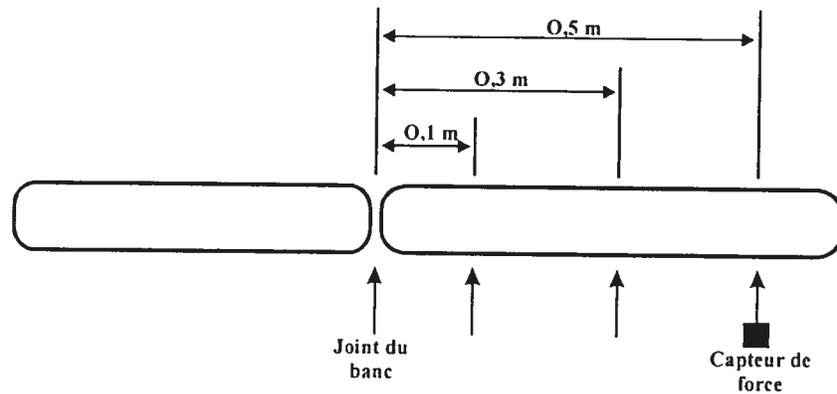
Fig. 06 : Test de fatigue en position debout

3.3 Montage expérimental 2

Un système avec une table de traitement ajustable relié au logiciel d'analyse PLV du laboratoire d'évaluation de la faiblesse et de la fatigue des muscles du dos de l'IRM fut utilisé pour l'exécution du test de Sorensen (Biering-Sorensen, 1984).

Le test de Sorensen n'utilise pas de calcul de bras de levier. La mesure de la force maximale réalisée lors du test de Sorensen a été faite lors du calibrage de l'appareil. Le poids du tronc était calculé en fonction du

voltage (V) provenant de la cellule de force multiplié par la variation de la pente (en fonction de la distance au capteur de force) divisé par la distance entre le joint du banc au point de l'application de la force. Le moment généré par la force au niveau du joint du banc a été calculé pour la force appliquée, multiplié par la distance entre le joint du banc au point d'application de la force qui est égale au voltage multiplié pour la variation de la pente (en fonction de la distance au capteur de force). La variation de la pente (en fonction de la distance au capteur de force) a été calculée à $-37,59 \text{ Nm/V}$ pour un gain unitaire ($-18,91$ à $G=2$) (Fig. 07).



$$P = V \times \Delta / d$$

P: est le poids calculé

V: est le voltage lu

Δ : est la variation de la pente en fonction de la distance au capteur.

Cette valeur a été calculée à $-37,59 \text{ Nm/V}$ pour un gain unitaire ($-18,91$ à $G=2$)

d: est la distance entre le joint du banc et le point d'application de la force.

Pour calculer le moment généré par le force au niveau du joint du banc, la formule suivante est appliquée:

$$M = P \times d = V \times \Delta$$

M: est le moment produit

P: est la force appliquée

Fig. 07: Détermination de la force appliquée au test de Sorensen

3.3.1 Procédure du test

Après avoir eu un temps de récupération de 15 minutes, le sujet était invité à prendre place dans le montage expérimental, couché, positionné en décubitus ventral, avec la articulation L5/S1 au bord du premier support (support pour le tronc et la hanche). Les hanches, les jambes et les chevilles étaient attachés par une courroie grâce à des ajustements du montage pour minimiser les compensation, tandis que les bras étaient au côté du tronc dans la position horizontale (Ng et coll., 1997). Un pointer perpendiculaire à un support verticale a été placé au niveau thoracique afin de permettre la rétroaction tactile pour le sujet alors qu'il maintient la position horizontale à partir de la position de repos (Latimer et coll., 1999; Ng et coll., 1997; Ng et Richardson, 1996). Le protocole de fatigue consistait en 1 essai de maintien du tronc sans support dans la position horizontale (Fig. 08). Ces contractions devaient être maintenues pour une période de 60 secondes (Koumantakis, 2001; Ng et coll., 1997; Ng et Richardson, 1996). Une période de repos de 15 minutes était allouée après le protocole de fatigue afin d'assurer une récupération des muscles ceci avant l'exécution du prochain test.

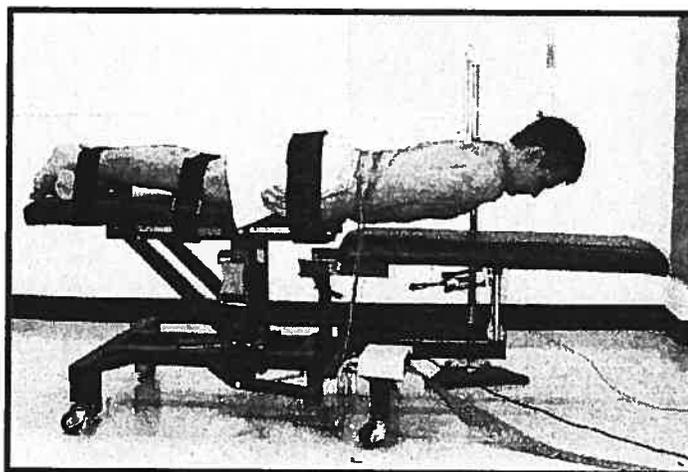


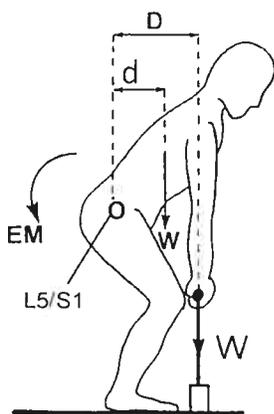
Fig. 08 : Test de fatigue en position couché ventral (Sorensen)

3.4 Montage expérimental 3

Un système de dynamométrie fixé au sol (Dolan et coll., 1995) avec un guidon auquel est fixé un capteur de force modèle UTC2 et adaptateur UT4 500 (Gould Statham Measurement Systems Division Incorporation) et relié au logiciel d'analyse PLV du laboratoire d'évaluation de la faiblesse et de la fatigue des muscles du dos de l'IRM fut utilisé pour cette test.

3.4.1 Mesure du bras de levier

Le moment total d'extension généré par les muscles du dos au test en position semi-accroupie a été calculé selon Dolan et coll. (1995) et est déterminé par le bras de levier D (distance de l'articulation L5/S1 au centre de masse du bras) fois la force réalisée au capteur de force (W) sommé au bras de levier d (distance de L5/S1 au centre de masse du tronc) fois le poids de la partie supérieure du corps (complexe tronc, tête et bras) du sujet (w) (Fig. 09). Pour trouver le centre de masse du tronc (tête, cou et tronc) et du bras (bras, avant-bras, main), les données de Winter (1990) sont utilisées et selon cet auteur le centre de masse du tronc se trouve à 66% de la distance du grand trochanter à l'articulation gléno-humérale et le centre de masse du bras se trouve à 53% de la distance de l'articulation gléno-humérale au processus styloïde ulnaire.



$$M = (W \times D) + (w \times d)$$

Fig. 09 : Moment total d'extension (M) généré au test en position semi-accroupie (Dolan et coll., 1995).

3.4.2 Procédure du test

Après un temps de récupération de 15 minutes, le sujet était invité à prendre place dans le montage expérimental, en position semi-accroupie avec une flexion du tronc et une extension totale des bras permettant de prendre le guidon. Le sujet était debout face à un moniteur qui permet la rétroaction visuelle lors du test de fatigue. La position de flexion lombaire et de flexion des genoux ont été contrôlées et la hauteur du guidon ajustée au niveau du genou de chaque sujet. Une photo numérique (appareil Kodak Zoom DC 120) a été prise de cette position avec des marqueurs positionnés à l'articulation de la cheville, du genou, sur le grand trochanter, à l'articulation L5/S1, à l'articulation gléno-humérale, au centre de masse du tronc, au centre de masse du bras et au guidon du capteur de force (Fig. 10).



Fig. 10 : Test de fatigue en position semi-accroupie

Les explications spécifiques à chacune des tâches ont été données avant chaque essai. La première tâche du sujet consistait en une FMV isométrique exécutée pendant 6 secondes pour déterminer le 100% FMV du sujet. Le sujet générait une traction verticale sur le guidon lequel était fixé au capteur de force qui mesure la force en N. Deux essais étaient effectués et la plus grande valeur retenue pour le calcul de la FMV. Des périodes de repos de 2 minutes étaient accordées entre chaque contraction. Après le deuxième

essai de FMV, cinq minutes de repos ont été alloués avant l'exécution du test de fatigue, ceci afin d'assurer la récupération (Dolan et coll., 1995). Le protocole de fatigue consistait en 1 essai à 50% de la FMV avec l'aide d'une rétroaction visuelle (pour assurer le maintien du 50% FMV pendant le test). Ces contractions devaient être maintenues pour une période de 60 secondes (Koumantakis et coll., 2001).

3.5 Analyses statistiques

Les comparaisons entre les deux groupes pour ce qui concerne l'âge, la taille, la masse (poids du corps), la pourcentage de graisse, ainsi que le pourcentage de FMV lors du test de Sorensen, ont été effectuées par le test t de Student pour échantillons indépendant.

Des tests d'ANOVA deux voies avec une mesure répétée ont été faits afin de comparer les valeurs de la FMV entre les groupes, entre les trois tests. De tels tests ont été utilisés pour comparer les plis adipeux entre les groupes et entre les côtés (gauche et droit) pour chacun des muscles étudiés.

Des régressions linéaires ont été faites afin d'obtenir la pente des relations Md/temps et RMS/temps du signal EMG pour chacun des muscles investigués lors de chacun des tests. Ces pentes servaient d'indice de fatigue, donc de variables dépendantes.

Des ANOVA trois voies pour mesures répétées pour chacun des muscles investigués ont été utilisés afin de comparer les valeurs des pentes obtenues (Md/temps et RMS/temps) entre les trois tests, le deux groupes et les deux côtés. Ceci fut fait lors du test de fatigue à 50% de la FMV.

CHAPITRE 4 RESULTATS

4.1 Sujets

4.1.1 Donnés générales

Le groupe de sujets était composé de 15 hommes dont l'âge moyen était de 31,26 ans ($s=6,61$), la taille moyenne de 1,78 m ($s=0,06$), le poids moyen de 80,26 kg ($s=8,30$), le pourcentage de graisse moyen 18,03 ($s=3,22$) ainsi que de 15 femmes dont l'âge moyen était de 30,8 ans ($s=5,44$), la taille moyenne de 1,64 m ($s=0,07$), le poids moyen de 59,3 kg ($s=9,18$), le pourcentage de graisse moyen de 25,89 ($s=3,16$). Les tests t de Student ont démontré l'absence de différence ($p>0.05$) pour l'âge entre le groupe des hommes et le groupe des femmes. Des différences significatives ont été démontrées entre les deux groupes pour la taille ($p<0.05$), pour le poids du corps ($p<0,05$) et aussi pour le pourcentage de graisse ($p<0,05$) (Tableau I).

Groupes	Âge (ans)		Taille (m)		Poids corps (kg)		% Graisse corporel	
	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s
Hommes (n=15)	31,26	6,61	1,78	0,06	80,26	8,3	18,03	3,22
Femmes (n=15)	30,8	5,44	1,64	0,07	59,3	9,18	25,89	3,16
Valeur p (entre groupes)	0,834		0,000		0,000		0,000	

Tableau I: Statistiques descriptives résumant les facteurs décrivant les sujets. La valeur du niveau p est indiquée suite aux résultats de tests t de Student.

\bar{X} = moyenne

S = écart-type

4.1.2 Plis adipeux

Les plis adipeux des sites où les électrodes ont été placées ont été mesurés. Les résultats moyens sont présentés dans la figure 11. En observant cette figure nous pouvons noter que, pour tous les sites où les électrodes avaient été placées, sauf au niveau du muscle longissimus thoracique, les valeurs des plis adipeux sont plus grandes pour les femmes. Cependant, cette différence n'a pas été considérée significative. En ce qui concerne la comparaison entre le côté droit et gauche, nous pouvons observer dans la figure que la différence est presque imperceptible.

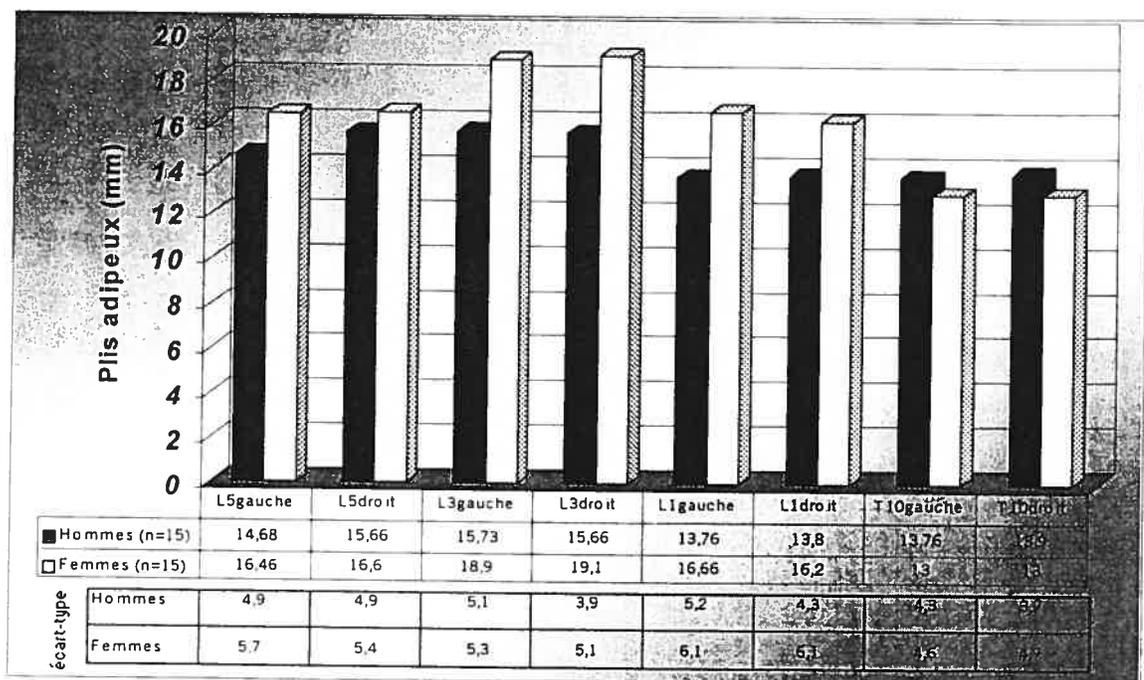


Fig. 11: Histogramme des valeurs moyennes des plis adipeux (mm), pour chaque groupe de sujets (hommes et femmes) et chaque côté (gauche et droit). Ceci pour chacun des muscles investigués (L5 = multifidus, L3 = iliocostalis, L1 = longissimus lombaire, T10 = longissimus thoracique).

Le test ANOVA deux voies avec une mesure répétée n'a pas déposé de différence significative pour les plis adipeux, pour les muscles étudiés, entre les côtés gauche et droit et entre les deux groupes (hommes et femmes). Nous pouvons observer qu'il n'y a pas d'interaction côté x groupe pour les muscles étudiés. Les résultats des ANOVA sont résumés dans le tableau II.

MUSCLE		SS	MS	F	Valeur p
L5	côté	4,704	4,704	1,956	0,173
	erreur (côté)	67,35	2,405	-	-
	groupe	27,473	27,473	0,510	0,481
	erreur (groupe)	1508,637	53,880	-	-
	côté x groupe	2,646	2,646	1,100	0,303
L3	côté	7,350E-02	7,350E-02	0,035	0,852
	erreur (côté)	58,151	2,077	-	-
	groupe	163,680	163,680	3,519	0,071
	erreur (groupe)	1302,505	46,518	-	-
	côté x groupe	0,280	0,280	0,135	0,716
L1	côté	0,504	0,504	0,550	0,464
	erreur (côté)	25,667	0,917	-	-
	groupe	102,704	102,704	1,744	0,197
	erreur (groupe)	1649,233	58,901	-	-
	côté x groupe	1,204	1,204	1,314	0,261
T10	côté	6,667E-02	6,667E-02	0,132	0,719
	erreur (côté)	14,117	0,504	-	-
	groupe	10,417	10,417	0,272	0,606
	erreur (groupe)	1073,917	38,354	-	-
	côté x groupe	6,667E-02	6,667E-02	0,132	0,719

Tableau II: Résultats des ANOVA deux voies avec une mesure répétée pour les plis adipeux pour chacun des muscles investigués.

L5 = multifidus L3 = iliocostalis L1 = longissimus lombaire T10 = longissimus thoracique

4.2 L'évaluation de la force maximale volontaire (FMV) lors des tests

Les moyennes de FMV obtenues de chaque groupe à chacun des tests sont représentées à la figure 12. Pour le groupe des hommes, la valeur la plus grande de FMV a été produite lors du test en position semi-accroupie et la plus petite lors du test en position debout. Pour le groupe de femmes la valeur la plus grande a été produite lors du test de Sorensen et la plus petite lors du test en position debout.

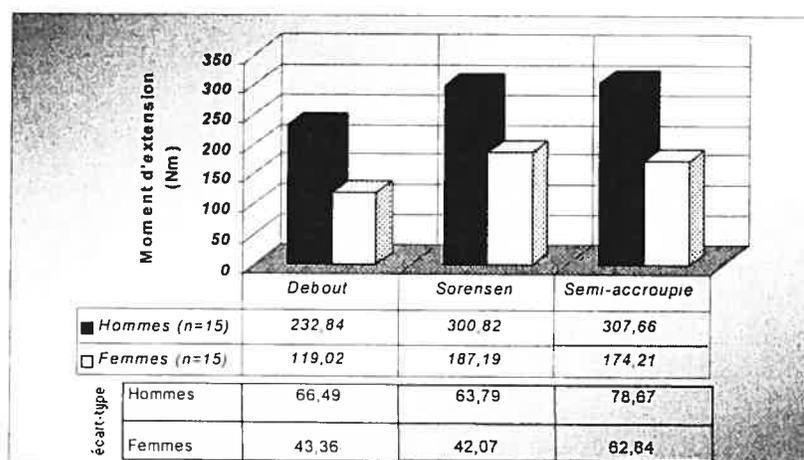


Fig. 12: Histogramme des valeurs moyennes de FMV (Nm) lors des trois tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie) pour chaque groupe (hommes et femmes).

L'ANOVA deux voies avec une mesure répétée a dépisté la présence de différence de FMV entre les tests et entre les groupes. Aucune interaction n'a été observée entre ces variables indépendantes (Tableau III).

FMV	SS	MS	F	Valeur p
Test	63386,701	63386,701	27,137	0,000*
Erreur (test)	65402,513	2335,804	-	-
Groupe	325613,604	325613,604	42,973	0,000*
Erreur (groupe)	212161,730	7577,205	-	-
Test x groupe	1444,326	1444,326	0,618	0,438

Tableau III: Résultats des ANOVA deux voies avec une mesure répétée pour la FMV.

Les analyses post-hoc ont démontré une différence significative entre les tests en position debout et Sorensen ($p < 0,05$) et en position debout et position semi-accroupie ($p < 0,05$). Cependant, entre les tests Sorensen et en position semi-accroupie aucune différence n'a été observée ($p > 0,05$) (Tableau IV).

	Tests 1 X 2	Tests 2 X 3	Tests 3 X 1
Valeur p	0,00*	1,000	0,00*

Tableau IV : Résultats des analyses post-hoc Bonferroni localisant les sites de différence entre les tests (1 = test en position debout, 2 = test Sorensen, 3 = test en position semi-accroupie).

4.3 Pourcentage de force réalisée lors du test de fatigue de Sorensen

Pour le pourcentage de force réalisée lors du test de fatigue au Sorensen, le test t de Student n'a pas observé de différence significative entre les deux groupes ($p > 0,05$). Le tableau V résume les résultats du test.

	Hommes (n=15)	Femmes (n=15)
\bar{x}	43,5 %	45,5 %
s	0,077	0,067
t	-0,755	
p	0,457	
\bar{x} général	44,5 %	

Tableau V : Pourcentage calculé de FMV pour les hommes et les femmes lors du test de Sorensen. Les résultats d'un test de t de Student sont rapportés.

4.4 Résumé des données EMG suite au test de fatigue

4.4.1 Valeurs de la relation RMS/temps

Les valeurs de la pente moyenne de la relation RMS/temps obtenue par régression linéaire pour chaque muscle étudié pour chaque test et pour chacun des groupes sont présentées dans le tableau VI. Notons que la majorité des pentes sont positives, démontrant ainsi un effet de fatigue. Ceci est moins évident toutefois pour le test en position semi-accroupie.

Muscles		Debout				Sorensen				Semi-accroupie			
		GH		GF		GH		GF		GH		GF	
		D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G
L5	Pente (EMG)	0,11	0,15	0,10	0,08	0,12	0,13	0,11	0,12	-0,10	-0,10	-0,01	-0,04
	S	0,36	0,25	0,14	0,15	0,12	0,13	0,07	0,15	0,15	0,17	0,08	0,13
	\bar{X}	0,11				0,12				-0,06			
L3	Pente (EMG)	0,12	0,20	0,10	0,09	0,22	0,25	0,10	0,12	-0,08	-0,08	-0,03	0,01
	S	0,34	0,19	0,10	0,08	0,39	0,33	0,14	0,10	0,14	0,15	0,14	0,15
	\bar{X}	0,13				0,17				-0,04			
L1	Pente (EMG)	0,10	0,21	0,13	0,12	0,22	0,21	0,24	0,11	-0,04	-0,07	-0,08	-0,04
	S	0,52	0,38	0,15	0,11	0,31	0,28	0,19	0,17	0,14	0,24	0,16	0,008
	\bar{X}	0,14				0,20				-0,06			
T10	Pente (EMG)	0,22	0,24	0,14	0,12	0,17	0,10	0,09	0,11	0,12	0,02	0,01	0,12
	S	0,24	0,30	0,13	0,09	0,17	0,13	0,08	0,06	0,44	0,14	0,18	0,33
	\bar{X}	0,18				0,12				0,07			

Tableau VI: Statistiques descriptives de la pente RMS/temps (régression linéaire) pour chaque muscle étudié et chacun des côtés évalués lors des trois tests investigués. Ces données sont présentées pour les hommes et les femmes.

GH = groupe hommes D = droit L5 = multifidus L1 = longissimus lombaire
 GF = groupe femmes G = gauche L3 = iliocostalis T10 = longissimus thoracique
 S = écart-type \bar{X} = moyenne

Le tableau VII montre les résultats des ANOVA trois voies pour mesures répétées (côtés, tests et groupes) utilisés pour chacune des pentes RMS/temps pour chacun des muscles investigués. Comme nous pouvons l'observer, les ANOVA n'ont pas dépisté de différence significative entre les côtés et les groupes. Toutefois la comparaison entre les tests a présenté une différence significative pour tous les muscles étudiés.

Valeurs p de le RMS/temps

Variabes	L5	L3	L1	T10
Côté	0,911	0,173	0,931	0,855
Groupe	0,777	0,455	0,714	0,302
Tests	0,000*	0,000*	0,000*	0,039*
Côté x groupe	0,365	0,655	0,160	0,220
Côté x test	0,675	0,946	0,044*	0,761
Test x groupe	0,315	0,084	0,955	0,495
Côté x test x groupe	0,615	0,405	0,081	0,073

Tableau VII: Résultat des ANOVA trois voies pour mesures répétées comparant les tests (debout, Sorensen et semi-accroupie), les groupes (hommes et femmes) et le côtés (droit et gauche) pour chaque muscle étudié pour la relation RMS/temps.

L5 = multifidus
L3 = iliocostalis

L1 = longissimus lombaire
T10 = longissimus thoracique

Le tableau VIII résume les résultats des analyses post-hoc Bonferroni obtenus pour la relation RMS/temps. On y note l'absence de différence entre les tests en position debout et de Sorensen. Par contre, le test en position semi-accroupie montre une différence significative par rapport aux autres tests, pour chacun des muscles étudiés sauf pour le muscle longissimus thoracique (T10).

Muscles		L5	L3	L1	T10
Comparaison des tests par paires	1 x 2	1,000	0,956	0,916	0,305
	2 x 3	0,000*	0,001*	0,000*	0,750
	3 x 1	0,001*	0,000*	0,002*	0,087

Tableau VIII: Résultats des analyses post-hoc Bonferroni localisant les sites de différence entre les tests pour le RMS/temps, ceci pour chacun des muscles investigués.

1 = test en position debout

2 = test Sorensen

3 = test en position semi-accroupie

L5 = multifidus

L3 = iliocostalis

L1 = longissimus lomboire

T10 = longissimus thoracique

4.4.2 Valeurs de la relation Md/temps

Les valeurs de la pente moyenne de la relation Md/temps obtenues par régression linéaire pour chaque muscle étudié pour chaque test et pour chacun des groupes (hommes et femmes) sont présentées dans le tableau IX. Ce qu'il y a à observer dans le tableau est la prédominance négative de la pente Md/temps, surtout pour le muscle multifidus. Ces pentes négatives représentent un état de fatigabilité lors de l'exécution du maintien du niveau de 50% FMV.

Muscles	Debout				Sorensen				Semi-accroupie				
	GH		GF		GH		GF		GH		GF		
	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	D	G	
L5	Pente (EMG)	-0,53	-0,61	-0,33	-0,31	-0,39	-0,52	-0,37	-0,36	-0,09	-0,22	-0,21	-0,10
	S	0,29	0,24	0,29	0,35	0,35	0,30	0,36	0,22	0,64	0,43	0,26	0,20
	\bar{X}	-0,45				-0,41				-0,15			
L3	Pente (EMG)	-0,27	-0,27	-0,22	-0,34	-0,17	-0,23	-0,19	-0,19	0,03	-0,04	-0,18	-0,14
	S	0,22	0,37	0,23	0,25	0,17	0,17	0,20	0,14	0,37	0,21	0,28	0,16
	\bar{X}	-0,28				-0,19				-0,08			
L1	Pente (EMG)	-0,14	-0,35	-0,17	-0,23	-0,29	-0,28	-0,39	-0,26	-0,17	-0,23	-0,11	-0,08
	S	0,24	0,26	0,18	0,30	0,18	0,15	0,21	0,21	0,24	0,16	0,23	0,18
	\bar{X}	-0,23				-0,30				-0,15			
T10	Pente (EMG)	-0,15	-0,22	-0,15	-0,15	-0,25	-0,34	-0,26	-0,25	0,03	-0,10	-0,08	-0,06
	S	0,23	0,24	0,15	0,20	0,19	0,16	0,26	0,19	0,21	0,22	0,19	0,16
	\bar{X}	-0,17				-0,28				-0,05			

Tableau IX: Statistiques descriptives de la pente Md/temps (régression linéaire) pour chaque muscle étudié et chacun des côtés évalués lors des trois tests investigués. Ces données sont présentées pour les hommes et les femmes.

GH = groupe hommes D = droit L5 = multifidus L1 = longissimus lombaire
 GF = groupe femmes G = gauche L3 = iliocostalis T10 = longissimus thoracique
 S = écart-type \bar{X} = moyenne

Le tableau X montre les résultats des ANOVA trois voies pour mesures répétées (côtés, tests et groupes) utilisés pour chacune des pentes Md/temps pour chacun des muscles investigués. Comme pour le RMS/temps, les ANOVA pour la Md/temps n'ont pas déposé de différence significative pour les variables côtés et groupes. Cependant, la comparaison entre les tests a présenté une différence significative pour chacun des muscles étudiés.

Variables	L5	L3	L1	T10
Côté	0,443	0,237	0,287	0,172
Groupe	0,111	0,312	0,339	0,789
Tests	0,000*	0,000*	0,006*	0,000*
Côté x groupe	0,072	0,800	0,020*	0,112
Côté x test	0,912	0,839	0,015*	0,915
Test x groupe	0,151	0,117	0,296	0,539
Côté x test x groupe	0,830	0,254	0,891	0,662

Tableau X: Résultat des ANOVA trois voies pour mesures répétées (valeurs p) comparant les tests, les groupes et les côtés pour chaque muscle étudié pour la relation Md/temps.

L5 = multifidus L1 = longissimus lombaire L3 = iliocostalis T10 = longissimus thoracique

Les résultats des analyses post-hoc Bonferroni obtenus pour la relation Md/temps sont montrés dans le tableau XI. Ce tableau indique qu'il n'y a pas de différence entre les tests en position debout et Sorensen, sauf pour le muscle longissimus thoracique (T10). Le test en position semi-accroupie montre une différence significative par rapport aux deux tests, cependant, cette différence n'a pas été observée pour les muscles iliocostalis (L3) et longissimus lombaire (L1).

Muscles		L5	L3	L1	T10
Comparaison des tests par paires	1 x 2	1,000	0,119	0,209	0,014*
	2 x 3	0,000*	0,054	0,007*	0,000*
	3 x 1	0,003*	0,002*	0,427	0,017*

Tableau XI: Résultats des analyses post-hoc Bonferroni localisant les sites de différence entre les tests pour le Md/temps, ceci pour chacun des muscles investigués.

1 = test en position debout

2 = test Sorensen

3 = test en position semi-accroupie

L5 = multifidus

L3 = iliocostalis

L1 = longissimus lombaire

T10 = longissimus thoracique

4.5 Résultat de l'évaluation entre les tests, les groupes et les muscles

4.5.1 Comparaison bilatérale entre les muscles étudiés

L'analyse des ANOVAs n'a pas dépisté de différence significative pour les muscles étudiés entre le côté droit et gauche, pour les deux groupes autant pour le RMS/temps (voir tableau VII) que pour la Md/temps (voir tableau X). La figure 13 présente, en exemple, les résultats obtenus pour le muscle multifidus représentant les pentes moyennes droits et gauches. Ces données sont présentées pour chacun des tests utilisés.

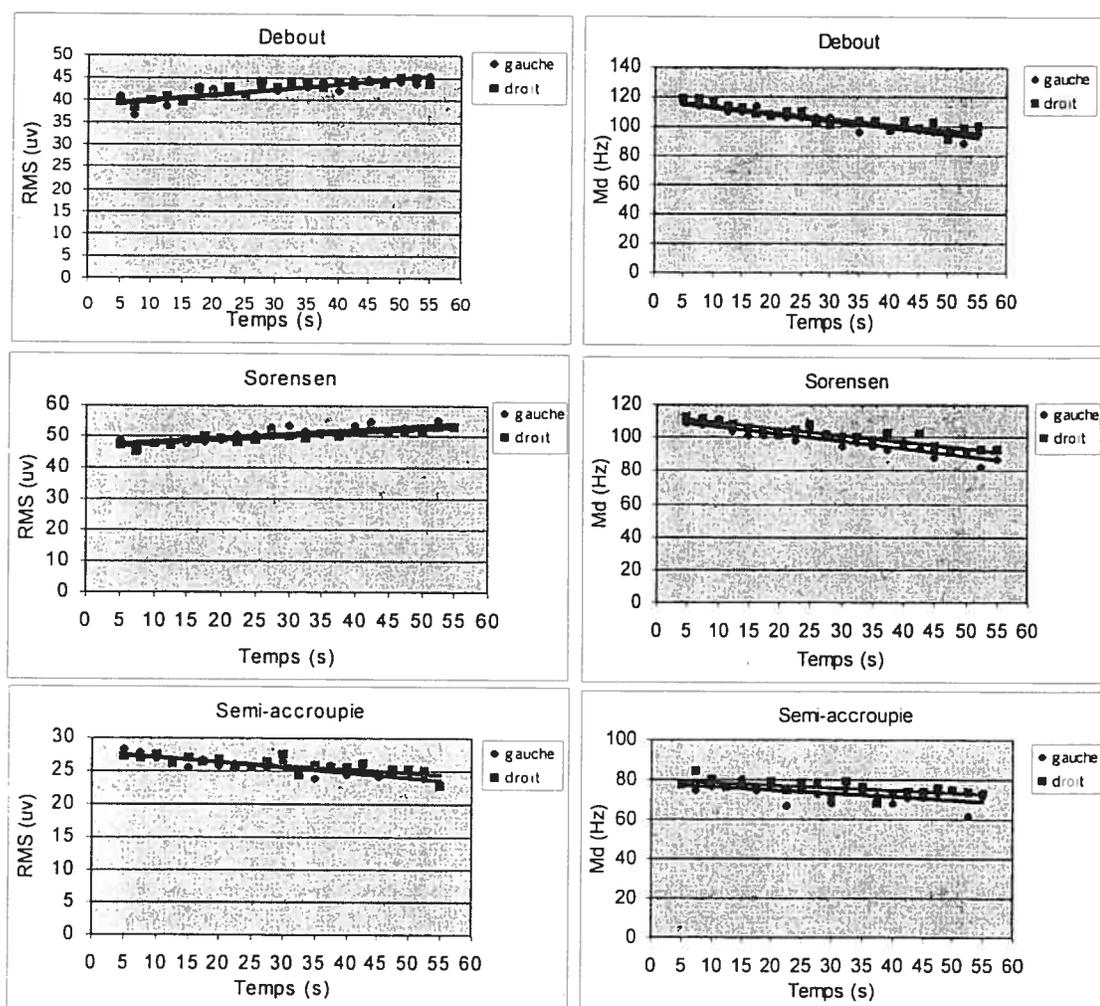


Fig. 13: Pentes moyennes (RMS/temps et Md/temps) pour les muscles multifidus droit et gauche pour chaque test investigué (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes.

4.5.2 Comparaison entre les groupes hommes et femmes

Dans la présente étude les ANOVAs n'ont pas démontré de différence significative entre les muscles étudiés lors de la comparaison des hommes et des femmes ($p > 0,05$), autant pour RMS/temps (voir tableau VII) que pour Md/temps (voir tableau X). La figure 14 montre, en exemple, des pentes du muscle multifidus entre les hommes et les femmes pour le RMS/temps et pour la Md/temps à chaque test utilisé.

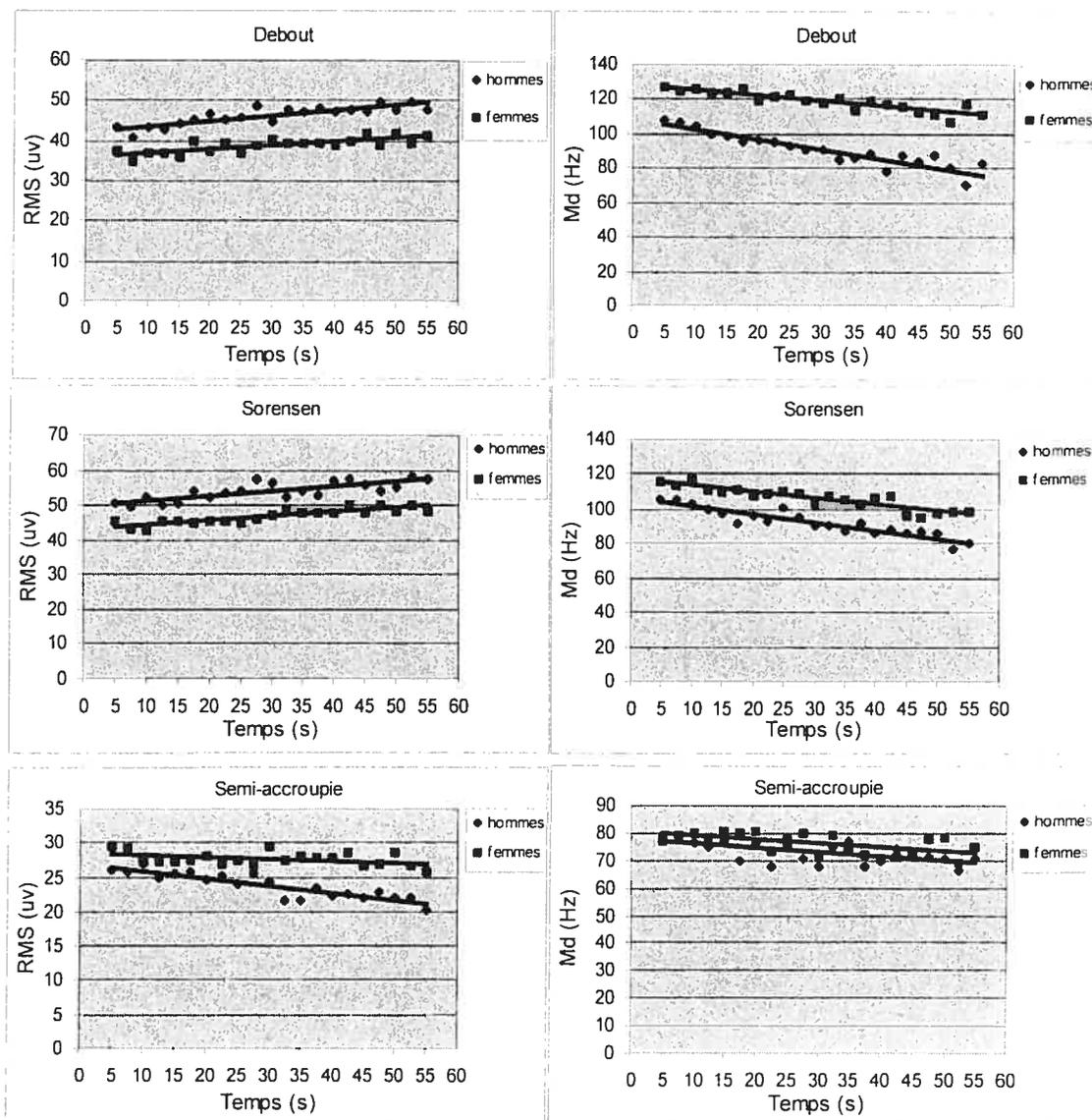


Fig. 14: Pentes moyennes (RMS/temps et Md/temps) pour les muscles multifidus entre les hommes et les femmes pour chaque test investigué (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les côtés droit et gauche.

4.5.3 Comparaison entre les tests

4.5.3.1 Muscle multifidus (niveau L5)

Les résultats de la pente Rms/temps et Md/temps sont montrés dans la figure 15. Le muscle multifidus n'a pas présenté des différences significatives (post-hoc Bonferroni, $p > 0,05$) entre les tests en position debout et Sorensen. Cependant, une différence significative ($p < 0,05$) entre les tests en position semi-accroupie et position debout et entre les tests en position semi-accroupie et Sorensen ont été détectées, autant pour le RMS/temps que pour la Md/temps (voir tableau VIII et XI).

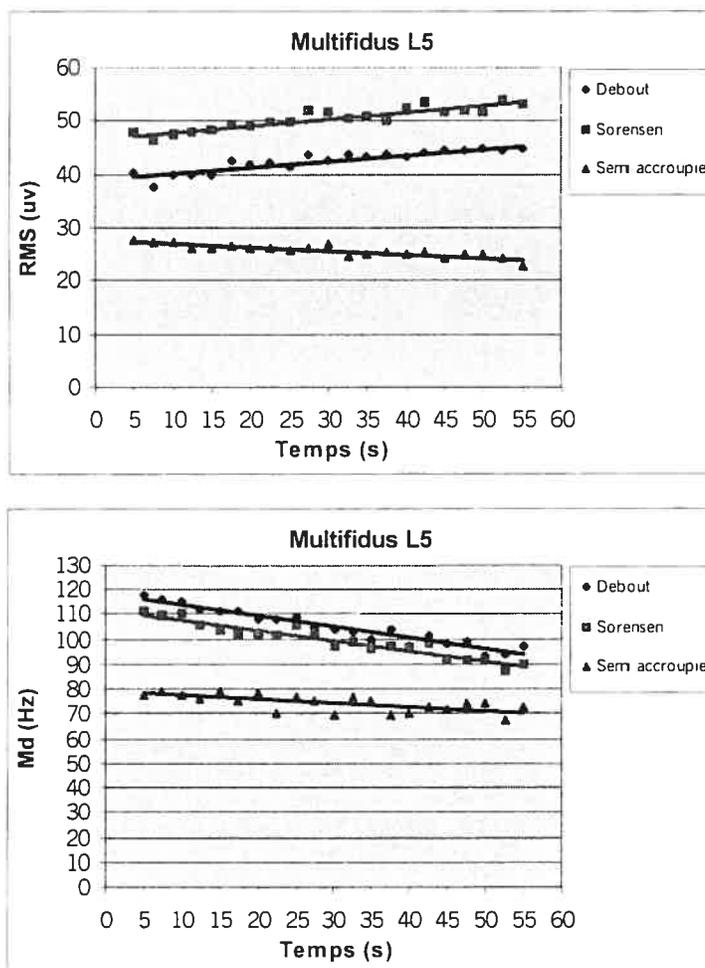


Fig. 15 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle multifidus (L5) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.

4.5.3.2 Muscle iliocostalis lombaire (niveau L3)

Les résultats de la pente Rms/temps et Md/temps sont présentés dans la figure 16. Le muscle iliocostalis lombaire (L3) ne montre pas de différence significative (post-hoc Bonferroni, $p > 0,05$) entre les tests en position debout et Sorensen. Cependant, une différence significative ($p < 0,05$) entre les tests en position semi-accroupie et position debout et entre les tests en position semi-accroupie et Sorensen pour le RMS/temps et pour la Md/temps sont dépistées (voir tableau VIII et XI).

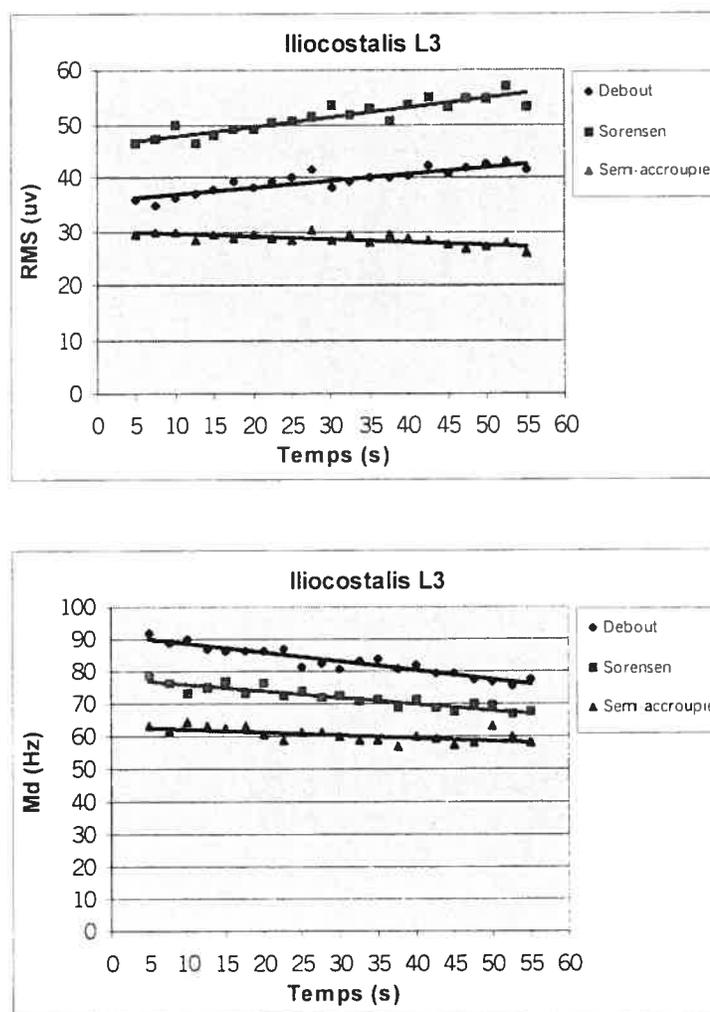


Fig. 16 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle iliocostalis lombaire (L3) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.

4.5.3.3 Muscle longissimus lombaire (niveau L1)

Le muscle longissimus lombaire n'a pas présenté de différence significative (post-hoc Bonferroni, $p > 0,05$) entre les tests en position debout et Sorensen. Cependant, on observe une différence significative ($p < 0,05$) entre les tests en position semi-accroupie et position debout et entre les tests en position semi-accroupie et Sorensen, autant pour le RMS/temps que pour la Md/temps (voir tableau VIII et XI). Les résultats de la pente Rms/temps et Md/temps sont illustrés dans la figure 17 pour chacun des tests investigués. Malgré de la pente Md/temps présenter un indice de fatigue, dans la pente RMS/temps cet indice n'est pas observé.

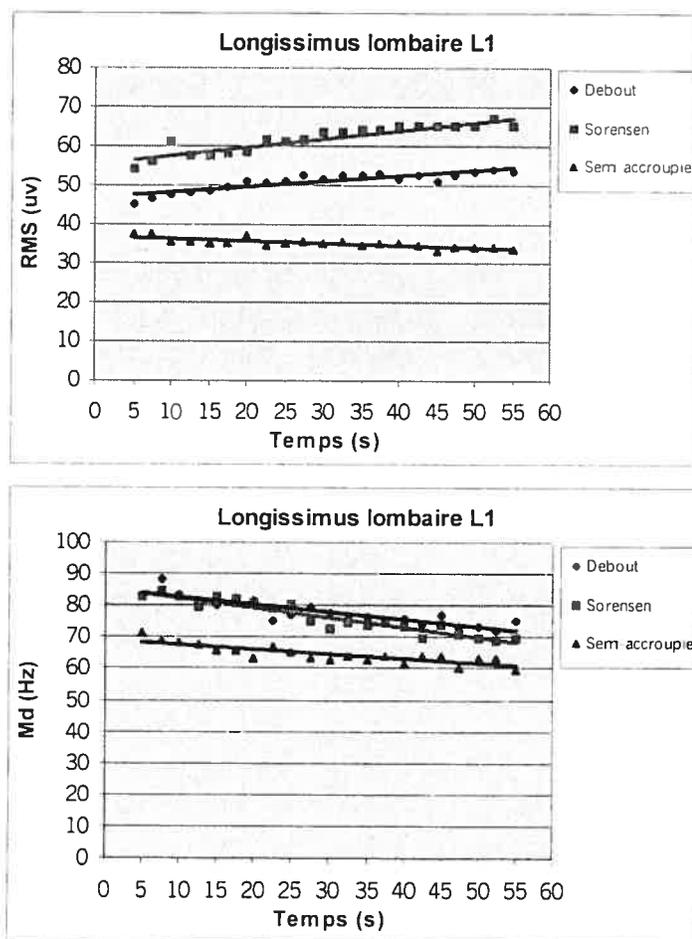


Fig. 17 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle longissimus lombaire (L1) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.

4.5.3.4 Muscle longissimus thoracique (niveau T10)

Nous pouvons noter ici que malgré les résultats des ANOVAs qui ont montré la présence d'une différence significative ($p=0,039$) entre les tests pour le muscle longissimus thoracique (T10) pour le RMS/temps (voir tableau VII), les tests à posteriori avec des ajustements des comparaisons multiples Bonferroni n'ont pas trouvé de différence significative entre les trois tests (voir tableau VIII). Pour la Md/temps, les résultats ont montré la présence d'une différence significative ($p<0,05$) entre les trois tests (voir tableau X et XI). Les résultats de la pente Rms/temps et Md/temps sont montrés dans la figure 18.

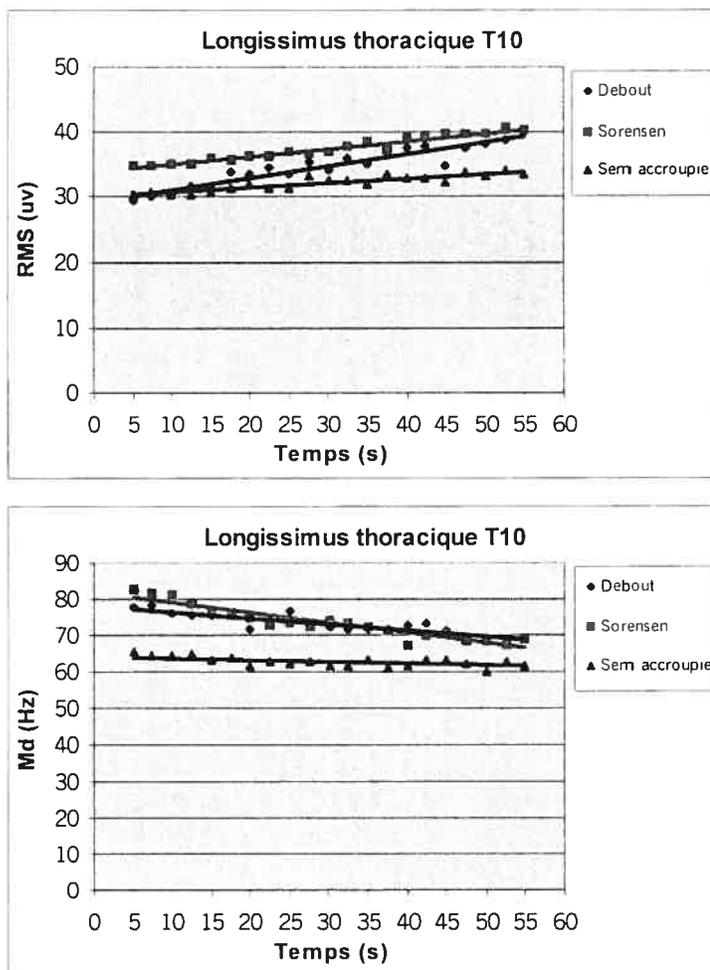


Fig. 18 : Pentés moyennes RMS/temps et Md/temps pour le muscle longissimus thoracique (T10) comparant les tests investigués (debout, Sorensen et semi-accroupie). Ces données incluent les hommes et les femmes ainsi que les côtés droit et gauche.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Les résultats trouvés dans notre étude confirment l'hypothèse que lors de l'évaluation des muscles extenseurs du dos en utilisant le même protocole pour trois différents tests et évalués par les mêmes évaluateurs, il n'y a pas de différences significatives en ce qui concerne la fatigue de ces muscles à 50% de la FMV entre les hommes et les femmes. Ceci pourrait expliquer la divergence entre les études sur ce sujet. De plus, selon Mannion et coll., (1997_a), Delitto et Rose, (1992), Bilodeau et coll., (1992_b) et Pincivero et coll., (2001) différentes positions adoptées dans chaque test et les différences de plis adipeux entre les hommes et les femmes sont considérées comme principaux facteurs pour une variance de résultats.

5.1 Caractéristiques des sujets

Les résultats de cette étude ne montrent aucune différence significative quant à l'âge des sujets. L'âge peut être une variable confondante selon Kankaanpää et coll. (1998). Bien que des différences significatives soient observées au niveau de la taille, du poids du corps et du pourcentage de gras corporel, l'influence de ces paramètres sont intégrées au calcul de la FMV pour chacun des tests, tel que décrit dans la méthodologie. Ces variables ne peuvent donc pas être considérées comme des variables confondantes. Le pli adipeux qui, selon Bilodeau et coll. (1992_b), est un facteur de premier ordre qui peut influencer le comportement du signal EMG au travers des niveaux de force, ne montre pas de différence significative entre les sujets ou entre les muscles. Par ailleurs, la différence quant au niveau d'activité physique des sujets, pourrait être une variable

confondante dans cette étude. Cependant, tous les sujets inclus dans cette étude utilisaient entre 40% à 60% de la FMV pour maintenir le tronc dans la position horizontale (test de Sorensen), ce qui laisse présumer d'un niveau d'activité physique assez semblable d'un sujet à l'autre.

5.2 Contraction maximale volontaire lors des tests

Jorgensen et Nicolaisen (1986) ont réalisé une étude portant sur la comparaison entre deux méthodes d'évaluation des muscles du dos, soit un test en position debout et l'autre en position couchée (Sorensen). Selon ces auteurs, le test en position debout exécuté contre un dynamomètre serait plus convenable car il élimine la variabilité morphologique entre les sujets. Ce dernier facteur n'est pas pris en considération dans le test de Sorensen. Un autre inconvénient du test de Sorensen est mis en évidence par l'utilisation d'un groupe hétérogène de sujets, principalement à cause de la variation du poids car le niveau de contraction maximale volontaire produit est déterminé par des mesures anthropométriques, morphologiques et biomécaniques propres à chaque sujet (Jorgensen et Nicolaisen, 1986). Ces inconvénients sont contournés dans cette étude puisque les différentes variables anthropométriques sont calculées pour chaque sujet et incluses dans le calcul de la FMV. Ainsi, le poids du tronc est mesuré au moyen du capteur de force avant même l'accomplissement du test en position couchée, tel que décrit dans le chapitre méthodologie.

Le test effectué en position debout est moins influencé par les mesures anthropométriques et s'avère davantage ergonomique (Jorgensen et Nicolaisen, 1987). Les variations dans la longueur du muscle n'affectent pas les résultats dans la position debout puisqu'on évite une éventuelle compensation excessive en lordose par une légère flexion de 20° des genoux

amenant physiologiquement le bassin en position neutre (Roy et coll., 1997). Ces avantages ergonomiques de la position debout pourraient expliquer la différence significative de la FMV entre ce test, le test de Sorensen et le test en position semi-accroupie, tandis qu'aucune différence n'a été révélée entre le test de Sorensen et celui en position semi-accroupie. Une FMV plus grande lors du test en position semi-accroupie dans le groupe masculin et au cours du test de Sorensen pour le groupe féminin a été enregistrée, alors que la FMV lors du test en position debout s'est avérée plus petite pour les deux groupes. Ces résultats, qui peuvent être expliqués comme l'on fait Essendrop et coll. (2002) par l'allongement musculaire et l'augmentation de la longueur du bras de levier causé par la flexion avant du tronc, mettant en évidence l'augmentation du moment de force des muscles du dos, comme dans la posture du test en position semi-accroupie.

La différence observée entre les hommes et les femmes quant à la FMV à chaque test, qui favorise toujours les hommes, confirme les résultats d'autres études (Larivière et coll., 2002; Clark et coll., 2002 et Keller et Roy, 2002). Ces résultats s'expliqueraient par la plus grande quantité de fibres musculaires de type II dans les muscles du dos chez l'homme. En effet, ce type de fibre a un plus grand diamètre et possède une plus grande capacité pour développer la force et permettrait d'obtenir une plus grande FMV dans ce groupe (Kankaanpää et coll., 1998; Mannion et coll., 1997_b; Mannion et Dolan, 1994). De plus, selon Keller et Roy (2002), les hommes ont typiquement le tronc plus long et de plus larges épaules par rapport aux femmes qui ont tendance à avoir des hanches plus larges. Un tronc de plus gros gabarit (plus volumineux), résulte par conséquent en une plus grande masse moyenne du tronc (et des muscles). De plus, avec des épaules plus larges et un tronc plus long, les hommes seraient, en moyenne, plus forts que les femmes (Keller et Roy, 2002).

5.3 Pourcentage de FMV lors des tests de fatigue

En se basant sur l'étude de Clark et coll. (2002), la différence dans le pourcentage de FMV utilisé pour les trois tests lors du test de fatigue (en position debout et en position semi-accroupie 50% de la FMV et au Sorensen 44,5% de la FMV) ne peut être considérée comme étant significative. À cet effet, ces auteurs n'ont pas trouvé de différence significative dans le signal EMG entre les niveaux de 40% et 50% de la FMV pour les muscles extenseurs du tronc au cours du test de Sorensen. Selon ces auteurs, la différence significative se situe entre les niveaux de 50% et 70% de la FMV. À ce dernier niveau d'effort, les muscles gluteus maximus et biceps femoris sont activés pour supporter l'augmentation de la charge et aider les muscles du dos à maintenir le tronc dans la position horizontale sans appui (test de Sorensen). Ainsi, dans la présente étude, cette différence de FMV lors du test de fatigue entre les tests n'est pas suffisante pour influencer nos résultats.

5.4 Comparaison entre les côtés droit et gauche

Cette étude n'a pas montré de différence significative entre les côtés droit et gauche pour les muscles étudiés. De la même façon, dans une étude comparative évaluant les côtés droit et gauche lors de tests de fatigue pour les muscles iliocostalis et longissimus, Mannion et coll., (1997_b) n'ont pas observé de différence significative en moyenne mais ils ont noté certaines asymétries individuelles pour la Md (pourcentage du taux de changement de la pente/seconde). Selon ces auteurs, ces différences semblaient reliées à la dominance des sujets, ce qui peut être expliquées par un changement du type de fibre musculaire résultant de l'usage fréquent du membre supérieur du côté dominant (Merletti et coll., 1994). Dans les études d'Umezu et coll. (1998) sur le muscle longissimus lombaire, Clark et coll. (2002) sur le muscle

iliocostalis lombaire, Koumantakis et coll. (2001) sur les muscles iliocostalis lombaire et multifidus et de Tsuboi et coll. (1994) sur les mêmes muscles que la présente étude, les auteurs n'ont pas trouvé de différence significative entre les côtés. Selon Tsuboi et coll., (1994), une différence entre les côtés droit et gauche peut résulter de la rotation du tronc lors du mouvement d'extension. Ce mouvement de rotation peut avoir comme conséquence une contraction asymétrique des muscles et produire des résultats contradictoires. Toujours selon ces auteurs, d'autres causes d'asymétrie au niveau de la fatigabilité droite/gauche seraient reliées à la force inégale générée par les muscles du dos de chaque côté, et ceci serait attribuable à une hypertrophie compensatoire, une atrophie de formation spécifique du muscle ou encore en raison d'une scoliose pouvant causer une tension mécanique inégale sur les muscles. Dans la présente étude, les facteurs qui pourraient normalement résulter en une différence dans les signaux EMG entre les côtés droit et gauche ne sont pas significatifs et ne peuvent donc pas être considérés suffisants pour influencer nos résultats.

5.5 Comparaison de la fatigue entre les hommes et les femmes

Contrairement à d'autres études qui ont suggéré une plus grande fatigue des muscles du dos chez les hommes (Lindbeck et Kjellberg, 2001; Umezu et coll., 1998; Ng et coll., 1998; Kankaanpaa et coll., 1998; bien que ce dernier auteur commente que la pertinence du test de Sorensen pour comparer la fatigabilité des muscles du dos entre les hommes et les femmes est discutable), les résultats des ANOVAs sur la Md et le RMS de cette étude n'ont démontré aucune différence significative pour la fatigue entre les deux groupes (hommes et femmes), pour les muscles et les tests étudiés. Keller et Roy (2002), en utilisant des normalisations appropriées des mesures anthropométriques, n'ont également pas trouvé de différence significative

entre les deux groupes lors de contractions isométriques en extension du tronc. Bien que les études de Thorstensson et Carlson (1987) confirment un bas potentiel glycolitique et un potentiel oxydatif supérieur dans les muscles du dos chez les femmes, Oddsson et coll. (1991), dans une étude de fatigue du muscle extenseur du tronc au niveau L3 utilisant le test de Sorensen n'ont trouvé aucune différence significative dans la valeur de la Fmoy initiale et dans le RMS jusqu'à 30 secondes du test. Par contre pour le test de fatigue s'étalant sur 60 à 90 secondes, on observe une différence significative pour la Fmoy et pour le RMS entre les hommes et les femmes. Selon ces auteurs, cette différence serait attribuable au fait que la tâche de sustentation du tronc dans la position d'extension n'avait pas de charge normalisée, ni par rapport à la FMV des différents sujets, ni par rapport aux différences de gabarit (anthropométriques) entre les sexes. D'autres facteurs, selon ces mêmes auteurs, pourraient expliquer ces différences entre les hommes et les femmes dont la plus grande flexibilité de la colonne chez les femmes qui pourrait résulter en une réduction de la charge musculaire dans la position utilisée.

Selon Bilodeau et coll., (1992_b), le pli adipeux est un facteur de premier ordre pouvant influencer le comportement du signal EMG. Pincivero et coll. (2001) rapportent que l'épaisseur du pli cutané chez la femme est corrélé avec une faible amplitude du signal EMG. Tel que décrit précédemment, les résultats de cette étude ne démontrent aucune différence significative en ce qui concerne l'épaisseur du pli adipeux entre les hommes et les femmes. De ce fait, le signal EMG n'est pas affecté différemment entre les deux groupes pour ce qui est de ce facteur. Il est intéressant de noter que certaines études n'ayant pas pris ce facteur en considération n'ont même pas utilisé de facteur de correction pour ajuster cette variable. La différence dans la quantité de graisse sous cutanée, certains autres facteurs physiologiques comme la prédominance du type de fibre (I ou II), la taille des fibres, le niveau de synchronisation des unités motrices, en plus de la combinaison de ces

facteurs pourraient expliquer les différences observées dans le signal EMG entre les hommes et les femmes (Bilodeau et coll., 1992_b). Selon Ng et coll., (1998) ces différences peuvent aussi être causées par des différences dans les activités quotidiennes ou des styles de vie différents entre les hommes et les femmes. Mannion et coll. (1997_b) n'ont pas trouvé de différence significative entre les hommes et les femmes pour ce qui est du pourcentage de fibres du type I et de type IIA, considérées comme résistantes à la fatigue (Smith et coll., 1997), au niveau des extenseurs du tronc. Dans la région thoracique le pourcentage de fibres du type IIB est significativement plus élevé chez les hommes par rapport aux femmes, mais ces résultats n'ont pas été confirmés pour la région lombaire. Ces investigations mettent en perspective les résultats de la présente étude qui compare la fatigabilité des muscles extenseurs du rachis entre les hommes et les femmes. Selon Lindbeck et Kjellberg (2001) et Oddsson et coll., (1991) les deux genres devraient être étudiés séparément dans l'évaluation fonctionnelle des muscles du dos. Cependant, les résultats de la présente étude suggèrent que les deux genres pourraient être étudiés ensemble en ce qui a trait à la fatigue des extenseurs du rachis.

5.6 Comparaison entre les tests de fatigue

À la lumière de nos résultats, les tests en position debout et de Sorensen seraient d'une plus grande sensibilité pour l'évaluation de la fatigue musculaire par rapport au test en position semi-accroupie. La relation RMS/temps montre une pente positive pour les tests en position debout et de Sorensen pour tous les muscles étudiés; ceci indiquant un recrutement progressif de nouvelles unités motrices afin de conserver le niveau de force désiré (soit 50% de la FMV) tout au long de la durée de l'effort imposé (60 seconds) (Moritani et coll., 1986). Pour des pourcentages de FMV inférieurs

ou égal à 60% FMV, les résultats de l'étude de ces derniers auteurs ont démontré que l'amplitude en RMS du signal EMG pourrait être un paramètre plus représentatif de l'activité des unités motrices pendant la fatigue musculaire. Dans ce sens, on peut déduire que des faibles valeurs de RMS signifient un bas niveau de recrutement des unités motrices et par conséquent un travail moins accentué des muscles. Ainsi, lors du test en position semi-accroupie, le muscle longissimus thoracique (niveau T10) est le seul à avoir présenté une pente positive pour la relation RMS/temps, bien que cette pente présente une tendance à être nulle (0.07), tous les autres muscles ayant montré une pente RMS/temps négative. Il semblerait que les muscles du dos sont moins sollicités dans le test en position semi-accroupie par rapport aux autres tests.

Dans notre étude, la relation Md/temps du spectre de puissance s'est déplacée vers les basses fréquences à mesure que le temps de contraction augmentait, indiquant ainsi l'installation d'une certaine fatigue musculaire (Mannion et Dolan, 1994). Ceci s'est produit pour les trois tests et pour tous les muscles étudiés qui ont tous présenté des pentes négatives de la relation Md/temps. Les valeurs de la Md diminuent progressivement avec le phénomène de fatigue et cette pente négative est plus abrupte pour les tests en position debout et de Sorensen. Lors du test en position semi-accroupie, la pente négative est bien moins abrupte comparativement aux deux autres tests, et cette tendance est observée pour tous les muscles étudiés, ce qui indique que ce test reproduit moins bien le phénomène de fatigue pour les muscles du dos. Lors du test en position semi-accroupie, on peut encore supposer que la fatigue d'autres groupes musculaires comme ceux au niveau des bras, du cou et des jambes participant également à l'effort de stabilisation du corps dans la position demandée pourrait limiter l'endurance du sujet. La fatigue de ces groupes musculaires auraient pour effet une diminution de la production de force pendant l'exécution du test, avant même que les muscles

extenseurs du tronc soient réellement fatigués (Mannion et coll., 1997a). Pendant la performance des muscles dans les tests en position debout et de Sorensen, les muscles se trouvent raccourcis avec la colonne lombaire dans une position de lordose. Selon ces derniers auteurs cette position possède d'avantage que les ligaments et la fascia lombo-dorsal ne sont pas tensionnés, de cette façon les muscles du dos étudiés sont responsables de produire presque complètement le moment d'extension de la colonne lombaire. Au contraire, dans le test en position semi-accroupie le tronc est en flexion et les muscles du dos se trouvent en position allongée. L'activité EMG des muscles extenseurs du dos lors de l'extension du tronc diffère selon la position du tronc. Quand la colonne lombaire est en lordose, l'activité EMG est plus grande que lorsqu'elle est en position de cyphose. De plus, l'activité EMG maximale est produite dès le début du mouvement d'extension (Delitto et Rose, 1992). Lorsque le tronc se trouve en position cyphotique, l'activité EMG des muscles extenseurs du rachis est diminuée et l'activité maximale est produite au milieu du mouvement d'extension (Holmes et coll., 1992). Il est possible que l'état d'allongement des muscles extenseurs du dos, qui se produit lors du maintien de la position en cyphose, inhibe l'activation de ces muscles, ce qui fait en sorte que les ligaments et le fascia soutiennent la posture en partie, pendant que les muscles extenseurs du dos se trouvent en situation de désavantage mécanique puisque leur longueur n'est pas optimale pour produire la tension nécessaire et résister à la charge demandé (Delitto et Rose, 1992). À partir de ce point, d'autre muscles s'activent afin d'aider à maintenir la position (Mannion et coll., 1997a), comme dans le cas du test en position semi-accroupie. Ces résultats suggèrent que la variation de la posture au cours des différentes tests influence grandement l'effort en extension du tronc. Bien que le test de Sorensen ne requiert pas de matériel dispendieux et complexe, l'étude de Jorgensen et Nicolaisen (1987) qui compare le test de Sorensen au test en position debout montre que ce dernier est préférable d'un simple point de vue ergonomique. Par ailleurs,

selon ces auteurs, les données obtenues au moyen de ce dernier test sont fiables, facilement traités au niveau statistique et ne sont pas influencés par des facteurs anthropométriques.

5.7 Comparaison entre les muscles investigués

La proportion et le type de fibres musculaires entrant dans la composition d'un muscle ont une influence sur la fréquence du signal EMG. Il y a une association significative entre le comportement de la Md ou de la Fmoy en fonction du niveau de fatigue ou de l'accroissement de la force et la proportion relative des différents types de fibre musculaire (type I ou II) dans l'aire de la section transverse d'un muscle (Mannion et coll., 1998). Les muscles qui contiennent une grande quantité de fibres de type II présentent de grandes valeurs de Md ou de Fmoy et également des variations plus prononcées de ces variables en fonction de la fatigue ou de l'augmentation de la force musculaire (Bilodeau et coll., 2002). Ces observations suggèrent que la haute vitesse de conduction, la plus grande fatigabilité et le haut seuil de dépolarisation des fibres de type II influenceraient la forme du potentiel d'action ainsi que la distribution du spectre de puissance du signal EMG (Bilodeau et coll., 2002). Les muscles contenant des fibres de type II en plus grande quantité présenteraient une pente Md/temps plus abrupte et seraient donc plus susceptibles à la fatigue comparativement aux muscles à prédominance de fibres de type I (Moritani et coll., 1986). Le déplacement de la Md vers les basses fréquences au cours du phénomène de fatigue pourrait s'expliquer par l'accumulation de lactate et d'autres métabolites résultant de la contraction musculaire. L'accumulation de ces métabolites aurait pour conséquence de ralentir la vitesse de conduction des fibres musculaires (Jurell, 1998; Lindstrom et coll., 1970; Tsuboi et coll., 1994; Moritani et coll., 1984). Néanmoins, d'autres évidences indiquent que les changements dans

le spectre de puissance auraient d'autres causes que les changements métaboliques liés à l'augmentation de la concentration du lactate (Moritani et coll., 1986 ; Zwarts et coll., 1987). Bigland-Ritchie et coll. (1979) suggèrent une explication alternative suite à l'observation de la présence de cations dans le fluide extracellulaire pendant la fatigue musculaire induite par stimulation électrique du muscle à haute fréquence. La présence de ces cations pourrait certainement diminuer la vitesse de conduction du potentiel d'action.

Dans la présente étude, au cours des trois tests, le muscle multifidus (niveau L5) présente une pente Md/temps plus négative (abrupte) que les autres muscles. Cette observation corrobore des résultats précédents et suggère une plus grande fatigabilité de ce muscle par rapport aux autres extenseurs du rachis (Larivière et coll., 2001_b; Roy et coll., 1997; Moffroid, 1997). Ces résultats confirment également ceux de van Dieën et coll. (1998) qui montrent une pente de fatigabilité plus accentuée pour les muscles multifidus et longissimus en comparaison au muscle iliocostalis. Dans la présente étude, les muscles iliocostalis et longissimus ont présenté, principalement au niveau T10, de plus grandes valeurs de RMS (pente RMS/temps plus positives) que le muscle multifidus pour les trois tests utilisés. Selon Mannion et coll. (1997_b), le longissimus est le muscle extenseur du rachis possédant le plus grand bras de levier et exhibant le plus grand diamètre physiologique, d'où la capacité de produire un plus grande force au début du mouvement afin de soutenir l'effort désiré (Essendrop et coll., 2002). Ce facteur pourrait expliquer la grande valeur de l'indice RMS/temps au niveau des muscles iliocostalis et longissimus, ce qui signifierait que ces muscles recrutent une plus grande quantité d'unités motrices dans l'effort de maintien de la posture du tronc. De cette façon, ces muscles agissent comme synergistes du muscle multifidus (muscle plus médial). Le muscle multifidus serait d'ailleurs plus lié à la posture et serait

plus actif lors de contractions isométriques sous-maximales, tandis que les muscles iliocostalis et longissimus (muscles latéraux) sont plus sollicités à de hauts niveaux de force et sont principalement responsables des mouvements de la partie supérieure de la colonne vertébrale (Larivière et coll., 2001_b; van Dieën et coll., 1998 ; Ng et Richardson, 1996). De plus, les muscles latéraux du dos sont recrutés après les muscles médiaux lors d'une augmentation de la charge sur la colonne vertébrale dans le plan sagittal (Larivière et coll., 2002). Ces données expliquent les résultats de notre étude qui montrent que les muscles iliocostalis et longissimus présentent des pentes Md/temps moins abruptes que celles du muscle multifidus car ils seraient moins fatigables en fonction de l'effort demandé aux sujets. Ces facteurs pourraient aussi expliquer l'absence de différence significative entre les valeurs de RMS du muscle longissimus (niveau T10) entre les trois tests effectués dans la présente étude. Ce muscle ne subirait que peu ou pas de modification de tension lors de changements posturaux.

Selon Roy et coll. (1997) la plus grande fatigabilité du muscle multifidus par rapport aux autres muscles du dos serait attribuable à des différences dans les proportions des types de fibres ainsi qu'à une différence dans la distribution de la charge entre ces différents muscles au cours des trois tests. La pente Md/temps des muscles du dos est généralement moins négative (moins abrupte) lorsque comparée aux muscles ne possédant pas de fonction posturale (Roy et coll., 1997). Dans une étude utilisant le test de fatigue de Sorensen, Mannion et Dolan (1994) ont mesuré une accentuation de la pente initiale de la relation Md/temps pour le niveau lombaire (L3). Par contre, ils n'ont pas trouvé de différence pour la relation Md/temps au niveau thoracique (T10). Dans l'étude de Tsuboi et coll., (1994), à 30% FMV les muscles multifidus et longissimus ont présenté une pente plus abrupte de la relation Md/temps, ce qui indique une plus grande fatigabilité de ces muscles par rapport au muscle iliocostalis (Kankaanpaa et coll., 1997). Le muscle

multifidus a pour fonction principale de stabiliser les vertèbres et devient donc crucial dans la stabilisation des parties les plus basses du dos lors des efforts en extension répétés des parties plus hautes de la colonne vertébrale. Sans ce contrôle par le multifidus, la colonne vertébrale tend à changer de position lorsqu'il y a induction de fatigue et ceci est probablement dû à une moindre contrôle de sa stabilisation. Dans cette situation, d'autres groupes musculaires peuvent être recrutés afin de compenser ce manque de contrôle. Il est donc crucial de bien fixer les membres inférieurs et les hanches au cours du test, cette fixation préalable est nécessaire à la réalisation de la tâche. Selon Kankaanpaa et coll. (1997), la fatigue plus accentuée au niveau du muscle multifidus par rapport aux autres muscles résulte simplement du fait de sa plus petite masse musculaire et de son rôle plus actif dans l'exécution de la tâche.

Clark et coll., (2002) ont trouvé une différence significative entre 50% et 70% de la FMV, force à laquelle les muscles gluteus maximus et biceps femoris sont activés afin d'aider les muscles du dos à maintenir la position du tronc pendant l'accroissement de la charge lors du test de Sorensen. Clark et coll., (2003) ont observé une réduction du recrutement du muscle multifidus à approximativement 55% de la FMV, soit en même temps qu'une augmentation de l'activité des muscles gluteus maximus et biceps femoris. Suivant l'idée de ces auteurs, il semblerait que les résultats de fatigue lors du test de Sorensen n'ont pas été influencés par ce facteur dans la présente étude puis que le pourcentage d'effort pour cet test ne dépassait pas à 45% de la FMV.

Les indices de fatigue mesurés par l'EMG sur des muscles extenseurs du dos plus latéraux (iliocostalis lombaire L3 et longissimus niveau T10) en contraction isométrique sont généralement moins fiables que les indices obtenus pour muscles plus médiaux (multifidus L5 et longissimus niveau L1)

(Larivière et coll., 2002_b). Cela peut s'expliquer par deux phénomènes. Premièrement, les muscles latéraux ne sont pas recrutés de façon constante lors d'efforts en extension (Roy et coll., 1995 ; van Dieen et coll. 1998 ; Larivière et coll., 2002_b). Deuxièmement, des efforts subtils (minimaux) de stabilisation sont observés dans les plans frontal et transverse lors de tâches en extension du tronc. Ce type d'effort mettrait préférentiellement à contribution les muscles latéraux qui sont alors avantagés mécaniquement par rapport aux muscles médiaux (Larivière et coll., 2002_b)

Les muscles du dos sont physiologiquement adaptés à la réalisation d'activités exigeant un bas niveau de force sur une longue période de temps. Ces muscles posturaux sont riches en fibres de type I. Contrairement à la plupart de muscles striés, les muscles du dos ont pour particularité d'avoir des fibres de type I de plus grand diamètre par rapport aux fibres de type II, (Moffroid, 1997 ; Mannion et coll., 1997_b). Ces caractéristiques atypiques seraient attribuables à la fonction posturale de ces muscles (Ng et coll., 1998). Certains muscles n'ayant aucune fonction posturale peuvent se fatiguer plus rapidement, surtout s'ils sont composés principalement de fibres de type II (Larivière et coll., 2001_b). Selon Larivière et coll., (2002), l'effet de la proportion relative des différents types de fibres est plus important dans les bas niveaux de force, tandis que l'effet du diamètre de la fibre a plus d'impact à de plus hauts niveaux de force. À cet effet, il faut noter que le diamètre des fibres est significativement plus grand dans la région thoracique par rapport à la région lombaire selon l'étude de Mannion et coll., (1997_b). Ces résultats confirment que les muscles lombaires, tel que le multifidus, sont les premiers recrutés tandis que les muscles thoraciques sont recrutés ultérieurement afin d'assister les muscles lombaires fatigués.

Dans cette étude, lors des tests de Sorensen et en position semi-accroupie, la variation du contenu de fréquentiel du signal EMG du muscle

iliocostalis a montré une diminution moins importante comparativement aux autres muscles. Ainsi, la pente de la relation Md/temps du muscle iliocostalis était moins accentuée, démontrant une moins grande fatigabilité de ce muscle. Ce phénomène pourrait s'expliquer par les différences dans la fonction des muscles étudiés, tel que rapporté van Dieën et coll., (1998). Ces auteurs ont observé l'EMG lors de la contraction isométrique en extension du dos que les muscles médiaux comme le multifidus et le longissimus sont plus actifs lors des contractions sous-maximales comparativement aux muscles latéraux comme l'iliocostalis. En suivant le raisonnement de ces auteurs, ceci peut suggérer que l'analyse exclusive des données d'EMG sur l'utilisation des groupes musculaires médiaux, pourrait suffire dans l'analyse de la fatigue des muscles du dos à l'effort. La mesure de l'EMG limitée aux muscles médiaux permettrait une réduction du temps nécessaire pour l'acquisition des données, l'analyse, ce qui pourrait s'avérer avantageux d'un point de vue clinique surtout pour ce qui est des sujets lombalgiques.

5.8 Études futures

Des efforts considérables sont investis dans le développement de nouveaux paramètres de mesure, tests et protocoles dans l'évaluation des muscles du dos dans le but d'améliorer la pertinence clinique de ces procédures. La nécessité de développer des nouvelles procédures d'évaluation est basée sur l'idée que la fonction musculaire doit spécifiquement s'adapter à différentes tâches spécifiques. Ainsi, les résultats d'un certain test qui utilise un certain type de contraction musculaire, peuvent différer lorsqu'un autre test est utilisé ou lorsqu'un autre type de contraction est demandé. La majorité des activités associées au travail ou à la vie quotidienne incluent des tâches dans lesquelles les muscles du dos agissent de façon dynamique ou statique. Il est donc nécessaire que des procédures d'évaluation démontrent les changements dans les mesures qui caractérisent

la capacité musculaire en fonction des deux types de contraction et selon les différentes postures afin de refléter la variété dans la fonction normale du muscle. Dans la plupart des études, incluant celle-ci, l'utilisation de la contraction isométrique, est directement liée aux contraintes inhérentes aux techniques spécifiques de traitement du signal EMG, comme par exemple, l'analyse par la transformation de Fourier, qui exige un signal EMG stationnaire propre à la contraction isométrique et peut être considérée comme une excellente méthode de calcul de la Md (Roy et coll., 1997). De nouvelles investigations seront nécessaires afin de développer et appliquer des méthodes de mesure et d'analyse du signal EMG qui pourront être appliquées dans des conditions expérimentales plus complexes ressemblant à des situations plus réalistes liées aux activités de vie quotidienne et du travail.

Les mesures EMG et dynamométriques sont d'un intérêt certain pour l'évaluation clinique des personnes souffrant de maux de dos. En effet, l'établissement de relations entre la faiblesse, la fatigue musculaire et d'autres variables cliniques permettrait le choix de modalités thérapeutiques plus spécifiques au traitement des maux de dos. Ces traitements mieux ciblés permettraient une amélioration plus rapide de la condition clinique. Si la problématique des différences musculaires par rapport au genres (hommes et femmes) était mieux comprise, cela pourrait avoir des retombées forts intéressantes d'un point de vue clinique. Actuellement, l'application clinique routinière de l'EMG de surface en réadaptation est en progression et dépasse largement le contexte de la recherche en laboratoire.

CHAPITRE 6

CONCLUSION

Cette étude a permis d'éliminer l'effet de certaines variables confondantes qui auraient pu affecter différemment la mesure du phénomène de fatigue des muscles extenseurs du rachis. Les résultats présentés suggèrent que la fatigue des muscles du dos lors de l'extension du tronc à 50% de la FMV ne diffère pas entre les hommes et les femmes et donc que les résultats pour ces deux groupes peuvent être examinées collectivement dans l'évaluation fonctionnelle des muscles du dos.

La position du sujet lors du test de fatigue des muscles extenseurs du dos est une considération essentielle puisque la valeur du RMS pour ces muscles augmente avec les positions qui favorisent le raccourcissement des muscles (position de lordose). Le test de fatigue de Sorensen et celui en position debout ont démontré une plus grande sensibilité à la fatigue comparativement au test en position semi-accroupie. De plus, le test en position debout aurait un autre avantage, celui de ne pas être influencé par les variables anthropométriques du sujet.

Parmi les muscles étudiés, le muscle multifidus est celui qui a présenté une plus grande sensibilité aux tests de fatigue à 50% de la FMV. Ces résultats confirment la fonction posturale de ce muscle. Le muscle longissimus a subi le plus grand recrutement d'unités motrices lors de l'accomplissement de la tâche. Cela indique l'importance des variations des synergies musculaires employés selon les postures adoptées lors de la réalisation des tests. La fiabilité de la pente de la relation Md/temps du muscle multifidus était plus grande que celle des muscles iliocostalis et longissimus. Il semble que l'enregistrement du taux de fatigue du muscle

multifidus serait plus sensible que l'enregistrement fait sur les autres muscles du dos en ce qui a trait à l'usage clinique de ces mesures.

À cause de la grande variabilité de facteurs pouvant éventuellement influencer un test de fatigue du dos, il est important d'être prudents dans le choix du type de test, le niveau de contraction musculaire ainsi que la posture adoptés. La considération de ces facteurs est essentielle à l'obtention de résultats fiables dans cette approche d'analyse de la fatigue des muscles du dos.

CHAPITRE 7

BIBLIOGRAPHIE

- Arsenault, A. B., & Larivière, C. (2000). The reliability of different EMG indices used in the evaluation of back muscle fatigue. Paper presented at the The 14 Congress of International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK 2000), Sapporo, Japan.
- Beauthier, J. P., Lefevre, P. (1993). *Traité d'anatomie: de la théorie à la pratique palpatoire (tome 3)*. De Boeck Université, Bruxelles.
- Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-19.
- Bigland, B., & Lippold, O. C. J. (1954). Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *Journal of Physiology*, 125, 322-35.
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D. A., & Woods, J. J. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Exp Neurol*, 64(2), 414-27.
- Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1991). EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 63(1), 24-8.
- Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1992a). Time and frequency analysis of EMG signals of homologous elbow flexors and extensors. *Med Biol Eng Comput*, 30(6), 640-4.

- Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1992b). Influence of Gender on the EMG Power Spectrum During an Increasing Force Level. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(3), 121-29
- Bilodeau, M., Houck, J., Cuddeford, T., Sharma, S., & Riley, N. (2002). Variations in the relationship between the frequency content of EMG signals and the rate of torque development in voluntary and elicited contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 12(2), 137-45.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvements*. Paris.
- Clark, B. C., Manini, T. M., Mayer, J. M., Ploutz-Snyder, L. L., & Graves, J. E. (2002). Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(11), 1547-52.
- Clark, B. C., Manini, T. M., & Ploutz-Snyder, L. L. (2003). Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine*, 28(3), 282-7.
- De Luca, C. J. (1985). Myoelectric manifestations of localized muscle fatigue. *CRC Crit Rev in Biomed Eng*, 11, 251-279.
- De Luca, C. J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 16(2), 210-6.
- De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J Physiol*, 329, 129-42.

- Delitto, R. S., & Rose, S. J. (1992). An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. *Phys Ther*, 72(6), 438-48.
- Desmedt, J. E., & Godaux, E. (1977). Critical evaluation of the size principle of human motoneurons recruitment in ballistic movements and in vibration-induced inhibition or potentiation. *Trans Am Neurol Assoc*, 102, 104-8.
- Dolan, P., & Adams, M. A. (1993). The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J Biomech*, 26(4-5), 513-22.
- Dolan, P., Mannion, A. F., & Adams, M. A. (1995). Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. *Spine*, 20(2), 149-59.
- Dudley, G. A., Harris, R. T., Duvoisin, M. R., Hather, B. M., & Buchanan, P. (1990). Effect of voluntary vs. artificial activation on the relationship of muscle torque to speed. *J Appl Physiol*, 69(6), 2215-21.
- Durnin, J. V., & Womersley, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr*, 32(1), 77-97.
- Essendrop, M., Schibye, B., & Hye-Knudsen, C. (2002). Intra-abdominal pressure increases during exhausting back extension in humans. *Eur J Appl Physiol*, 87(2), 167-73.

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

Fox, E. L., Bowers, R. W., & Merle, L. F. (1995). Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos (6 ed.). Rio de Janeiro.

Ghorayeb, N., & Barros Neto, T. O. e. p. f., avaliação medica, aspectos especiais e preventivos. São Paulo: Atheneu, 1999. (1999). O exercício: preparação fisiológica, avaliação medica, aspectos especiais e preventivos. Sao Paulo.

Goldberg, L. J., & Derfler, B. (1977). Relationship among recruitment order, spike amplitude, and twitch tension of single motor units in human masseter muscle. *J Neurophysiol*, 40(4), 879-90.

Gray, H. (1985). *Anatomy of the Human Body*. Lea and Febiger. Philadelphia

Grimby, L., Hannerz, J., & Hedman, B. (1981). The fatigue and voluntary discharge properties of single motor units in man. *J Physiol*, 316, 545-54.

Henneman, E. (1985). The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *J Exp Biol*, 115, 105-12.

Hérisson, C., & Revel, M. (1999). Réactivation phisique et lombalgie (Vol. 38).

Holmes, J. A., Damaser, M. S., & Lehman, S. L. (1992). Erector spinae activation and movement dynamics about the lumbar spine in lordotic and kyphotic squat-lifting. *Spine*, 17(3), 327-34.

- Jorgensen, K., & Nicolaisen, T. (1986). Two methods for determining trunk extensor endurance. A comparative study. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 55(6), 639-44.
- Jorgensen, K., & Nicolaisen, T. (1987). Trunk extensor endurance: determination and relation to low-back trouble. *Ergonomics*, 30(2), 259-67.
- Jurell, K. C. (1998). Surface EMG and fatigue. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 9(4), 933-47, viii-ix.
- Kankaanpaa, M., Laaksonen, D., Taimela, S., Kokko, S. M., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (1998). Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(9), 1069-75.
- Kankaanpaa, M., Taimela, S., Webber, C. L., Jr., Airaksinen, O., & Hanninen, O. (1997). Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 76(3), 236-42.
- Keller, T. S., & Roy, A. L. (2002). Posture-dependent isometric trunk extension and flexion strength in normal male and female subjects. *J Spinal Disord Tech*, 15(4), 312-8.
- Komi, P. V., Viitasalo, J. H. T. (1976). Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta Physiol. Scand.*, 96, 267-76.

- Koumantakis, G. A., Arnall, F., Cooper, R. G., & Oldham, J. A. (2001). Paraspinal muscle EMG fatigue testing with two methods in healthy volunteers. Reliability in the context of clinical applications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(3), 263-6.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., & Loisel, P. (2001a). Effect of step and ramp static contractions on the median frequency of electromyograms of back muscles in humans. *Eur J Appl Physiol*, 85(6), 552-9.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., & Loisel, P. (2001b). Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 11(1), 65-71.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., & Loisel, P. (2002b). Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *J Electromyogr Kinesiol*, 12(2), 91-102.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., & Vadeboncoeur, R. (2002). Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(9), 1206-14.
- Lariviere, C., Gagnon, D., Gravel, D., Bertrand Arsenault, A., Dumas, J., Goyette, M., & Loisel, P. (2001c). A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(1), 80-3.

- Latimer, J., Maher, C. G., Refshauge, K., & Colaco, I. (1999). The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. *Spine*, 24(20), 2085-9; discussion 2090.
- Lazzoli, J. K. (1996). *Manual para teste de esforço e prescrição de exercício*. (4 ed.). Rio de Janeiro.
- Lehmkuhl, L. D., & Smith, L. K. (1983). *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. Philadelphia.
- Lindbeck, L., & Kjellberg, K. (2001). Gender differences in lifting technique. *Ergonomics*, 44(2), 202-14.
- Lindstrom, L., Magnusson, R., & Petersen, I. (1970). Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*, 10(4), 341-56.
- Mannion, A. F. (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 9(6), 363-77.
- Mannion, A. F., Connolly, B., Wood, K., & Dolan, P. (1997a). The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J Rehabil Res Dev*, 34(4), 427-39.
- Mannion, A. F., & Dolan, P. (1994). Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, 19(11), 1223-9.

- Mannion, A. F., Dumas, G. A., Cooper, R. G., Espinosa, F. J., Faris, M. W., & Stevenson, J. M. (1997b). Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *J Anat*, 190(Pt 4), 505-13.
- Mannion, A. F., Dumas, G. A., Stevenson, J. M., & Cooper, R. G. (1998). The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine*, 23(5), 576-84.
- Maton, B., & Bouisset, S. (1977). The distribution of activity among the muscles of a single group during isometric contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 37(2), 101-9.
- Mayer, T. G., Kondraske, G., Mooney, V., Carmichael, T. W., & Butsch, R. (1989). Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine*, 14(9), 986-91.
- Merletti, R., De Luca, C. J., & Sathyan, D. (1994). Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *J Appl Physiol*, 77(5), 2104-14.
- Merletti, R., Lo Conte, L. R. (1997). Surface EMG Signal Processing During Isometric Contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7 (4), 241-50.
- McArdle, W. D., Katch, V. L., & Katch, F. I. (1998). *Fisiologia do exercício. Energia, nutrição e desempenho humano. (4 ed.)*. Sao Paulo.

- Moffroid, M. T. (1997). Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: assessment, performance, training. *J Rehabil Res Dev*, 34(4), 440-7.
- Moffroid, M. T., Haugh, L. D., Haig, A. J., Henry, S. M., & Pope, M. H. (1993). Endurance training of trunk extensor muscles. *Phys Ther*, 73(1), 10-7.
- Moritani, T., & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 56(3), 260-5.
- Moritani, T., Muro, M., & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 60(4), 1179-85.
- Moritani, T., Nagata, A., & Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exerc*, 14(3), 198-202.
- Moritani, T., Tanaka, H., Yoshida, T., Ishii, C., & Shindo, M. (1984). Relationship between myoelectric signals and blood lactate during incremental forearm exercise. *Am J Phys Med*, 63(3), 122-32
- Ng, J. K., & Richardson, C. A. (1996). Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(3), 259-64.
- Ng, J. K., Richardson, C. A., & Jull, G. A. (1997). Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther*, 77(9), 954-61.

- Ng, J. K., Richardson, C. A., Kippers, V., & Parnianpour, M. (1998). Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27(6), 389-402.
- Nicolaisen, T., & Jorgensen, K. (1985). Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. *Scand J Rehabil Med*, 17(3), 121-7.
- Oddsson, L., Moritani, T., Andersson, E., & Thorstensson, A. (1991). Differences between males and females in EMG and fatiguability of lumbar back muscles. In: *Electromyographical Kinesiology*, ed by Anderson PA, Hobart DJ, Danoff JV. Elsevier Science Publishers, Amsterdam, pp 295-98
- 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(3), 804-10.
- Piper. (1907). *Uber den willkurlichen muskeltetanus*. *Pflugers Arch. f. d. Ges. Physiol.*, 119, 301-336.
- Polgar, J., Johnson, M. A., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on fibre size in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 19(3), 307-18.
- Rosenburg, R., & Seidel, H. (1989). Electromyography of lumbar erector spinae muscles--influence of posture, interelectrode distance, strength, and fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 59(1-2), 104-14.

- Roy, S. H., De Luca, C. J., & Casavant, D. A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14(9), 992-1001.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., & Buijs, R. J. (1995). Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine*, 20(1), 38-48.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., Oddsson, L. I., Buijs, R. J., Levins, J. A., Newcombe, D. S., & Jabre, J. F. (1997). Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev*, 34(4), 405-14.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., & Schneider, J. (1986). Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol*, 61(4), 1510-7.
- Roy, S. H., & Oddsson, L. I. (1998). Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Phys Ther*, 78(8), 838-51.
- Sale, D. G., MacDougall, J. D., Upton, A. R., & McComas, A. J. (1983). Effect of strength training upon motoneuron excitability in man. *Med Sci Sports Exerc*, 15(1), 57-62.
- Sirca, A., & Kostevc, V. (1985). The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *J Anat*, 141, 131-7.
- Siri, W. E. (1956). The gross composition of the body. *Adv. Biol. Med. Phys.*, 4, 239-280.

- Smith, L. K. C. d. B. e. S. P. M. (1997). *Cinesiologia de Brunnstrom* (5nd. ed.). Sao Paulo.
- Snell, R. S. (1981). *Clinical Anatomy for Medical Students* (2nd. ed.). Little, Brown and Company, Boston.
- Spencer, G. S., & Eccles, M. J. (1976). Spinal muscle in scoliosis. Part 2. The proportion and size of type 1 and type 2 skeletal muscle fibres measured using a computer-controlled microscope. *J Neurol Sci*, 30(1), 143-54.
- Spring, H., Kunz, H. R., Schnider, H., & Tristsuchier, T. (1995). *Força muscular. Teoria e pratica*. Sao Paulo.
- Stulen, F. B., & De Luca, C. J. (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng*, 28(7), 515-23.
- Thorstensson, A., & Carlson, H. (1987). Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiol Scand*, 131(2), 195-202.
- Tsuboi, T., Satou, T., Egawa, K., Izumi, Y., & Miyazaki, M. (1994). Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Phys Occup Physiol*, 69(4), 361-6.
- Umezu, Y., Kawazu, T., Tajima, F., & Ogata, H. (1998). Spectral electromyographic fatigue analysis of back muscles in healthy adult women compared with men. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(5), 536-8.

- van Dieen, J. H., Heijblom, P., & Bunkens, H. (1998). Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 8(1), 35-44.
- Vanneuville, G., Poumarat, G., Chandezon, R., Guillot, M., Garcier, J. M., & Coillard, C. (1994). [Reliability of cutaneous markers in kinetic studies of the human thoracic and lumbar spine]. *Bull Assoc Anat (Nancy)*, 78(240), 19-21.
- Villiger, B. (1995). *Fisiologia do corpo humano. Resistência*. São Paulo.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). N. Y.
- Zwarts, M. J., Van Weerden, T. W., & Haenen, H. T. (1987). Relationship between average muscle fibre conduction velocity and EMG power spectra during isometric contraction, recovery and applied ischemia. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 56(2), 212-6

ANNEXE A

INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

Centre hospitalier de réadaptation affilié à l'Université de Montréal

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé :

"La réadaptation des travailleurs souffrant de maux de dos : évaluation et correction de la faiblesse et de la fatigue musculaires".

présenté par : B. Arsenault, D. Gravel, P. Loisel, D. Gagnon et Y. Lepage

Le comité composé de :

M. Jacques R. Nollet, directeur général
Mme Lisette Gagnon, directrice int. des soins infirmiers
Dr Bernard Leduc, physiatre
Mme Marie-Hélène Chartrand, psychologue
Mme Mindy Levin, chercheure
M. Régis Blais, chercheur adjoint, Faculté de médecine

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


Ronald Riopel
Président du comité d'éthique

Date

98/05/07

RR /fl

ANNEXE B

Identification du sujet

Nom: _____ Date: _____

Masse: _____ Taille: _____ Âgé: _____ N° de dossier: _____

Muscle	Droit				Gauche				Region	Droit			
	1 ^{ere}	2 ^{eme}	3 ^{eme}	R	1 ^{ere}	2 ^{eme}	3 ^{eme}	R		1 ^{ere}	2 ^{eme}	3 ^{eme}	R
Multifides (3cm L5)									Biceps brachial				
Iliocostalis (5cm L3)									Triceps brachial				
Longissimus (3cm L1)									Sous-scapulaire				
Longissimus (4cm T10)									Sus-iliaque				

Pli adipeux

$$\text{Body density} = C - [M(\log_{10} \text{ sum of all four skinfolds})]$$

* Reprendre une 3^e mesure si l'écart entre les 2 premières > 2 mm. Faire la moyenne des deux mesures les plus rapprochées.

$$\text{FAT \%} = \left[\left(\frac{4.95}{\text{BD}} \right) - 4.5 \right] \times 100$$

Sorensen

Poids du tronc: _____ MVC 1: _____ MVC 2: _____ Poid/MVC (N): _____

Semi-accroupie

Tronc / tête / cou: _____ MVC 1: _____
(L5/S1 > centre de masse)
 Main / avant-bras / bras (D): _____ MVC 2: _____
(L5/S1 > bras)
 Main / avant-bras / bras (G): _____ Moment (N/M): _____
(L5/S1 > bras)
 Lx = _____
(L5/S1 > cellule de force)

Debout

Hauteur ASIS: _____ Hauteur L5/S1: _____
 Nombre de planches: _____ MVC 1: _____
 Hauteur plate-forme: _____ MVC 2: _____
 Bras de levier: Lx (ant-post) _____ cm Moment (N/M): _____
 LZ (vertical): Hauteur PFD - (Hauteur L5/S1 + N° planches en cm)
 _____ - (_____ + _____) = _____ cm

* Lz = Lx de l'ordinateur

Comentaires: _____

ANNEXE C



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

Identification du bénéficiaire

Nom : _____

Date de naissance : _____

No. de dossier : _____

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

TITRE DU PROJET : La réadaptation des travailleurs souffrant de maux de dos : évaluation et correction de la faiblesse et de la fatigue musculaires

RESPONSABLES : A. Bertrand Arsenault, Denis Gravel, Patrick Loisel, Denis Gagnon, Yves Lepage

OBJECTIVE DU PROJET : Étudier l'efficacité d'un outil d'évaluation de la fonction musculaire servant à évaluer la faiblesse et la fatigue musculaires présentes lors de maux de dos.

NATURE MA PARTICIPATION :

Je devrai compléter des évaluations de nature clinique (formulaire) portant, entre autres sur la douleur. J'aurai également à compléter une évaluation de nature biomécanique. Lors d'évaluation biomécanique, je devrai produire des contractions musculaires en extension du dos, le tout en position debout. Les enregistrements : 1) de la force produite en extension du dos et 2) de l'activité des muscles produisant ces forces seront alors réalisés. Les enregistrements se feront à l'aide d'instruments utilisés à la surface du corps. Ceux-ci ne produisent aucun inconfort. La présence de douleurs musculaires dans les jours suivants l'expérience est possible. Ce phénomène est normal à la suite d'efforts maximaux des muscles.

RISQUE

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

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

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

ACCÈS À MON DOSSIER

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

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

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

RETRAIT DE MA PARTICIPATION

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

CONFIDENTIALITÉ

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

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

Signature de l'intéressé(e)

Signature d'un témoin

Fait à _____, le _____ 20__.

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

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

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

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)