

Université de Montréal

Évaluation de la force et de l'endurance des muscles du dos chez des sujets sains et  
lombalgiques: étude comparative de différents tests

Par Rubens Alexandre da Silva Jr., B.Sc.PT  
DASR 28047706

Sciences biomédicales (option réadaptation)  
École de réadaptation  
Faculté de médecine

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

Avril, 2003

© Rubens Alexandre da Silva Jr., 2003



W  
4

158

2003

N. 102

**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 du dos chez des sujets sains et lombalgiques: étude comparative de différents tests**

Présenté par:

Rubens Alexandre da Silva Jr.

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes:

Daniel Bourbonnais

---

Président rapporteur

A. Bertrand Arsenault

---

Directeur de recherche

Julio C. Fernandes

---

Codirecteur

Denis Gagnon

---

Membre du jury

## SOMMAIRE

Le but de cette étude était comparer des sujets sains et des sujets lombalgiques pour ce qui est de leur force et leur endurance lors de trois épreuves d'extension du dos. Vingt-huit hommes (15 sujets sains et 13 sujets avec lombalgie de cause non connue) âgés entre 25 à 50 ans ont participé à l'étude. Les sujets ont été testés: 1) contre un dynamomètre placé au niveau de la 4<sup>ième</sup> vertèbre thoracique (T4), en position debout; 2) contre un dynamomètre fixé au sol et tenu par les mains, en position debout semi-accroupie; et 3) en décubitus ventral, en bout de table, en maintenant le corps à l'horizontale sans support (test Sorensen). Le signal électromyographique (EMG) fut enregistré à l'aide d'électrodes de surface actives positionnées bilatéralement sur les muscles du dos aux niveaux L5, L3, L1, et T10. Pour la tâche de force maximale volontaire (FMV), les sujets devaient faire une contraction maximale volontaire progressive d'extension du dos répartie sur six secondes. Pour la tâche de fatigue, les sujets devaient maintenir une contraction à 50% FMV pendant 60 secondes pour chacun des tests investigués. Une période de 15 minutes de repos a été allouée entre chaque test de fatigue. Les trois tests de fatigue furent présentés de façon aléatoire. Pour chacun des tests, les niveaux d'activité EMG en Root Mean Square et en médiane du spectre de puissance du signal ont été calculés sur 21 fenêtres de 250 ms répétées entre la 5<sup>ième</sup> seconde et la 55<sup>ième</sup> seconde. La pente de la relation linéaire pour chacune de ces mesures était considérée comme un indice de fatigue musculaire. Au niveau des moments de force L5/S1, aucune différence significative entre les groupes et aucune interaction (Tests X groupes) n'ont été trouvées lors d'une ANOVA à deux voies avec une mesure répétée (tests). Au niveau de la fatigue musculaire, aucune différence n'a été démontrée entre les côtés (gauche et droit) des muscles du dos lors des tests-t de Student. Cependant, des différences significatives entre les trois tests de fatigue ont été obtenues. En général, les tests en position debout et de Sorensen démontrent plus de la fatigue musculaire pour les muscles du dos que le test en position semi-accroupie. L'absence de différences entre les groupes pour les trois tests ne permet pas de prédire lequel des tests est le plus pertinent pour discriminer la fatigue musculaire du dos chez de gens souffrant de lombalgie.

Mots clés : Fatigue musculaire, EMG, muscles du dos, lombalgie, dynamométrie

## ABSTRACT

The purpose of the present study was to compare back muscle strength and fatigue of normal and low back pain (LBP) subjects while performing three isometric tasks in back extension. Twenty eight males (15 normal and 13 suffering from non specific LBP) aged between 25 and 50 year participated in the study. The subjects were evaluated using three different tasks: 1) standing in a dynamometer with the trunk in an upright position; 2) standing in a semi-crouched position pulling against a force transducer attached to the floor; 3) holding the unsupported trunk horizontally while lying prone on an examination table (Sorensen test). Surface electromyographic (EMG) activity was recorded bilaterally from the back muscles at four different locations on the spine (L5, L3, L1 and T10). To assess the maximal force, the subjects performed two consecutive trunk extension efforts lasting for about 6 s. This contraction was performed in a progressive manner up to the maximal voluntary contraction (MVC). To assess the muscular fatigue, the subjects performed one trunk extension fatiguing trial lasting for a period of 60 s at a level of 50% MVC. After the fatigue test performed for a given task, a 15 minute rest period was allowed before another task was performed. These three tasks were randomly assigned. EMG root mean square (RMS) and median (MF) value of the power spectrum were calculated on a succession of 21 windows (250 ms) equally spaced from the 5<sup>th</sup> to the 55<sup>th</sup> seconds of the fatigue task. The slopes of the linear regression of the RMS/Time and MF/Time were considered as fatigue indices. No group effect and no interaction (tests X groups) were found for the moments obtained at L5/S1 using a two-way ANOVA with one repeated measure (tests). No significant differences were found between homologous muscles (right/left) using paired t-tests. Significant differences between the three tests were found for the fatigue indices using a two-way ANOVA with one repeated measure. In general, the Sorensen and the upright position tests were found to better disclose muscular fatigue for back muscles as compared to the semi-crouched position test. Since a significant difference among the two groups for each of the three tests used was not disclosed, it is not possible to specify which test is more sensitive to determine back muscle fatigue in LBP subjects.

Keywords: Muscle fatigue, electromyography, back muscles, low back pain, dynamometry.

## TABLE DE MATIÈRES

1. Introduction.....	1
2. Revue de littérature.....	2
2.1 Mal de dos.....	2
2.1.1 Considérations épidémiologiques.....	3
2.1.2 L'approche thérapeutique dans les lombalgies.....	3
2.2 Les muscles du dos.....	4
2.2.1 Composition des fibres musculaires du dos.....	5
2.2.2 Différences de composition de fibres musculaires entre les niveaux lombaire et thoracique.....	6
2.3 Fatigue musculaire et mesures électromyographiques (EMG).....	6
2.3.1 Le phénomène de la fatigue musculaire.....	6
2.3.1.1 Facteurs physiologiques de la fatigue musculaire.....	7
2.3.2 Électromyographie de surface (EMGS).....	8
2.3.2.1 Analyse temporelle du signal EMG.....	8
2.3.2.2 Relation RMS/temps et fatigue musculaire.....	9
2.3.2.3 Analyse spectrale du signal EMG.....	9
2.3.2.4 Relation Md/temps et fatigue musculaire.....	10
2.4 Tests d'endurance musculaire pendant les efforts d'extension du dos.....	11
2.4.1 Endurance musculaire.....	11
2.4.2 Test Sorensen.....	11
2.4.2.1 Avantages et désavantages du test Sorensen.....	12
2.4.3 Test en position debout.....	13
2.4.3.1 Avantages et désavantages du test en position debout.....	13
2.4.4 Test en position semi-accroupie.....	14
2.4.4.1 Avantages et désavantages du test semi-accroupie .....	15
2.4.5 Comparaison entre les tests.....	16
3. Objectifs général et spécifiques de l'étude.....	18
3.1 Objectifs spécifiques.....	18
4. Méthodologie.....	19

4.1 Procédures expérimentales.....	19
4.1.1 Position debout.....	19
4.1.2 Position semi-accroupie.....	20
4.1.3 Position couchée.....	22
4.2 Électromyographie.....	24
4.3 Protocole d'évaluation.....	25
4.3.1 Test de fatigue en position debout .....	25
4.3.2 Test de fatigue en position semi-accroupie (S.A.).....	26
4.3.3 Test de fatigue de Sorensen.....	27
5. Traitement des signaux et analyses statistiques.....	28
6. Résultats.....	30
6.1 Description des sujets.....	30
6.2 Comparaison entre les groupes et les tests .....	31
7. Discussion.....	40
7.1 Moment de force des extenseurs du dos (mesures dynamométriques).....	40
7.1.1 Comparaison entre les groupes.....	40
7.1.2 Comparaison entre les tests.....	42
7.2 Fatigue musculaire (mesures EMG).....	43
7.2.1 Comparaison entre les muscles contra-latéraux du dos.....	43
7.2.2 Comparaison entre les groupes.....	44
7.2.3 Comparaison entre les trois tests.....	45
8. Conclusion.....	48
9. Références.....	49
<b>Annexe A</b> Certificat d'éthique.....	xiii
<b>Annexe B</b> Formulaire de consentement .....	xiv



**LISTE DES TABLEAUX**

Tableau 1. Description des sujets normaux et lombalgiques.....	30
Tableau 2. Relation entre la FMV des muscles du dos pour les trois tests et le score de Oswestry, l'intensité de la douleur (EVA) et les peurs et croyances (FABQ <sub>1</sub> et FABQ <sub>2</sub> ).....	32
Tableau 3. Statistiques descriptives des valeurs de pente (régression linéaire) des relations RMS/temps et Md/temps pour le muscle multifide (L5) gauche (G) et droit (D) entre le groupe contrôle et lombalgique et les trois tests.....	32
Tableau 4. Statistiques descriptives des valeurs de pente (régression linéaire) des relations RMS/temps et Md/temps pour chaque muscle donné entre le groupe contrôle (GC, n=15) et lombalgique (GL, n=13).....	34
Tableau 5. Résumé des ANOVAS (deux voies) utilisées pour voir l'effet entre les tests (mesures répétées) et les groupes (contrôle et lombalgique) pour chaque muscle donné sur les mesures RMS/Temps et Md/Temps.....	35

## LISTE DES FIGURES

<p>Figure 1. Test Sorensen (a) (mesures anthropométriques et biomécaniques pour calculer le % FMV) et test en position Debout (b) (contre un dynamomètre).....</p>	14
<p>Figure 2. Mesures pour le calcul du moment de force des extenseurs du dos en position semi-accroupie: L5/S1 (O), bras de levier (D et d), la masse du haut du corps (w) et la force enregistrée au niveau de la cellule de force (W).....</p>	15
<p>Figure 3. Mesure du bras de levier (Lz) et l'équation du moment d'extension de L5/S1 impliquant de la force (Fx) produite contre la plate forme (5) et le bras de levier (Lz).....</p>	20
<p>Figure 4. Positionnement du sujet pour le test en position semi-accroupie: Des marqueurs sont placés à la cheville (1), au genou (2), au grand trochanter (3), à L5/S1 (4), au centre de masse du tronc (5), à l'épaule (6), au centre de masse total du bras (7) et au niveau du guidon de la cellule de force (8).....</p>	22
<p>Figure 5. Positionnement du sujet lors de la mesure du poids du tronc et de la FMV.....</p>	23
<p>Figure 6. Musculature évaluée et positionnement des électrodes, L5 (multifide 3 cm du centre), L3 (ilio-costal 5 cm du centre), L1 (long dorsal 3-4 cm du centre), T10 (long dorsal du thorax 4-5 cm du centre) et T8 (référence).....</p>	25
<p>Figure 7. Positionnement du sujet dans le dynamomètre pour le test de FMV et de fatigue.....</p>	26
<p>Figure 8. Positionnement du sujet pour le test de fatigue (Sorensen).....</p>	28

## LISTE DES FIGURES

- Figure 9. Comparaison entre les moments de force ( $M_{L5/S1}$ ) pour chaque test et groupe évalué..... 31
- Figure 10. Pentes (régression linéaire) des sujets normaux pour le muscle multifide (L5) sur les relations RMS/Temps (à gauche) et Md/Temps (à droite) lors des Tests Debout (a), Sorensen (b) et semi-accroupie (c) à 50% FMV: différence entre les côtés gauche (◆) et droit (■) pour le muscle L5..... 33
- Figure 11. Pentes (régression linéaire) pour le muscle multifide (L5) sur les relations RMS/Temps (à gauche) et Md/Temps (à droite) lors des Tests Debout (a), Sorensen (b) et semi-accroupie(c) à 50% FMV: différences entre les sujets normaux ( $\Delta$ ) et lombalgiques ( $\square$ )..... 36
- Figure 12. Pentes (régression linéaire) des sujets normaux (a) et lombalgiques (b) pour chaque muscle donné sur les relations RMS/Temps (à gauche) et Md/Temps (à droite): Test Debout (◆), Test Sorensen(■) et Test Semi-accroupie(▲) à 50% FMV.....38-39

**LISTES DES ABRÉVIATIONS**

D:	droit
EMG:	électromyographie, électromyographique
EMGS:	électromyographie de surface
FMV:	force maximale volontaire
G:	gauche
GC:	groupe contrôle
GL:	groupe lombalgique
Hz:	Hertz
LBP:	« Low Back Pain »
Md:	médiane du spectre de puissance, médiane, fréquences médianes
FM:	fréquence moyenne
CMV:	contraction maximale volontaire
Nm:	Newton mètre
RMS:	« Root Mean Square »
S.A.	position semi-accroupie
$\mu$ V:	microvolts

**DÉDICACE**

Je dédie ce mémoire premièrement à Dieu. Je veux également le dédier à mon épouse et mes parents qui en tout moment m'ont fait confiance.

## REMERCIEMENTS

Ce mémoire n'aurait pas vu le jour sans l'aide, la patience et les encouragements de mon directeur monsieur A. Bertrand Arsenault.

Je tiens également à remercier monsieur Christian Larivière pour m'avoir aidé lors des analyses des résultats et avoir lu le manuscrit et de plus, pour m'avoir fait de judicieux commentaires.

Finalement, merci à Omer Dyer et Nathaly Gaudreault pour les travaux de corrections du français. Merci également à ma femme pour sa patience.

## 1. Introduction

La lombalgie est un symptôme qui conduit rarement à l'établissement d'un diagnostic d'une maladie inflammatoire, infectieuse, tumorale ou même viscérale. La lombalgie demeure le plus souvent un symptôme parmi d'autres dans la cadre d'une pathologie lombaire connue (Hérisson & Revel, 1999). Le concept de déconditionnement du patient lombalgique chronique suite à la diminution des activités peut mener à de véritables incapacités chez cette clientèle (Hérisson & Revel, 1999). La fatigue des muscles extenseurs du dos pourrait être un facteur important dans l'étiologie des lombalgies (Biering-Sorensen, 1984; Adams et al., 1999; Luoto et al., 1995). Toutefois, la littérature portant sur l'évaluation des maux de dos présente des données contradictoires sur la sensibilité de mesures électromyographies (EMG) utilisées pour évaluer la force et l'endurance des muscles para-vertébraux. Ces inconsistances pourraient résulter de l'utilisation de tests dynamométriques différents pour l'évaluation de la force et de l'endurance des muscles para-vertébraux dans les différentes études sur le sujet.

Les mesures EMG basées sur la fréquence médiane (Md) du spectre de puissance du signal permettent quant à elles d'évaluer l'endurance musculaire. L'électromyographie de surface (EMGS) est de plus en plus utilisée comme outil d'évaluation de la fonction musculaire (Bouisset & Maton, 1995). Cette méthode non invasive permet d'objectiver certaines déficiences ou asymétries tant au niveau de la musculature des extrémités que du tronc. L'EMGS est aussi utilisée dans l'étude de certaines maladies neuro-musculaires afin de mesurer l'endurance ou la fatigue musculaire (Moritani et al., 1986; Roy et al., 1997), notamment la fatigue des muscles du dos chez des patients lombalgiques (Roy & Oddsson, 1998; Roy et al., 1989; Larivière et al., 2002c; Latimer et al., 1999).

La présente étude avait pour but d'évaluer des hommes sains [sans antécédents de lombalgie ou d'atteinte musculo-squelettique] ( $n = 15$ ) et des hommes avec lombalgie ( $n = 13$ ) de cause non connue. Les sujets ont été testés pour leur force et leur endurance musculaires lors de trois épreuves d'extension du dos: 1) contre un dynamomètre placé au niveau de la 4<sup>ième</sup> vertèbre thoracique (T4), en position debout (Larivière et al., 2001b); 2) contre un dynamomètre fixé au sol et tenu par les mains, en position debout semi-accroupie (Dolan et al., 1995), et 3) en décubitus ventral en bout de table en maintenant le corps à l'horizontal sans support (Biering-Sorensen, 1984). Lors de ces 3 épreuves de contraction musculaire volontaire soutenues des muscles extenseurs du dos, des enregistrements EMG

faites à l'aide d'électrodes de surface actives positionnées bilatéralement sur les muscles paravertébraux aux niveaux L5, L3, L1 et T10 ont été obtenus. Ces signaux EMG permettent d'évaluer: 1) la relation « Root Mean Square » (RMS) du signal EMG dans le temps et 2) la relation entre la médiane (Md) du spectre de puissance obtenue dans le temps, ceci lors d'une contraction soutenue de 60 secondes. Les pentes RMS/Temps et Md/Temps sont considérées comme étant des indices de fatigue musculaire (Moritani et al., 1986; Larivière et al., 2002c; Koumantakis et al., 2001; Roy et al., 1997).

En plus de nous permettre éventuellement de documenter les causes d'inconsistances dans les mesures de fatigabilité musculaire des extenseurs du dos lors des efforts soutenus présentés dans la littérature, cette étude nous permettra potentiellement de discriminer les tests dynamométriques les plus pertinents dans l'évaluation des gens souffrant de lombalgies.

## **2. REVUE DE LITTERATURE**

### **2.1. Mal de dos**

En 1862, l'égyptologue Edwin Smith achetait à Louxor, en Haute Égypte, un curieux papyrus remontant à 1500 ans avant Jésus-Christ. On allait découvrir qu'il s'agissait en fait d'un traité de médecine considéré encore aujourd'hui comme le plus ancien écrit chirurgical existant. Le papyrus d'Edwin Smith décrit 48 histoires de cas en termes très précis. La dernière a trait à un mal de dos aigu. C'est dire que ce problème de santé, qu'on associe de nos jours au travail, frappait déjà les Égyptiens il y a des millénaires. Le papyrus est resté enfoui dans la tombe de son auteur pendant près de 3500 ans. Les pharaons ont disparu, mais le mal de dos est resté. Il fait toujours partie de la condition humaine et n'épargne personne. Dans toutes les cultures et depuis longtemps, hommes, femmes et enfants ont été affectés par des douleurs à la colonne vertébrale. Le mal irradie parfois jusqu'aux extrémités des membres, génère beaucoup de souffrance et limite considérablement les activités. Ce problème, qui affecte le plus souvent les régions les plus mobiles de la colonne vertébrale (cervicale et lombaire), afflige environ 85% de tous les individus au cours de leur vie, les plus souvent entre 35 et 55 ans (Dionne, 2001). Il s'agit du deuxième plus fréquent motif de consultation médicale après les affections des voies respiratoires supérieures comme le rhume et la sinusite (Dionne, 2001). C'est également la toute première cause de limitation d'activités chez les adultes de moins de 45 ans et la



seconde, après l'arthrite chez les 45 à 65 ans (Dionne, 2001). Aux États-Unis, on estime le coût annuel total du mal de dos à plus de 100 milliards de dollars américains. Au Canada, les coûts associés sont aussi très élevés. Par exemple, en 1995, les organismes provinciaux de santé et sécurité au travail du Canada, comme la CCST au Québec, ont dépensé plus de deux milliards de dollars en frais médicaux et réadaptation ainsi qu'en compensation financière pour le mal de dos. Chez les travailleurs, environ 80% de ces dépenses sont imputables au problème les plus sévères qui nécessitent une absence du travail pendant six mois et plus, c'est-à-dire environ 10% de tous les cas. Cette situation fait l'objet de recherches de plus en plus nombreuses qui, si elles n'ont pas encore révélé toutes les causes du mal et de ses conséquences, ont cependant permis de mieux comprendre le problème et d'en améliorer le traitement

### 2.1.1 Considérations épidémiologiques

La lombalgie est un symptôme qui conduit rarement à l'établissement du diagnostic d'une maladie inflammatoire, infectieuse, tumorale ou même viscérale. La lombalgie demeure le plus souvent un symptôme parmi d'autres dans le cadre d'une pathologie lombaire connue (Hérisson & Revel, 1999). La cause anatomique ou fonctionnelle de la lombalgie est souvent difficile à préciser et peut s'avérer multifactorielle. La classification des symptômes en lombalgies aiguës, subaiguës, et chroniques se base sur une approche épidémiologique et socio-économique. Cette classification répond assez mal aux différents contextes des lombalgies aiguës (Hérisson & Revel, 1999; Cailliet, 1995). Quoiqu'il en soit, moins de 10% des lombalgies constituent des problèmes de douleurs chroniques et invalidantes ayant des répercussions sociales néfastes (Hérisson & Revel, 1999). Les pathologies lombaires représentent communément dans les pays industrialisés une des premières causes d'absentéisme au travail pouvant résulter en de lourds problèmes d'exclusion sociale dans un contexte économique difficile et un fort taux de chômage (Hérisson & Revel, 1999; Cailliet, 1995).

### 2.1.2 L'approche thérapeutique dans les lombalgies

Pendant longtemps, l'approche thérapeutique visait essentiellement l'antalgie. Les véritables stratégies en réadaptation ont largement découlées des connaissances biomécaniques. Le concept de déconditionnement du patient lombalgique chronique suite à la diminution des activités peut mener à de véritables incapacités chez cette clientèle

(Hérisson & Revel, 1999). La fatigue des muscles extenseurs du dos pourrait être un facteur important dans l'étiologie des lombalgies (Biering-Sorensen, 1984; Adams et al., 1999; Luoto et al., 1995). Selon Moffroid (1997), la fatigue des muscles extenseurs du dos mise en relation avec la douleur musculaire compte parmi les plaintes des patients lombalgiques. Selon la même auteure, le manque d'endurance musculaire serait un facteur prédisposant à la récurrence des lombalgies. La capacité d'endurance des muscles extenseurs du dos est un attribut important de la fonction de la musculature basse du dos (lombaire). Une bonne capacité d'endurance évite le développement de lombalgie (Ng & Richardson, 1996). Il a été démontré que les sujets lombalgiques sont moins endurants que des sujets sains (Ng & Richardson, 1996). Différentes études ont ainsi démontré que la force musculaire n'avait pas une bonne valeur pronostique pour identifier les sujets lombalgiques tandis qu'une diminution de l'endurance musculaire était véritablement en relation avec le développement de maux de dos (Jorgensen & Nicolaisen, 1986 et 1987).

## **2.2 Les muscles du dos**

Les muscles du dos sont physiologiquement adaptés à la production de faibles niveaux de tension pour de longues périodes de temps. Ces muscles sont d'un point de vue physiologique des muscles posturaux avec une plus grande distribution des fibres de type-I (petit diamètre) que fibres de type-II (gros diamètre) (Moffroid, 1997). Les fibres de type-I sont rouges, lentes, fortement oxidatives (contiennent de nombreuses mitochondries et une teneur élevée en myoglobine), de faible tension musculaire et endurantes à la fatigue musculaire (Bouisset & Maton, 1995; Smith et al., 1997; Fox et al., 1991). Les fibres de type-II sont elles-mêmes subdivisées en trois sous-groupes: 1) type IIa qui sont des fibres de couleur intermédiaire, rapides, oxidatives et glycolytiques (aérobie et anaérobie), de tension musculaire moyenne et d'endurance moyenne à la fatigue musculaire; 2) Type IIb qui sont blanches, rapides, faiblement oxidatives et fortement glycolytiques (anaérobie), de forte tension musculaire et moins endurantes à la fatigue musculaire; et 3) Type IIc qui ont des caractéristiques intermédiaires entre les fibres de type-I et les fibres de type-II (oxidative et glycolytiques) (Bouisset & Maton, 1995; Fox et al., 1991). Les fibres de type-IIc ne représentent, en tout état de cause, qu'un très faible pourcentage (2 à 5%) des fibres de l'homme adulte normal (Bouisset & Maton, 1995).

Les muscles du dos protègent le rachis lombaire particulièrement lors des mouvements de flexion. Cependant, cette action protectrice peut s'avérer être préjudiciable

lorsque la fatigue musculaire s'installe (Dolan et al., 1995). Les muscles extenseurs du dos sont 30% plus forts que les muscles fléchisseurs chez les sujets sains tandis que la performance musculaire décroît avec l'âge autant chez les hommes que chez les femmes (Hérisson & Revel, 1999). La performance musculaire est généralement moindre chez la femme par rapport à l'homme, excepté pour l'endurance statique des muscles extenseurs du dos. Cette différence pourrait certainement expliquer la plus forte incidence des lombalgies rapportée dans la population masculine (Hérisson & Revel, 1999).

### 2.2.1 Composition des fibres musculaires du dos

Il y a une relation entre la composition des fibres musculaires et la capacité fonctionnelle des muscles du dos. Le diamètre des fibres de type-II chez les femmes est plus petit que chez les hommes, cela peut être une explication de la capacité moindre de génération de force musculaire et d'une plus grande endurance chez les femmes (Hérisson & Revel, 1999). Jorgensen & Nicolaisen (1985) mettaient en évidence une diminution des performances des extenseurs du dos dans la population lombalgique par rapport aux sujets sains. La visualisation de la musculature des extenseurs du dos chez les sujets lombalgiques en imagerie par résonance magnétique (IRM) met en évidence une diminution de l'aire de section associée à une augmentation des composantes graisseuses comparativement aux sujets sains (Hérisson & Revel, 1999). Selon Mannion et al. (1997a) la diminution de performance motrice des muscles extenseurs du dos chez les sujets lombalgiques résulterait des modifications associées dans la distribution et la proportion des fibres du muscle erector para-spinal. Dans l'étude de Mannion et al. (1997a), les patients lombalgiques chroniques ont de faibles pourcentages d'aire relative des muscles associées à des fibres de type-I et un grand pourcentage des fibres de type-IIB au niveau du muscle multifide par rapport aux sujets contrôles. Ceci n'est toutefois pas le cas pour les muscles long dorsal, ilio-costal et l'erector spinal au niveau L3. De plus, les auteurs ont démontré que la proportion des fibres de type-I était plus élevée pour les sujets contrôles par rapport aux lombalgiques. Cependant, aucune différence n'a été démontrée par rapport au diamètre des fibres pour les deux groupes. Le changement dans la microstructure des muscles du dos résulterait d'une inhibition réflexe de la musculature ou d'inactivité induite par la douleur (Stokes & Young, 1984; Graves-Nielsen et al., 2002). Cependant, cette inactivité peut contribuer à maintenir la population des fibres de type-I tout en étant responsable de la transformation vers les fibres de type-II (rapides et plus fatigables) (Mannion et al., 1997a).

## 2.2.2 Différences de composition de fibres musculaires entre les niveaux lombaire et thoracique

Il a été démontré que la composition en fibres musculaires est différente aux niveaux thoraciques versus les niveaux lombaires du dos (Mannion et al., 1997b). La portion thoracique du muscle erector spinal a un grand pourcentage d'aire de section de fibres de type-I par rapport à la musculature lombaire. Sirca & Kostevc (1985) ont démontré que les fibres de type-I étaient plus nombreuses dans la région thoracique que les fibres de type-II. Cela peut refléter une différence fonctionnelle dans les deux régions où l'activité de la musculature thoracique serait plus tonique que la musculature lombaire qui elle serait plus posturale (Dolan et al., 1995). La grosseur dans un même type de fibre (soit I ou soit II) peut différer en fonction de la profondeur au sein d'un même muscle (Polgar et al., 1973). 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. Ainsi, la variable de profondeur musculaire tout comme dans l'étude de Spencer & Eccles (1976) ne semble pas influencer les résultats en ce qui concerne la distribution (et non la grosseur) des fibres de type-I. Dans la région thoracique, les deux types de fibres (I vs II) seraient de même grosseur et ce, pour des sujets de sexe masculin.

## 2.3 Fatigue musculaire et mesures électromyographiques (EMG)

### 2.3.1 Le phénomène de la fatigue musculaire

Le niveau de performance lors d'une activité motrice est grandement influencé par le phénomène de la fatigue musculaire. La fatigue musculaire peut-être évaluée par l'enregistrement de la réduction de tension maximale (torque) d'un groupe musculaire lors d'un nombre pré-déterminé de répétitions de contractions musculaires dans une amplitude de mouvement donnée; le déclin de la tension maximale du muscle est considéré comme une mesure de la fatigue (Fox et al., 1991). Selon De Luca (1984), la fatigue musculaire serait l'incapacité de maintenir un niveau de force désiré dans le temps. La fatigue musculaire pourrait résulter de plusieurs facteurs: 1) la fatigue centrale (système nerveux central), 2) la fatigue périphérique (système nerveux périphérique), 3) la fatigue de la jonction neuro-musculaire et 3) la fatigue des fibres musculaires (Fitts & Metzger, 1988; Fox et al., 1991). Cependant, il est démontré que la fatigue musculaire ne résulterait pas de

la jonction neuro-musculaire lorsque le niveau de force à maintenir est peu élevé (Bigland-Ritchie et al., 1982). La fatigue périphérique se situe surtout au niveau des changements biochimiques au niveau de la fibre musculaire lors de contractions musculaires répétées (Fox et al., 1991). Lors de la contraction musculaire, il y a accumulation d'acide lactique, diminution des réserves ATP (adénosine triphosphate) et PC (phosphocréatine) et réduction des réserves musculaires en glycogène, en plus d'une diminution de l'apport en oxygène résultant de la diminution du flux sanguin (Jensen et al., 1999; Fitts & Metzger, 1988; Fox et al., 1991). Au niveau du système nerveux central, on assiste à une diminution du nombre d'impulsions nerveuses (Fitts & Metzger, 1988; Fox et al., 1991). Cependant, quelques études (Bigland-Ritchie et al., 1986; Bigland-Ritchie et al., 1983) ont démontré que le système nerveux central a peu d'influence sur la fatigue musculaire lors des contractions maximales et sous-maximales.

#### 2.3.1.1 Facteurs physiologiques de la fatigue musculaire

Le type (concentrique, excentrique et isométrique continu ou intermittent), l'intensité et la durée d'une contraction musculaire sont autant de facteurs qui influencent de façon physiologique la fatigue musculaire (Jurell, 1998; Enoka & Stuart, 1992). Lors de contractions isométriques l'apparition des phénomènes de fatigue tend à coïncider avec le début de la restriction du flux sanguin dans le muscle (Jensen et al., 1999; Jurell, 1998; Fox et al., 1991). Le muscle fatigué produit moins de tension, se contracte moins rapidement et voit une accumulation des métabolites (Jurell, 1998; Fox et al., 1991; De Luca, 1984). Les effets de la fatigue ont été principalement étudiés dans la contraction isométrique sous-maximale, où on demande au sujet de maintenir un niveau de contraction sous-maximale jusqu'à ce que ce niveau de force initiale ne puisse plus être soutenu (temps limite de maintien, Bouisset & Maton, 1995). Au cours de la contraction, le muscle développe une tension qui s'exerce non seulement au niveau des extrémités, mais également à l'intérieur du muscle. Il en résulte une augmentation de la pression interne du muscle qui s'exerce sur les vaisseaux sanguins (Jensen et al., 1999). La circulation sanguine dans le muscle va donc être partiellement ou complètement bloquée, selon le niveau de la force exercée : il y a ischémie, partielle ou complète (Jensen et al., 1999). Le blocage circulatoire au niveau du muscle actif paraît responsable de la survenue de la fatigue au cours de la contraction statique, tant continue qu'intermittente (Bouisset & Maton, 1995). Divers arguments

expérimentaux en apportent la preuve directe, comme le fait que, sous garrot artériel, le temps-limite ou travail-limite sont limités, quelle que soit la force ou la puissance de l'exercice (Bouisset & Maton, 1995). Ainsi, qu'il s'agisse de contraction isométrique ou anisométrique, l'ischémie apparaît comme le facteur limitant de l'activité musculaire locale. L'apport d'oxygène est toujours suffisant pour assurer la re-synthèse de l'ATP; on est donc amené à considérer que c'est l'accumulation des ions hydrogène, c'est-à-dire l'acidification du muscle, qui est responsable d'un blocage des réactions enzymatiques et qui perturbe l'interaction actine-myosine (Bouisset & Maton, 1995). Toutefois, assigner un rôle déterminant au système contractile dans le processus de la fatigue ne signifie pas que le système de commande, les centres nerveux particulièrement, soit entièrement hors de cause. Ainsi, ceux-ci peuvent également jouer un rôle mais, semble-t-il, secondaire (Bouisset & Maton, 1995).

### 2.3.2 Électromyographie de surface (EMGS)

Les tests évaluant la force maximale volontaire (FMV) et l'endurance (temps limite) de la musculature du dos impliquent des limitations importantes lors de l'interprétation des résultats. Les sujets peuvent être inquiets face à la reproduction de la douleur et à ce moment, la mesure prise sera fonction de leur capacité à la tolérer ainsi que de leur degré de motivation à fournir un effort maximal (Mannion et al., 1997c; Roy et al., 1997). Dû à ces problèmes de douleur et de motivation lors des test d'endurance, l'électromyographie de surface (EMGS) est de plus en plus utilisées afin d'évaluer différentes caractéristiques musculaires, notamment la fatigue des muscles du dos chez des patients lombalgiques (Roy & Oddsson, 1998). L'EMGS s'intéresse davantage aux processus physiologiques de la fatigue musculaire (De Luca, 1993) et élimine la composante subjective associée aux maux de dos (crainte, motivation...) qui ne pouvait être complètement contrôlée par des études de force utilisant exclusivement la dynamométrie (Roy et al., 1997).

#### 2.3.2.1 Analyse temporelle du signal EMG

Différents paramètres de nature temporelle et spectrale du signal EMG ont été utilisés pour l'analyse de la fatigue musculaire. Dans le domaine temporel, une mesure

d'amplitude généralement exprimée en « Root Mean Square » (RMS) est utilisée pour quantifier l'activité électrique d'un muscle. Il a été démontré que lors d'une augmentation progressive de la force statique (contraction en rampe), il y a une augmentation proportionnelle de la valeur du RMS du signal EMG (Lawrence & De Luca, 1983; Moritani & Muro, 1987). Il y a donc une relation entre la somme des potentiels d'action produits et la sommation des secousses musculaires. Cette augmentation peut être linéaire ou non linéaire selon la stratégie utilisée par le muscle. Ainsi, pour augmenter la force, il existe une interrelation entre deux facteurs, soit le recrutement de nouvelles unités motrices et l'augmentation de la fréquence de décharge des unités motrices déjà utilisées (Moritani & Muro, 1987; Moritani et al., 1986).

#### 2.3.2.2 Relation RMS/Temps et fatigue musculaire

La valeur RMS du signal EMG est aussi étudiée durant des tests impliquant des contractions isométriques soutenues menant le muscle à la fatigue. Lors de ces tests, une augmentation d'amplitude RMS a été observée tant pour les muscles des extrémités que du dos (Arendt-Nielsen & Mills, 1988; Moritani et al., 1986; Moritani et al., 1982; Larivière et al., 2001a). Lors du maintien de la contraction statique, cette augmentation serait expliquée par le recrutement progressif de nouvelles unités motrices afin de conserver le niveau de force désiré (Arendt-Nielsen & Mills, 1988; Miller et al., 1987; Moritani et al., 1986). C'est pourquoi l'augmentation des valeurs du RMS dans le temps est associée lors de contraction en force sous-maximale au recrutement des unités motrices (Arendt-Nielsen & Mills, 1988). Moritani et al. (1986) utilisent la relation RMS/Temps comme indice de fatigue musculaire. Selon eux, un muscle étant 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. Ils ont testé les muscles biceps brachial (muscle mixte) et soleus (muscle surtout composé de fibres de type I) pour arriver à cette conclusion. Par ailleurs, il est démontré pour la musculature du dos que la mesure Md/Temps est un indice de fatigue plus fidèle que la mesure RMS/Temps (Larivière et al., 2002c; Koumantakis et al., 2001- voir section 2.3.2.4).

#### 2.3.2.3 Analyse spectrale du signal EMG

Plus récemment, une autre mesure électromyographique a été démontrée comme étant valide et fiable et non influencée par la motivation du sujet (Mannion & Dolan, 1994;

Van Dieen et al., 1998; Mannion et al., 1998, Maisetti et al., 2002 Larivière et al., 2002c; Ng & Richardson, 1996; Koumantakis et al., 2001). La médiane (Md) du spectre de puissance est cette mesure EMG particulièrement intéressante. Celle-ci est une mesure statistique de tendance centrale. Cette mesure a été grandement utilisée pour étudier la fatigabilité de la musculature du dos (Mannion et al., 1998; Umezu et al., 1998). La moyenne du spectre de puissance est parfois utilisée mais il semblerait que la Md soit une mesure plus sensible (Bilodeau et al., 1992). La Md du spectre est hautement corrélée avec la vitesse moyenne de conduction musculaire (Eberstein & Beattie, 1985; Kupa et al., 1995) laquelle vitesse moyenne de conduction a un fort lien avec le diamètre des fibres musculaires recrutées (Andreassen & Arendt-Nielsen, 1987). Par conséquent, la Md peut nous donner une estimation de la grosseur moyenne des fibres musculaires qui sont recrutées. Une faiblesse musculaire causée par l'atrophie des fibres pourrait donc être dépistée par la Md puisque celle-ci est sensible au diamètre des fibres produisant le potentiel d'action (Roy et al., 1989; Roy et al., 1995). Par ailleurs, d'autres études suggèrent que la vitesse de conduction peut aussi être expliquée par les caractéristiques électrophysiologiques propres à la membrane du type de fibre musculaire recruté, indépendamment de sa grosseur (Sadoyama et al., 1988; Gerdle et al., 1991).

#### 2.3.2.4 Relation Md/temps et fatigue musculaire

Mannion et al. (1998) ont trouvé une pente négative pour le muscle multifide lors de la relation Md/Temps. Lors d'une contraction soutenue, les fibres de type II ont tendance à se fatiguer plus rapidement (Moritani et al., 1986). Parce que le diamètre de la fibre est corrélé avec la vitesse de conduction moyenne (Andreassen & Arendt-Nielsen, 1987) et que généralement les fibres de type II ont un plus gros diamètres que les fibres de type I (Garnett et al., 1979), la vitesse de conduction moyenne diminue de façon significative. 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 musculaire (Mannion & Dolan, 1994; Moritani et al., 1986; Roy et al., 1997; Larivière et al., 2001a). Cette diminution de la vitesse de conduction peut être expliquée par une accumulation de métabolites ou d'autres agents chimiques (ions hydrogène et l'acide lactique) résultant de l'ischémie (Merletti et al., 1984; Stulen & De Luca, 1981; De Luca, 1993). Il a été démontré que les valeurs de la Md ou de la moyenne du spectre de puissance diminuent et cette pente négative est plus abrupte lorsque le niveau de force à maintenir est plus élevé que lorsqu'il est moins



important (Moritani et al., 1982; Van Dieen et al., 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 en contraction surtout anaérobie (Roy & 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).

## **2.4 Tests d'endurance musculaire pendant les efforts d'extension du dos**

### 2.4.1 Endurance musculaire

L'endurance des muscles du dos peut être analysée mécaniquement par le temps qu'une personne maintient une posture spécifique ou une performance spécifique lors de mouvements avec ou sans charge additionnelle (Moffroid, 1997). Un test d'endurance des muscles du dos d'application utile et ergonomique requiert: 1) un niveau de charge relative adéquat pour les muscles extenseurs du tronc car le temps d'endurance dépend de cette charge relative (%FMV) sur le muscle; 2) que certains paramètres variables d'un sujet à l'autre (ex: le poids corporel) ne doivent pas influencer le test d'endurance; 3) une bonne fidélité et validité; 4) être praticable dans un laboratoire; 5) un équipement simple d'utilisation (pour une personne entraînée) et peu coûteux; et 6) que le facteur motivation du sujet n'ait pas une incidence significative sur les résultats du test (Jorgensen & Nicolaisen, 1986).

### 2.4.2 Test de Sorensen

Le test le plus commun utilisé par les cliniciens est le test de Sorensen (Ng & Richardson, 1996). Il a été utilisé dans plusieurs études pour analyser l'endurance isométrique des muscles du dos chez les sujets sains et chez les sujets lombalgiques (Latimer et al., 1999; Ng & Richardson, 1996; Maffroid et al., 1993; Jorgensen & Nicolaisen, 1986). Le test de Sorensen consiste à mesurer le temps de maintien du tronc sans support dans une position horizontale (figure 1, section 2.4.3.1). Les sujets sont positionnés en pronation avec les hanches, les jambes et les chevilles attachées par une courroie, tandis que les bras sont croisés sur la poitrine ou tenus à l'horizontale près du

corps (Kankaanpää et al., 1998; Latimer et al., 1999; Jorgensen & Nicolaisen, 1986). Selon l'étude Biering-Sorensen (1984), les hommes ayant souffert d'épisodes de lombalgie tardive non-spécifique tiennent la position seulement 176 secondes tandis que les sujets sains tiennent près de 198 secondes. Un autre étude a démontré que les sujets lombalgiques chroniques tiennent la position 94.6 secondes et les sujets sains le tiennent 132.6 secondes (Latimer et al., 1999).

#### 2.4.2.1 Avantages et désavantages du test de Sorensen

Ce test est d'application clinique facile car il ne requiert pas l'utilisation d'équipement sophistiqué ou complexe à utiliser. Cependant, le désavantage de ce test est qu'il dépend beaucoup de la motivation des sujets à maintenir la position requise. Par ailleurs, ce test peut exacerber les douleurs lombalgiques des patients souffrant de maux de dos, les patients devant maintenir une position jusqu'au seuil de fatigue des extenseurs du rachis (Latimer et al., 1999; Ng & Richardson, 1996). Un autre désavantage est révélé lorsque le test est utilisé pour un groupe hétérogène de sujets (principalement avec beaucoup de variation dans les poids) car le pourcentage de la force volontaire maximale (% FMV) ou la charge relative est en fonction de paramètres anthropométriques et biomécaniques des sujets (Jorgensen & Nicolaisen, 1986). Selon les résultats d'une étude comparative des deux méthodes (position debout versus position couchée), le test de pousser avec un dynamomètre (position debout) serait plus pertinent que le test fait en position couchée (Jorgensen & Nicolaisen, 1986). En effet, le test fait en position couchée révèle beaucoup de variabilité chez les sujets hétérogènes au niveau morphologique lors du test de Sorensen. En ce qui concerne les préoccupations de fidélité et de validité, le test de Sorensen démontre une fidélité des mesures de temps maintenu chez les sujets lombalgiques non-spécifiques et chez les sujets sans symptômes de lombalgie, les sujets lombalgiques chroniques ayant des temps d'endurance plus courts que les sujets sains (Latimer et al., 1999; Jorgensen & Nicolaisen, 1986). Le même test serait discriminant car il permet de faire une distinction entre les sujets lombalgiques et ceux qui ne le sont pas. Il a même une valeur prédictive en permettant de cibler de sujets qui éventuellement pourraient être victimes d'épisodes futurs de lombalgie (Latimer et al., 1999; Jorgensen & Nicolaisen, 1987 et 1986). De plus, il est démontré pour des mesures EMG (RMS/Temps et Md/Temps) que ce test (Sorensen) reproduit de façon fidèle la fatigue des muscles extenseurs du dos autant pour les sujets normaux que les sujets lombalgiques (Ng &

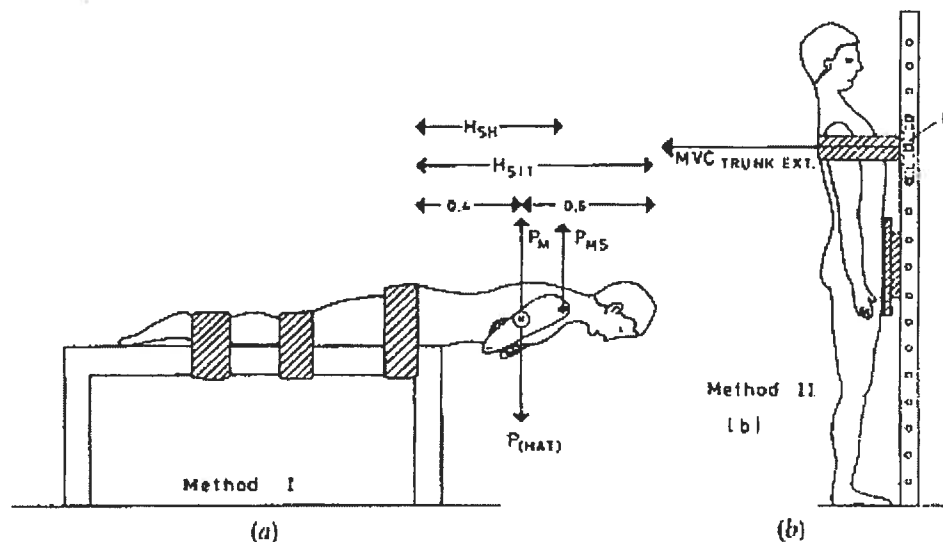
Richardson, 1996; Moffroid et al., 1994; Koumantakis et al., 2001). Cependant, Koumantakis et al. (2001) ont mis en évidence que la reproduction des paramètres RMS/Temps et Md/Temps est bien meilleure pour le test en position debout que pour le test de Sorensen.

### 2.4.3 Test en position debout

Le test d'extension avec un dynamomètre en position debout a été introduit par Jorgensen en 1970 (Jorgensen & Nicolaisen, 1987 et 1986). Lors l'exécution de ce test, une mesure de FMV est établie au début du test. Le sujet devait pousser en extension contre un dynamomètre et la valeur de force maximale était choisie à partir de la meilleure performance de trois à cinq essais. Au cours du test de fatigue, on demandait au sujet de pousser de façon isométrique contre un dynamomètre à un pourcentage précis de la FMV, par exemple: 60 %FMV, et ce jusqu'à épuisement c'est-à-dire lorsque le sujet n'arrivait plus à maintenir ce niveau de force (Jorgensen & Nicolaisen, 1987 et 1986). Cependant, d'autres études (Maïsetti et al., 2002; Koumantakis et al., 2001; Van Diëën et al., 1998; Larivière et al., 2002c) utilisent les paramètres EMG (RMS/Temps et Md/Temps), pour une durée pré-déterminé d'effort sous-maximale, afin de mesurer la fatigue musculaire. Dans la littérature, il est démontré que le test debout reproduit de façon fidèle la fatigue des muscles du dos pour des mesures EMG (Koumantakis et al., 2001; Larivière et al., 2002c).

#### 2.4.3.1 Avantages et désavantages du test en position debout

Au cours de la performance des muscles du dos lors de test de fatigue en position debout et en décubitus ventral (Sorensen) les muscles sont raccourcis et le rachis lombaire est en lordose. Cette posture en lordose lors de ces deux tests sont avantageuses car les muscles du dos sont responsables de produire complètement le moment d'extension de la colonne lombaire (Mannion et al., 1997c). Les deux tests (debout et Sorensen) sont valides et fiables pour les mesures d'endurance musculaire (Jorgensen & Nicolaisen, 1987 et 1986; Latimer et al., 1999; Koumantakis et al., 2001, Larivière et al., 2002c). Cependant, la seule différence entre ces tests est la position et la façon de déterminer le niveau de % FMV; dans le premier on utilise le dynamomètre (position debout) et dans l'autre des mesures anthropométriques et biomécaniques (figure 1) (Jorgensen & Nicolaisen, 1987 et 1986).



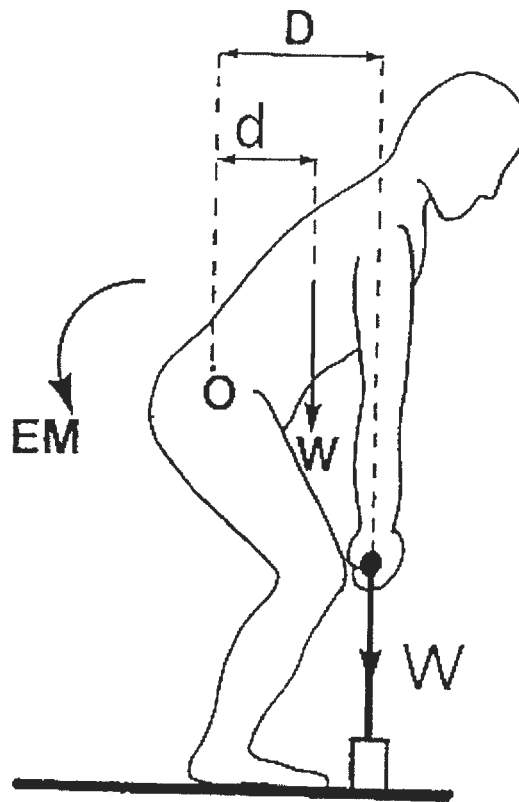
**Figure 1. Test Sorensen (a) (mesures anthropométriques et biomécaniques pour calculer le % FMV) et test en position Debout (b) (contre un dynamomètre).**

En résumé, le test de Sorensen (en position couchée) amène une plus grande variabilité dans les données que le test en position debout. Ceci est dû à l'influence des paramètres anthropométriques au travers les sujets (Jorgensen & Nicolaisen, 1987 et 1986). Selon Jorgensen & Nicolaisen (1987), le test en position debout est moins influencé par les mesures anthropométriques et s'avère davantage ergonomique (ressemble plus aux tâches de travail).

#### 2.4.4 Test en position semi-accroupie

L'autre test permettant de mesurer la force et l'endurance lors de l'extension du dos utilise un dynamomètre fixé au sol. Le sujet est en position debout semi-accroupie et tire contre ce dynamomètre à l'aide d'une poignée (Mannion & Dolan, 1994; Dolan & Adans, 1993; Mannion et al., 1997c; Dolan et al., 1995). La relation entre l'activité électromyographique et le moment extenseur générés par les muscles extenseurs du dos a été établie lors de contractions isométriques. Les mesures de l'activité EMG des muscles extenseurs du dos sont prises simultanément à l'enregistrement de la force (Dolan & Adans, 1993). La longueur des muscles extenseurs du dos est déterminée par la courbure au niveau du rachis lombaire, elle est mesurée et contrôlée dans toutes les expériences à partir d'un système électromagnétique (3-Space Isotrak device) permettant la mesure cinématique de la lordose (Dolan et al., 1995). Avant toute mesure dynamométrique, un pourcentage de flexion lombaire est relevé pour chaque sujet, à partir des mesures de courbure lombaire en

position debout et lors des mouvements extrêmes de flexion complète en position assise avec les jambes en extension. Cela permet de bien caractériser la posture lombaire et d'exprimer les longueurs des muscles extenseurs du dos en terme de pourcentage de flexion du rachis lombaire lors de ce test (par exemple 30% flexion pour Dolan et al., 1995). Selon l'étude de Dolan et al. (1995), lors du test pour déterminer la FMV, les sujets devaient tirer avec une force maximale pour une durée de trois secondes, tandis que l'on mesurait le moment d'extension total des muscles du dos qui était calculé à partir des bras de levier ( $D$  et  $d$ ), de la masse du haut du corps ( $w$ ) et de la force enregistrée au niveau de la cellule de force ( $W$ ) (figure 2). Toutes ces mesures permettent d'évaluer la force maximale développée par les muscles extenseurs du dos. Selon les auteurs, entre deux et quatre répétitions étaient nécessaires pour établir une valeur reproductible.



**Figure 2. Mesures pour le calcul du moment de force des extenseurs du dos en position semi-accroupie: L5/S1 (O), bras de levier ( $D$  et  $d$ ), la masse du haut du corps ( $w$ ) et la force enregistrée au niveau de la cellule de force ( $W$ ).**

#### 2.4.4.1 Avantages et désavantages du test en position semi-accroupie

Quelques études ont démontré l'efficacité de ce test pour générer de la fatigue au niveau des muscles du dos (Dolan et al., 1995; Mannion et al., 1997c, Arnall et al., 2002).

Arnall et al. (2002) ont mis en évidence que les paramètres du signal EMG (RMS/Temps et Md/Temps) sont fidèles lors de l'exécution de ce test à 50% FMV. De plus, Dolan et al. (1995) ont trouvé des changements significatifs dans les paramètres spectraux du signal EMG lors de ce test de fatigue. Selon l'étude de Mannion et al. (1997c), il y avait des changements significatifs dans les paramètres fréquentiels du signal EMG lors des tests de fatigue à 60 % FMV (le même utilisé par Dolan et al., 1995) et aussi pour le test de Sorensen (test original) pendant une performance isométrique sous-maximale. Mannion et al. (1997c) ont mis en évidence la relation entre la fréquence médiane du signal EMG et le temps de fatigue comme étant le meilleur prédicteur de la performance lors de test de Sorensen (où le rachis lombaire est en lordose et les muscle du dos en position raccourcies). Selon les auteurs, lors du test de Sorensen les muscles du dos seraient grandement responsables de la production du moment d'extension du rachis lombaire. On obtiendrait de moins bons résultats lors des tests d'endurance à 60 % FMV où le rachis lombaire est en posture de flexion et les muscle du dos sont considérablement allongés (Mannion et al., 1997c). D'ailleurs, les auteurs ont supposé que la fatigue d'autres groupes musculaires participant à l'effort en stabilisant le corps (le cou, les épaules, les bras ainsi que les avant-bras) pourrait limiter de façon substantielle l'endurance des sujets. La fatigue dans ces groupes musculaires résulterait en une diminution de production de force lors de l'exécution du test avant même que les muscles extenseurs du rachis ne soient réellement fatigués.

#### 2.4.5 Comparaison entre les tests

Les trois tests qui ont été mentionnés auparavant (section 2.4.2, 2.4.3 et 2.4.4) sont les plus utilisés dans la littérature pour évaluer la fatigue des muscles du dos lors d'efforts soutenus. Quelques études ont démontré la validité et fidélité de ces trois tests pour évaluer la fatigabilité des extenseurs du dos à l'aide de mesures EMG (Mannion & Adans, 1994; Ng & Richardson, 1996; Latimer et al., 1999; Koumantakis et al., 2001, Larivière et al., 2002c; Arnall et al., 2002). Cependant, d'autres études démontrent l'efficacité d'un test par rapport à un autre lors de mesures de fatigabilité musculaire (Koumantakis et al., 2001; Mannion et al., 1997c; Essendrop et al., 2002; Jorgensen & Nicolaisen, 1986). Dans la littérature, les données contradictoires sur la sensibilité de mesures EMG pour l'évaluation de la fatigue des muscles du dos pourraient résulter de l'utilisation des différents tests. Il devient donc intéressant de comparer ces trois tests (debout, Sorensen et semi-accroupie)

afin d'étudier les causes d'inconsistances dans les mesures de fatigabilité des extenseurs du dos lors d'efforts soutenus. En plus, cette comparaison permettrait potentiellement de discriminer entre les tests d'un point de vue de la fatigabilité musculaire lors de l'évaluation de gens souffrant des lombalgies. Cette comparaison dans une même étude est manquante dans la littérature sur le sujet.

### 3. Objectifs général et spécifiques de l'étude

L'objectif général de cette étude est de comparer des hommes sains (sans antécédents de lombalgie) et des hommes souffrant de lombalgie de cause non connue, pour la force et l'endurance musculaire lors de trois tests d'extension du dos.

#### 3.1 Objectifs spécifiques

1-Documenter la sensibilité des relations RMS/Temps et Md/Temps aux différences morphologiques pouvant exister entre les muscles du dos chez des lombalgiques par rapport à des sujets normaux.

L'hypothèse ici est que les pentes des relations RMS/Temps et Md/Temps des muscles du dos sont respectivement plus positives et plus négatives chez des sujets lombalgiques que chez les normaux. Ceci serait expliqué par le fait que les sujets lombalgiques présenteraient plus de fibres de type IIB suite à la chronicité.

2-Évaluer quel test est le plus discriminant pour l'évaluation de gens souffrant de lombalgie et quelle de mesures (RMS/Temps et Md/Temps) est la plus sensible à la fatigue musculaire chez cette population.

La première hypothèse ici est que la position debout permettrait d'obtenir de meilleurs résultats compte tenu de fait qu'il y a une moins grande variabilité dans le positionnement du sujet (évite une compensation en lordose excessive) et une meilleure stabilisation du sujet. De plus, ce test en position debout serait moins sensible à l'hétérogénéité des sujets (poids, grandeur, bras de levier) et moins sensible à la fatigue des autres groupes musculaires (les autres stabilisateurs du tronc à l'effort).

La deuxième hypothèse est également ici que la Md/Temps serait la mesure la plus sensible à la fatigue musculaire du dos.



## 4. Méthodologie

Cette étude a été acceptée par le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal. Un échantillon de 15 hommes sains (25 à 50 ans) exempts de problèmes de dos et 13 hommes lombalgiques (25 à 50 ans) d'étiologie inconnue ont participé à l'expérimentation. Les deux groupes étaient homogènes quant au genre afin de ne pas introduire le sexe comme variable confondante possible (Bilodeau et al., 1992). Les sujets sains n'avaient pas d'antécédents d'atteinte neurologique, de traitements médicaux ou chirurgicaux. Les sujets lombalgiques ne présentaient pas d'hernie discale, de déformation à la colonne vertébrale et de douleur irradiant sous les genoux. De plus, tous les sujets devaient être capables de produire entre 40 et 60% de leur force maximale volontaire (FMV) afin de maintenir le tronc en position horizontale sans support lors du test de Sorensen (procédure expliquée à la section 4.1.3). Une seule séance d'une durée maximale de trois heures a été requise pour la partie expérimentale. Les sujets informés de la procédure expérimentale ont signé un formulaire de consentement avant leur participation à l'étude.

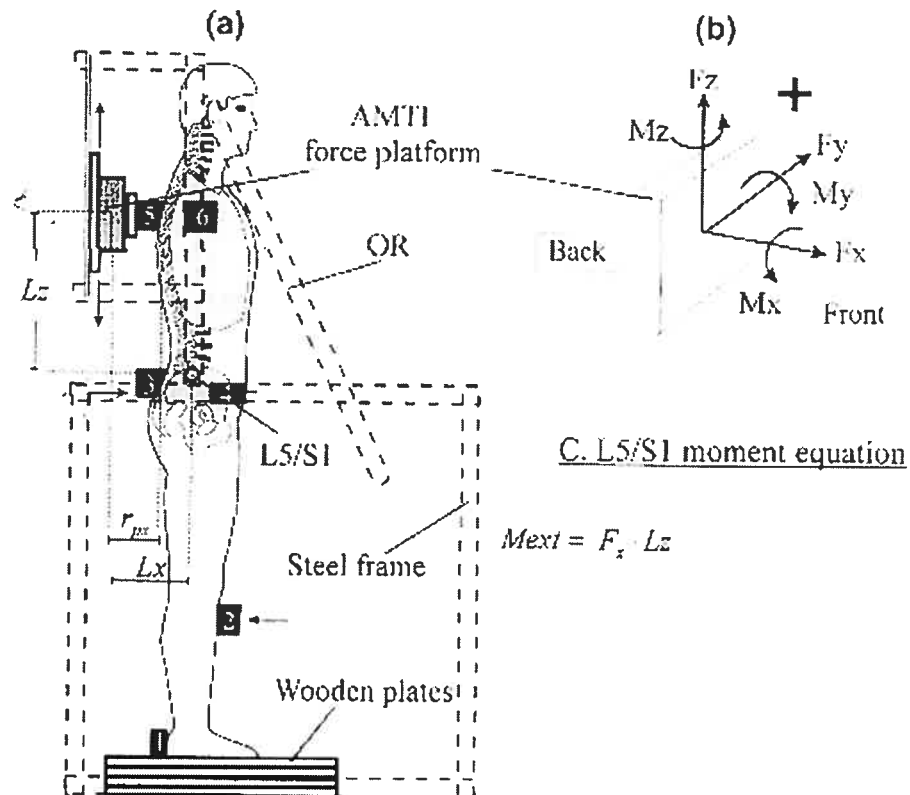
### 4.1. Procédures expérimentales

Les tests de fatigue musculaire furent présentés de façon aléatoire afin d'éviter l'effet d'ordre de présentation. Les données expérimentales de chacun des sujets ainsi que les données anthropométriques ont été compilées dans un fichier informatique identifié au nom du sujet. Les sujets lombalgiques ont été évalués au niveau de la capacité fonctionnelle perçue à partir du questionnaire Oswestry, scores de 0 lorsque sans incapacité et 100% pour de graves incapacités (Fairbank et al., 1980); les peurs et croyances (FABQ; Waddell et al., 1993) reliées à l'activité physique (FABQ<sub>1</sub>; scores de 0 à 24) et au travail (FABQ<sub>2</sub>; scores de 0 à 42); et l'intensité de leur douleur au dos (score de 0 et 10) avec une échelle visuelle analogue (EVA).

#### 4.1.1 Position debout

Le poids et la taille des sujets ont ensuite été mesurés. Les points anatomiques suivants furent d'abord identifiés: l'épine iliaque antéro-supérieure (ASIS), l'épine iliaque postéro-supérieure (PSIS) et l'articulation L5/S1. L'articulation L5/S1 fut identifiée par la procédure proposée par Larivière et al., (2001b). La distance entre l'ASIS et le PSIS fut déterminée pour chacun des sujets. L'articulation L5/S1 était repérée à 15 mm au-dessus du

point mitoyen de la distance entre l'ASIS et le PSIS. Les hauteurs de l'ASIS, de l'articulation L5/S1 et de la plate-forme de force du dynamomètre tri-axial par rapport au sol furent déterminées. Ces mesures entraient dans le calcul du bras de levier ( $Lz$ ) afin de déterminer le moment de force d'extension du dos à partir de L5/S1 ( $M_{L5/S1}$ ) en position debout. Le bras de levier ( $Lz$ ) a été calculé à partir de la différence entre l'articulation L5/S1 et le centre de la plate-forme de force (figure 3, Larivière et al., 2001b). On suppose qu'il n'y a pas de moment généré par le poids du tronc (gravité) dans la position debout.



**Figure 3.** Mesure du bras de levier ( $Lz$ ) et l'équation du moment d'extension de L5/S1 impliquant de la force ( $F_x$ ) produite contre la plate forme (5) et le bras de levier ( $Lz$ ).

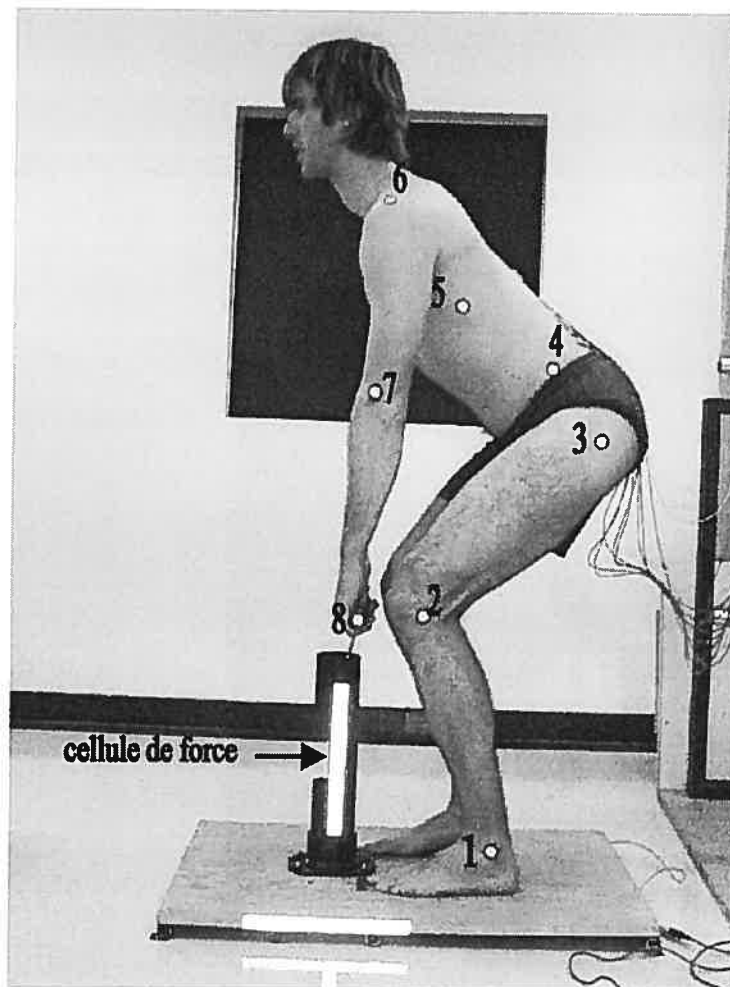
#### 4.1.2 Position semi-accroupie

Des mesures anthropométriques ont été prises afin de déterminer le  $M_{L5/S1}$  produit dans la position semi-accroupie. Le centre de masse du tronc et du membre supérieur furent d'abord déterminés. Les mesures anthropométriques de Winter (1990) prédisent que le centre de masse du complexe tête, cou et tronc se trouve à 66% de la longueur de ce complexe en partant du grand trochanter. Le centre de masse du complexe bras-avant bras-main (membre supérieure) se situe à 53% de longueur de ce complexe en partant de l'articulation gléno-humérale. Avant d'effectuer la production de la FMV et le test de la

fatigue en position semi-accroupie (voir protocole section 4.3.2), la distance horizontale entre L5/S1 et le centre de masse du tronc, la distance horizontale de L5/S1 au centre de masse du membre supérieur et la distance horizontale de L5/S1 à la cellule de force furent mesurées. Ces distances entraient dans le calcul des bras de levier en position semi-accroupie afin de déterminer le  $M_{L5/S1}$  en position semi-accroupie (tel que décrit par Dolan et al., 1995, section 2.4.4 figure 2). Le  $M_{L5/S1}$  total était calculé par la formule suivante:

$$M_{L5/S1} = M_{FMV} + M_{tronc}.$$

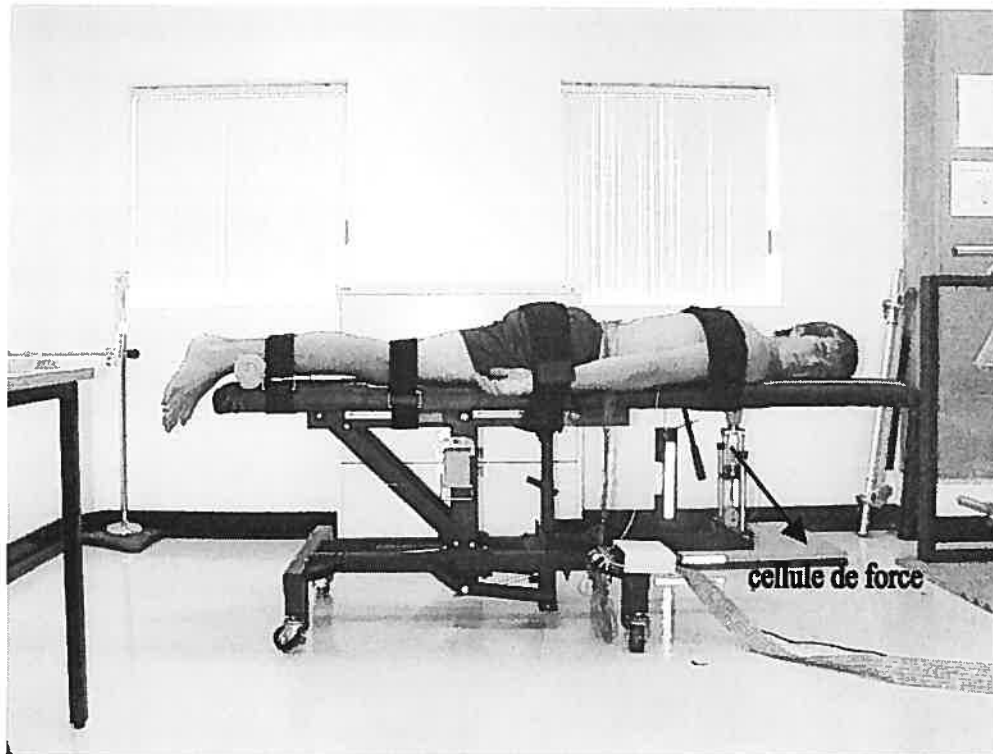
L'ajustement de la poignée en hauteur auquel est fixée une cellule de force (Gould Stathan, modèle UTC2) au niveau des genoux a permis le contrôle et le maintien d'une position accroupie constante pour tous les sujets. Une photo numérique (Kodak) du positionnement des sujets avec des marqueurs placés à la cheville, au genou, au grand trochanter, à L5/S1, au centre de masse du tronc, à l'épaule, au centre de masse total du bras et au niveau du guidon de la cellule de force permettait d'apprécier la qualité du positionnement (Figure 4).



**Figure 4. Positionnement du sujet pour le test en position semi-acroupie: Des marqueurs sont placés à la cheville (1), au genou (2), au grand trochanter (3), à L5/S1 (4), au centre de masse du tronc (5), à l'épaule (6), au centre de masse total du bras (7) et au niveau du guidon de la cellule de force (8).**

#### 4.1.3 Position couchée

Un système constitué d'une table de traitement ajustable reliée à un logiciel d'analyse du laboratoire d'évaluation de la faiblesse et de la fatigue des muscles du dos de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM) a été utilisé pour l'exécution du test de Sorensen. Cette table de traitement ajustable comportait une cellule de force (Gould Stathan, modèle UTC2) au dessous de la partie supérieure permettant la mesure du poids du tronc au repos ainsi que le  $M_{L5/S1}$  lors des efforts de FMV (figure 5).



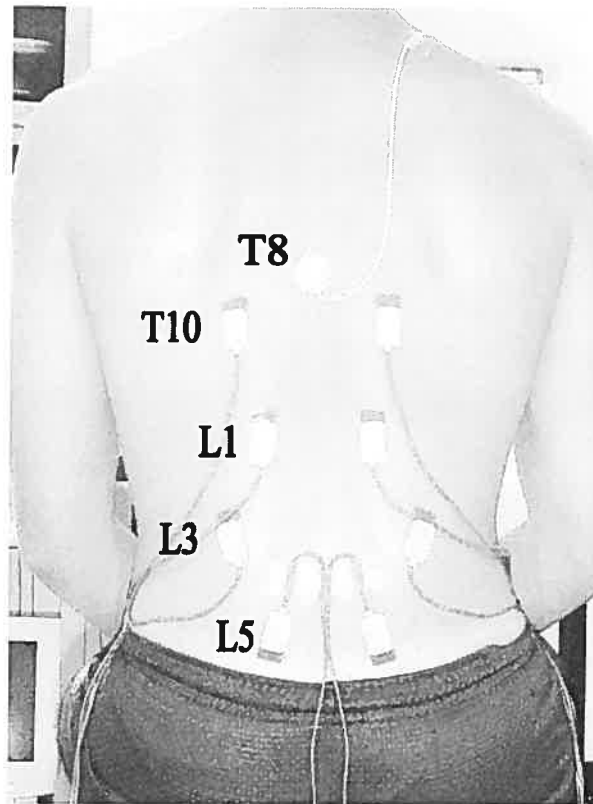
**Figure 5. Positionnement du sujet lors de la mesure du poids du tronc et de la FMV.**

Au cours du test de Sorensen, les mesures anthropométriques et biomécaniques ne furent pas utilisées afin de déterminer le pourcentage de la force maximale volontaire (% FMV) ou le niveau de charge relative (tel que décrit par Jorgensen & Nicolaisen, 1987 et 1986, section 2.4.3.1). Le test de Sorensen a un système de détermination de la force appliquée (à partir du calibrage du système) qui lui est propre. Afin de déterminer le % FMV produit par les sujets lors de ce test, une méthode a été développée. Les mesures du poids du tronc (position couchée sur le ventre en repos) et FMV lors des efforts d'extension du dos (voir protocole section 4.3.3) furent enregistrées à l'aide de la cellule de force. La relation entre le poids du tronc (au repos) et la FMV (poids / FMV) déterminait le % FMV lors du maintien du tronc sans support en position horizontale. Si les sujets produisaient entre 40 à 60% de leur FMV, alors les sujets étaient inclus dans l'étude. Trois sujets sains ont été exclus de l'étude du fait qu'ils avaient produit moins de 40% de leur FMV.

## 4.2 Électromyographie (EMG)

Huit paires d'électrodes actives d'argent (Delsys modèle DE-2.3, de largeur et distance inter-électrodes de 10mm) ayant un gain de 1000 ont été utilisées. Le signal EMG était filtré (bande passante: 20 à 450 Hz) et échantillonné à 4096Hz à l'aide d'une carte d'acquisition de données (National Instrument AT-MIO-16E-10) et d'un programme d'acquisition et de transformation de données (LabView 5.0).

Les muscles extenseurs du dos (multifide L5, ilio-costal L3, long dorsal L1 et T10) ont été étudiés bilatéralement pour tous les sujets. Le marquage des différents repères anatomiques a permis de déterminer l'emplacement des électrodes. Après avoir préparé la peau (rasage et friction à l'alcool afin de réduire l'impédance de la peau), les électrodes ont été fixées, selon l'orientation des fibres musculaires (DeFoa et al., 1989) au moyen de collerettes auto-adhésives et de ruban adhésif pour éviter les artefacts de mouvements dans le signal EMG. Les électrodes ont été placées à 3 cm du centre de L5 pour le multifide, 5 cm de L3 pour l'ilio-costal, 3-4 cm de L1 pour long dorsal et 4-5 cm de T10 pour le long dorsal du thorax, et une électrode de mise à la terre fut positionnée au niveau de l'apophyse épineuse de T8 (procédure Larivière et al., (2001b), figure 6). Le marquage de l'emplacement des électrodes était identique au cours des trois tests de fatigue. Les électrodes n'ont pas été retirées entre les tests, ceci afin d'éviter des erreurs de mesure du signal EMG (De Luca, 1993).



**Figure 6. Musculature évaluée et positionnement des électrodes, L5 (multifide 3 cm du centre), L3 (ilio-costal 5 cm du centre), L1 (long dorsal 3-4 cm du centre), T10 (long dorsal du thorax 4-5 cm du centre) et T8 (référence).**

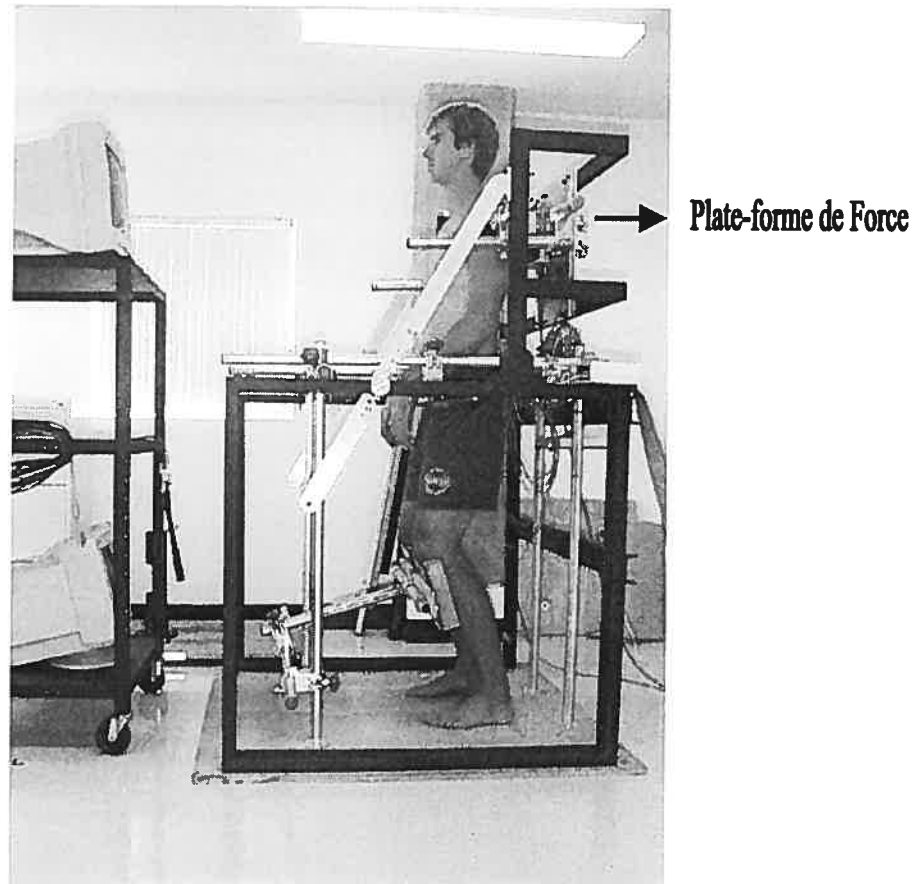
### **4.3. Protocole d'évaluation**

#### **4.3.1 Test de fatigue en position debout**

Le sujet est alors placé debout, face à un écran d'ordinateur afin de permettre la rétroaction visuelle lors du test de FMV et de fatigue. Le bassin et les membres inférieurs ont été stabilisés grâce à des ajustements du montage pour minimiser les compensations en rotation. Les épaules, sans être fixées, ont été positionnées pour éviter le plus possible les efforts en inclinaison latérale. L'extension du tronc était générée contre une barre coussinée attachée à la surface de la plate forme de force et ajustée au niveau T4 (figure 7).

Les explications spécifiques à chacune des tâches ont été données avant chaque essai. La première tâche du sujet consistait en une contraction maximale volontaire exécutée progressivement sur six secondes pour déterminer leur FMV. Deux essais ont été effectués et la meilleure valeur a été retenue pour le calcul de % FMV. Des périodes de repos de deux minutes ont été accordées entre chaque contraction. Le protocole de fatigue

consistait en un essai à 50% de la FMV déterminée par la rétroaction visuelle (figure 7). Cette contraction devait être maintenue pour une période de 60 secondes. Une période de repos de 15 minutes suivant le protocole de fatigue assurait une récupération complète des sujets avant l'exécution du test suivant (Latimer et al., 1999).



**Figure 7. Positionnement du sujet dans le dynamomètre pour le test de FMV et de fatigue.**

#### 4.3.2 Test de fatigue en position semi-accroupie (S.A.)

Le sujet était placé en position semi-accroupie face à un écran d'ordinateur afin de permettre la rétroaction visuelle lors de test de FMV et de fatigue (figure 4, section 4.1.2). Le  $M_{L5/S1}$  a été calculé lors des efforts maximaux volontaires compte tenu du moment généré par le tronc (poids du tronc) au cours de la position semi-accroupie ( $M_{L5/S1} = M_{FMV} + M_{\text{tronc}}$ ).

Les explications spécifiques à chacune des tâches ont été données avant chaque essai. La première tâche du sujet consistait en une contraction maximale volontaire

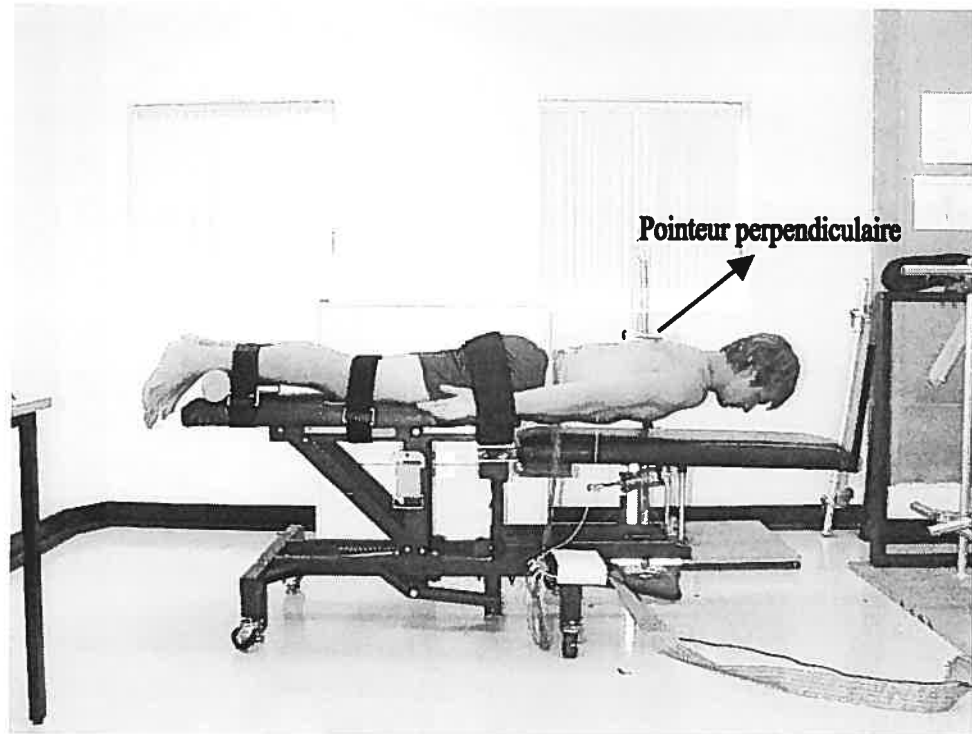


exécutée progressivement sur six secondes pour déterminer leur FMV. Le sujet générait une traction verticale sur une poignée reliée à une cellule de force (figure 4, section 4.1.2). Deux essais ont été effectués et la meilleure valeur a été retenue pour le calcul de % FMV. Des périodes de repos de deux minutes ont été accordées entre chaque contraction. Le protocole de fatigue consistait en un essai à 50% de leur FMV évaluée par la rétroaction visuelle. Cette contraction devait être maintenue pour une période de 60 secondes. Une période de repos de 15 minutes était allouée après le protocole de fatigue afin d'assurer une récupération complète des sujets pour l'exécution du test suivant.

#### 4.3.3 Test de fatigue de Sorensen

Le sujet était en décubitus ventral. L'épine iliaque antéro-supérieure (ASIS) était placée au bord de la table. Au cours de la première partie de l'évaluation le tronc, la hanche, les jambes et les chevilles furent attachées avec des courroies tandis que les bras étaient maintenus à l'horizontale le long du corps (figure 5, section 4.1.3). Cette stabilisation visait à minimiser les compensations musculaires.

Les explications spécifiques à chacune des tâches ont été données avant chaque essai. La première tâche permettait de prendre la mesure du poids du tronc au repos sur la table et ensuite des mesures FMV lors des efforts d'extension du dos ont été effectuées. Le  $M_{L5/S1}$  a été calculé lors des efforts volontaires maximaux en tenant compte du poids du tronc ou moment généré pour le tronc en position couchée ( $M_{L5/S1} = M_{FMV} + M_{\text{tronc}}$ ). Le calcul du niveau de FMV requérait une contraction progressive maximale des extenseurs du dos répartie sur six secondes. Deux essais ont été effectués (deux minutes de repos entre chaque essai) et la plus grande valeur de force a été retenue pour le calcul de la relation poids / FMV. Seul le tronc n'a pas été fixé au cours du protocole de mesure de la fatigue (figure 8). Le protocole de fatigue consistait en un essai de maintien du tronc sans support dans une position horizontale. Un pointeur perpendiculaire à un support vertical a été placé au niveau thoracique afin de permettre la rétroaction tactile alors que le sujet maintenait la position horizontale (figure 8). La rétroaction verbale de l'expérimentateur encourageait le sujet à maintenir cette position horizontale. Cette contraction était maintenue pour une durée de 60 secondes.



**Figure 8. Positionnement du sujet pour le test de fatigue (Sorensen).**

### **5. Traitement des signaux et analyses statistiques**

Les niveaux d'activité EMG en RMS et en Md ont été calculés sur 21 fenêtres de 250 ms consécutives. Chaque fenêtre était placée à égale distance à partir de la 5<sup>ème</sup> seconde et ce, jusqu'à la 55<sup>ème</sup> seconde au cours des 60 secondes de contraction de chaque test. Le spectre de puissance du signal EMG de chaque fenêtre fut obtenue à partir d'une transformation rapide de Fourier. Les relations RMS/Temps et Md/Temps ont été quantifiées à l'aide d'une régression linéaire. La pente de la relation droite pour chacune de ces mesures était considérée comme indice de fatigue musculaire.

Des tests t de Student furent utilisés pour comparer les groupes (contrôle versus lombalgique) quant: a) à l'âge (ans); b) à la masse (kg); c) à la taille (cm); d) à l'IMC (kg/m<sup>2</sup>); et e) au pourcentage de la FMV (% FMV) du test de Sorensen.

Une ANOVA (deux voies avec mesure répétée sur la dimension test) fut utilisée pour comparer les  $M_{L5/S1}$  entre les groupes (contrôle versus lombalgique) et les tests de fatigue. Le seuil de signification (alpha) a été établi à 0.05.

Des corrélations rho de Spearman's furent utilisées pour les sujets lombalgiques (n = 13) afin d'évaluer les relations pouvant exister entre les variables telles la force maximale

des muscles du dos, la capacité fonctionnelle (Oswestry), l'intensité de la douleur et les peurs et croyances (FABQ) reliées à l'activité physique (FABQ<sub>1</sub>) et au travail (FABQ<sub>2</sub>).

La différence des valeurs de la pente entre les côtés droit et gauche pour chacun des muscles étudiés a été investiguée au moyen d'un test-t de Student. Du fait qu'il n'avait pas de différence ( $p > 0.05$ ) entre les deux côtés pour les muscles étudiés, les valeurs des muscles gauches et droits ont été moyennées pour les analyses subséquentes. Des ANOVAs (deux voies avec mesures répétées sur la dimension test) furent utilisées pour comparer la différence des valeurs de la pente entre les deux groupes (contrôle versus lombalgique) et les trois tests effectués sur les relations RMS/Temps et Md/Temps au cours du test de fatigue. Le seuil de signification ( $\alpha$ ) a été établi à 0.05.

Une analyse statistique plus détaillée (comparaison à posteriori) a été faite pour la comparaison des valeurs de la pente RMS/Temps et Md/Temps et des  $M_{L5/S1}$ . Lorsque l'effet principal sur les deux dimensions (tests et groupes) était significatif, des Tests t de Student pour données appariées ont été exécutés ( $n = 6$ ) afin de comparer les trois tests entre eux et ce, pour chaque groupe donné (groupe 1: test 1 vs 2, 2 vs 3, 1 vs 3; et groupe 2: test 1 vs 2, 2 vs 3, 1 vs 3). Lorsque seul l'effet principal des tests se révélait significatif, les moyennes des groupes étaient comparées au moyen d'un test-t de Student pour données appariées ( $n = 3$ ) afin de comparer les tests entre eux (test 1 vs 2, 2 vs 3, 1 vs 3). Lorsque l'effet de l'interaction tests-groupes se révélait significatif, l'interprétation des résultats s'appuyait sur l'analyse visuelle des graphiques. Pour chacun de ces contrastes multiples, le niveau de signification était ajusté à partir d'une correction de Bonferroni en fonction du nombre de comparaison effectuées.

## 6. Résultats

### 6.1 Description des sujets

Aucune différence significative entre les groupes contrôle et lombalgique n'a été trouvée (test-t de Student) en comparant: a) l'âge; b) la masse; c) la taille; d) l'IMC ; et e) le pourcentage de la FMV du test de Sorensen (tableau 1). Une description clinique (perception de la capacité fonctionnelle, les peurs et croyances, l'intensité et la durée de la douleur) est aussi présentée dans le tableau 1.

**Tableau 1. Description des sujets normaux et lombalgiques**

Variables	Groupe contrôle (n = 15)	Groupe lombalgique (n = 13)	Différences entre groupes valeurs p
Âge (ans)	31.2 (6.6)	34.9 (7.9)	0.25 ns
Masse (kg)	80.2 (8.3)	81.8 (11.3)	0.12 ns
Taille (cm)	178.1 (0.06)	180 (0.08)	0.52 ns
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	25.1 (2.4)	25.3 (1.9)	0.28 ns
% FMV (test Sorensen)	43.6 (7.5)	44.9 (7.6)	0.90 ns
Oswestry (%) <sup>a</sup>	na	12.3 (7)	
Intensité douleur (mm) <sup>b</sup>	na	50.2 (1.8)	
FABQ <sub>1</sub> (%) <sup>c</sup>	na	7.7 (9.3)	
FABQ <sub>2</sub> (%) <sup>c</sup>	na	8 (4.1)	
Durée lombalgie (mois) <sup>d</sup>	na	99 (43)	

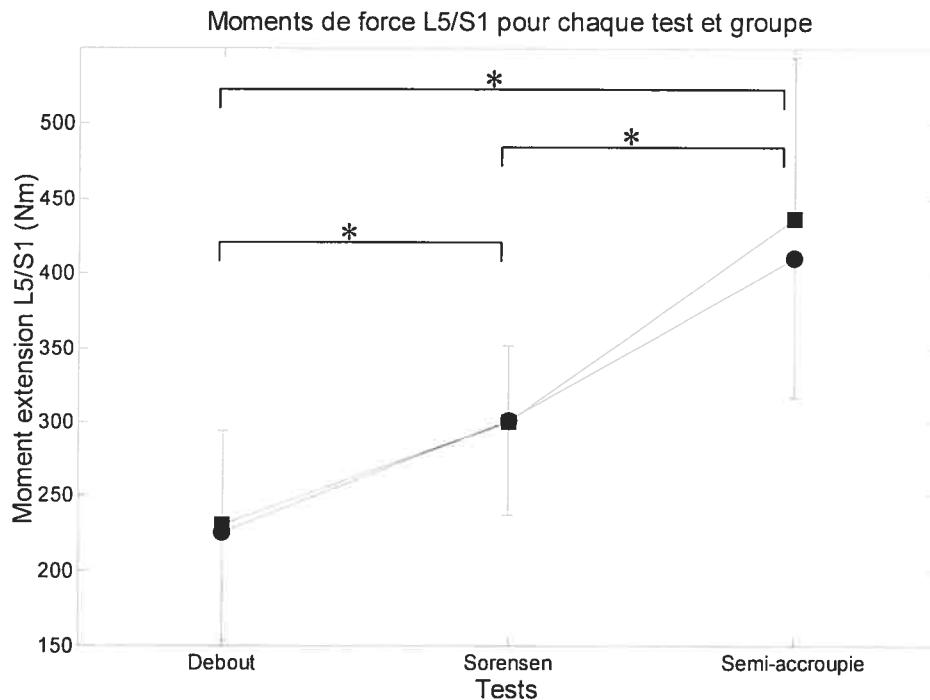
Note: Les valeurs montrés sont la moyenne (écart type)

ns = non significative (p < 0.05)  
na = non applicable

<sup>a</sup> Capacité fonctionnelle évaluée avec le questionnaire Oswestry (Fairbank et al., 1980); <sup>b</sup> Intensité de la douleur au dos évaluée avec une échelle visuelle analogue (EVA) de 10 cm; <sup>c</sup> Les peurs et croyances (FABQ; Waddel et al., 1993) reliées à l'activité physique (FABQ<sub>1</sub>) et au travail (FABQ<sub>2</sub>); <sup>d</sup> Durée de la lombalgie (quotidienne ou presque quotidienne) à la mémoire des patients.

## 6.2 Comparaison entre les groupes et les tests

Aucune différence significative entre les groupes et aucune interaction tests-groupes ( $p > 0.05$ ) n'a été trouvée en comparant les  $M_{L5/S1}$  des trois tests (figure 9). Cependant, il y avait un effet significatif entre les tests pour les  $M_{L5/S1}$  ( $F = 81.8$ ,  $p = 0.00$ ). Pour repérer où se situent ces différences, des comparaisons multiples à posteriori ( $n = 3$ ) ont été effectuées (ajustement de Bonferroni  $\alpha = 0.05/3 = 0.017$ ). Une différence significative entre les  $M_{L5/S1}$  fut obtenue pour les trois comparaisons: 1) test de Sorensen vs debout; 2) semi-accroupie vs debout; et 3) semi-accroupie vs Sorensen. En général le test en position semi-accroupie (S.A.) a produit le  $M_{L5/S1}$  les plus élevés (422 Nm) que le test de Sorensen (300 Nm) et le test debout (227 Nm) (figure 9).



Note : ■ Sujets Lombalgiques

● Sujets Normaux

\* Différence significative entre les tests

Figure 9. Comparaison entre les moments de force ( $M_{L5/S1}$ ) pour chaque test et groupe évalué.

Pour les sujets lombalgiques, les coefficients de corrélations rho de Spearman's ont démontré qu'il n'y avait pas de relation significative ( $p > 0.05$ ) entre la FMV des muscles du dos et le score de Oswestry, l'intensité de la douleur et les peurs et croyances (FABQ<sub>1</sub> et FABQ<sub>2</sub>) (tableau 2).

**Tableau 2. Relation entre la FMV des muscles du dos pour les trois tests et le score de Oswestry, l'intensité de la douleur (EVA) et les peurs et croyances (FABQ<sub>1</sub> et FABQ<sub>2</sub>).**

Groupe	FMV	Oswestry	EVA	FABQ <sub>1</sub>	FABQ <sub>2</sub>
Lombalgique	Debout	0.19 (p = 0.53)	-0.34 (p = 0.25)	0.24 (p = 0.42)	-0.49 (p = 0.08)
	Sorensen	0.31 (p = 0.29)	-0.35 (p = 0.23)	0.30 (p = 0.31)	-0.18 (p = 0.53)
	S.A.	-0.03 (p = 0.92)	-0.07 (p = 0.80)	-0.19 (p = 0.53)	0.05 (p = 0.85)

Note : valeurs de corrélations rho de Spearman's ( $p < 0.05$ )

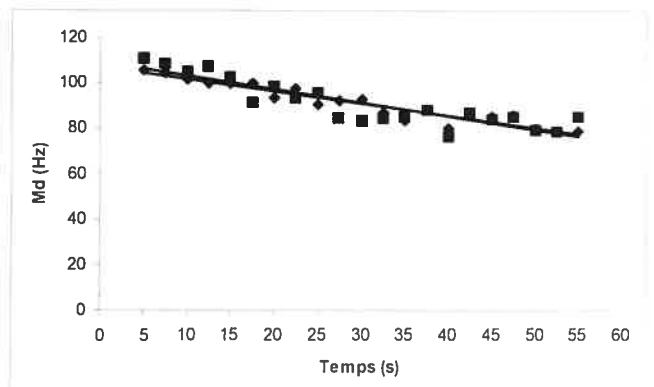
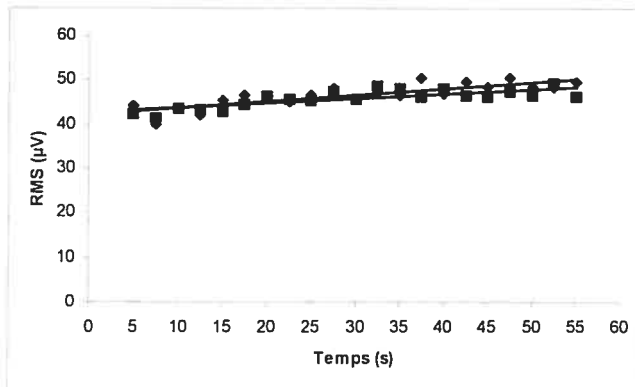
Les tests-t de Student n'ont démontré aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) quant aux valeurs de la pente des relations RMS/Temps et Md/temps entre le côté gauche et le côté droit pour chaque muscle investigué, pour chaque groupe (contrôle et lombalgique) et chacun des trois tests effectués. Le tableau 3 démontre un exemple de ces résultats pour un muscle donné (multifide L5) entre les deux groupes et les trois tests investigués. De plus, la figure 10 illustre ces résultats pour le muscle multifide (L5), pour les sujets normaux et chacun des tests investigués.

**Tableau 3. Statistiques descriptives des valeurs de pente (régression linéaire) des relations RMS/temps et Md/temps pour le muscle multifide (L5) gauche (G) et droit (D) entre le groupe contrôle et lombalgique et les trois tests.**

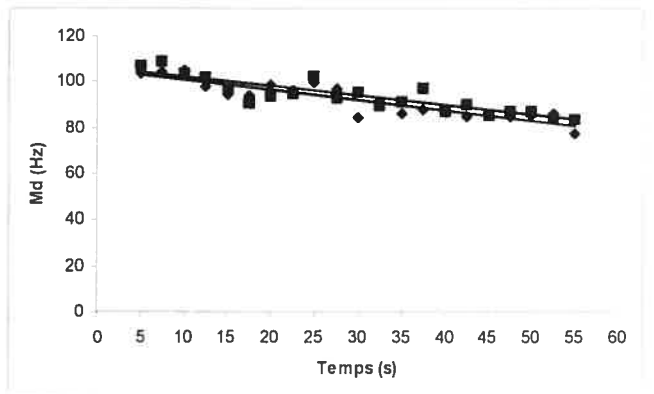
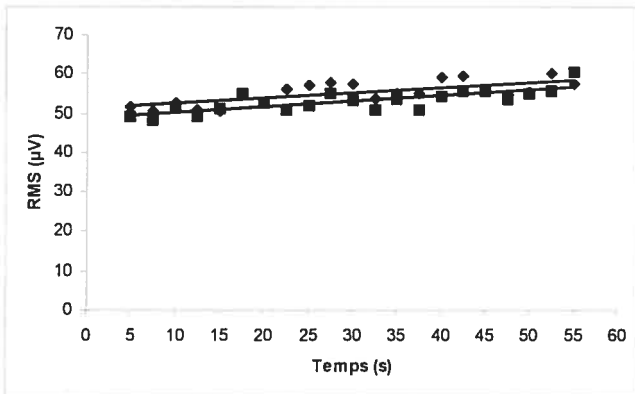
Groupes	Tests	RMS/Temps		Md/Temps		Différences entre les côtés valeurs p	
		L5G	L5D	L5G	L5D	RMS/Temps	Md/Temps
Contrôle	Debout	0.14 (0.24)	0.10 (0.36)	-0.53 (0.25)	-0.59 (0.34)	p = 0.59 (ns)	p = 0.43 (ns)
	Sorensen	0.13 (0.14)	0.13 (0.12)	-0.43 (0.27)	-0.41 (0.34)	p = 0.97 (ns)	p = 0.82 (ns)
	S.A.	-0.10 (0.18)	-0.07 (0.22)	-0.21 (0.42)	-0.07 (0.75)	p = 0.59 (ns)	p = 0.50 (ns)
Lombalgique	Debout	0.17 (0.25)	0.16 (0.15)	-0.54 (0.27)	-0.39 (0.35)	p = 0.95 (ns)	p = 0.11 (ns)
	Sorensen	0.27 (0.27)	0.18 (0.11)	-0.42 (0.38)	-0.47 (0.18)	p = 0.10 (ns)	p = 0.70 (ns)
	S.A.	-0.12 (0.30)	-0.06 (0.25)	-0.26 (0.29)	-0.16 (0.41)	p = 0.06 (ns)	p = 0.40 (ns)

Note: valeurs de la pente moyenne (écart type)  
 L5G (muscle multifide gauche)  
 L5D (muscle multifide droit)  
 Tests: S.A. (position semi-accroupie)  
 ns = non significatif ( $p > 0.05$ )

## a) Test Debout



## b) Test de Sorensen



## c) Test en position semi-accroupie (S.A.)

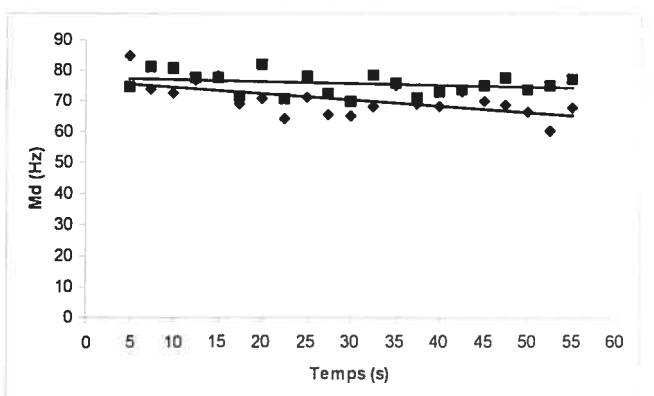
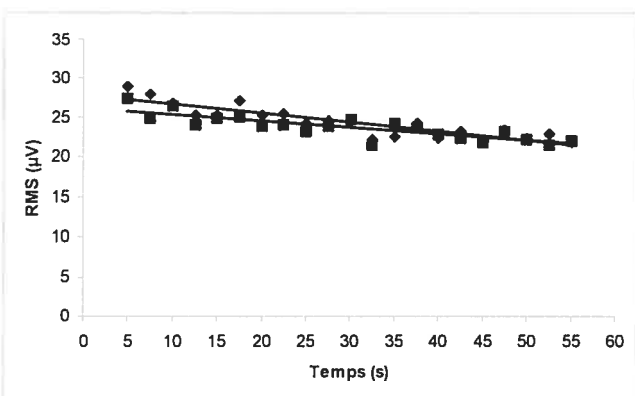


Figure 10. Pentes (régression linéaire) des sujets normaux pour le muscle multifide (L5) sur les relations RMS/Temps (à gauche) et Md/Temps (à droite) lors des Tests Debout (a), Sorensen (b) et semi-accroupie (c) à 50% FMV: différence entre les côtés gauche (◆) et droit (■) pour le muscle L5.

Les valeurs des muscles gauches et droits ont donc été moyennées pour les analyses subséquentes. Le tableau 4 montre les valeurs moyennes de la pente des relations RMS/Temps et Md/Temps pour chaque muscle étudié pour le groupe contrôle et le groupe lombalgique.

**Tableau 4. Statistiques descriptives des valeurs de pente (régression linéaire) des relations RMS/temps et Md/temps pour chaque muscle donné entre le groupe contrôle (GC, n=15) et lombalgique (GL, n=13).**

Muscles	Tests	RMS/Temps		Md/Temps	
		GC	GL	GC	GL
L5	Debout	0.12 (0.28)	0.17 (0.19)	-0.56 (0.26)	-0.47 (0.27)
	Sorensen	0.13 (0.12)	0.22 (0.18)	-0.42 (0.22)	-0.44 (0.18)
	S.A.	-0.09 (0.17)	-0.09 (0.27)	-0.14 (0.46)	-0.21 (0.29)
L3	Debout	0.15 (0.23)	0.19 (0.41)	-0.26 (0.28)	-0.22 (0.14)
	Sorensen	0.23 (0.34)	0.19 (0.14)	-0.18 (0.14)	-0.22 (0.14)
	S.A.	-0.09 (0.12)	-0.08 (0.30)	-0.02 (0.25)	-0.07 (0.22)
L1	Debout	0.12 (0.42)	0.18 (0.21)	-0.28 (0.26)	-0.28 (0.21)
	Sorensen	0.20 (0.25)	0.20 (0.16)	-0.34 (0.18)	-0.31 (0.17)
	S.A.	-0.05 (0.17)	-0.02 (0.14)	-0.17 (0.20)	-0.12 (0.19)
T10	Debout	0.24 (0.25)	0.14 (0.12)	-0.18 (0.21)	-0.19 (0.10)
	Sorensen	0.13 (0.13)	0.09 (0.11)	-0.28 (0.14)	-0.25 (0.18)
	S.A.	0.07 (0.22)	0.11 (0.15)	-0.00 (0.16)	-0.14 (0.11)

Note: valeurs de la pente moyenne (écart type)  
**GC** (groupe contrôle)  
**GL** (groupe lombalgique)  
Muscles: L5 (multifide), L3 (ilio-costal), L1 (long dorsal), T10 (long dorsal du thorax)  
Tests: S.A. (position semi-accroupie)

Les résultats des ANOVAS à deux voies (tableau 5) n'ont démontré aucune différence significative entre les groupes (contrôle et lombalgique) et aucune interaction significative tests-groupes ( $p > 0.05$ ) quant aux valeurs de la pente des relations RMS/Temps et Md/Temps. Cependant, un effet significatif était présent entre les tests pour tous les muscles autant pour les relations RMS/Temps que Md/Temps à l'exception du muscle long dorsal du thorax (T10) où la relation RMS/Temps est très peu du niveau de signification choisi ( $p = 0.06$ ).



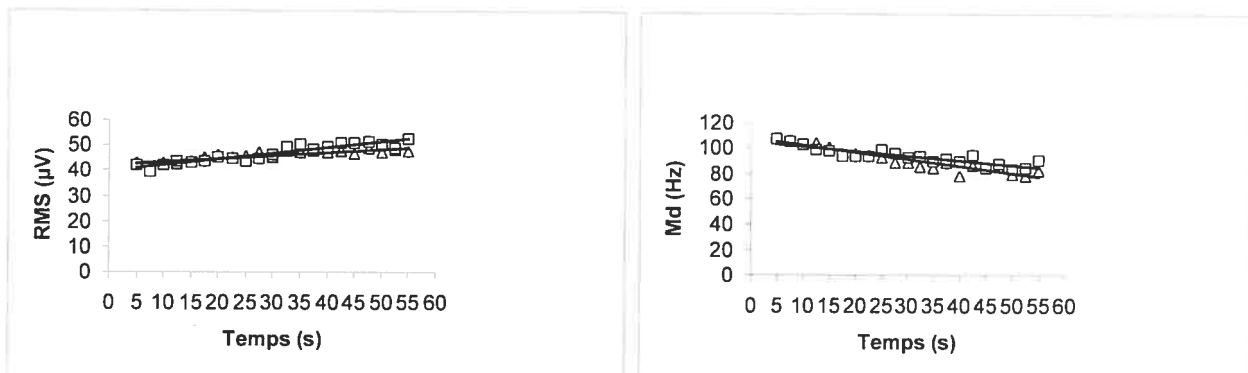
**Tableau 5. Résumé des ANOVAS (deux voies) utilisées pour voir l'effet entre les tests effectués (mesures répétées) et les groupes (contrôle et lombalgique) pour chaque muscle donné sur les mesures RMS/Temps et Md/Temps.**

Muscles	Facteurs	RMS/Temps		Md/Temps	
		F	p	F	p
L5	Tests	14.2	0.00*	10.4	0.00*
	Groupes	0.88	0.35	0.00	0.97
	Tests x groupes	0.39	0.67	0.57	0.56
L3	Tests	9.31	0.00*	10.0	0.00*
	Groupes	0.00	0.99	0.46	0.50
	Tests x groupes	0.14	0.86	0.88	0.42
L1	Tests	8.95	0.00*	7.61	0.00*
	Groupes	0.21	0.64	0.25	0.61
	Tests x groupes	0.14	0.86	0.12	0.88
T10	Tests	2.89	0.06	10.8	0.00*
	Groupes	0.59	0.44	0.92	0.34
	Tests x groupes	1.15	0.29	2.25	0.11

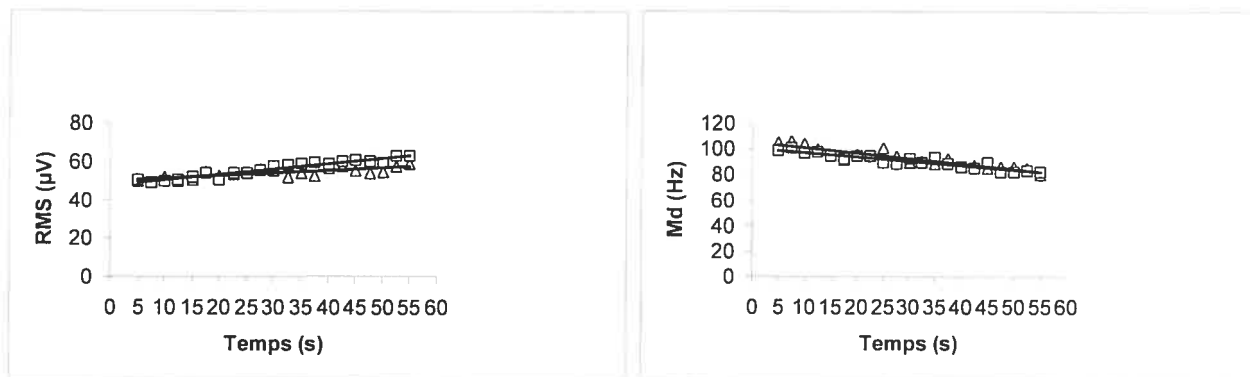
Note: Anova à deux voies avec mesures répétées sur le facteur test  
\* significatif ( $p < 0.05$ )  
Muscles: L5 (multifide), L3 (ilio-costal), L1 (long dorsal), T10 (long dorsal du thorax)  
Tests: S.A. (position semi-accroupie)

La figure 11 démontre pour le muscle multifide (L5), la différence entre le groupe contrôle et le groupe lombalgique lors des trois tests exécutés et des mesures EMG effectuées. Cette figure illustre les résultats des ANOVAS (deux voies) au tableau 5, où il n'y a pas de différence entre les deux groupes.

## a) Test Debout



## b) Test de Sorensen



## c) Test en position semi-accroupie (S.A.)

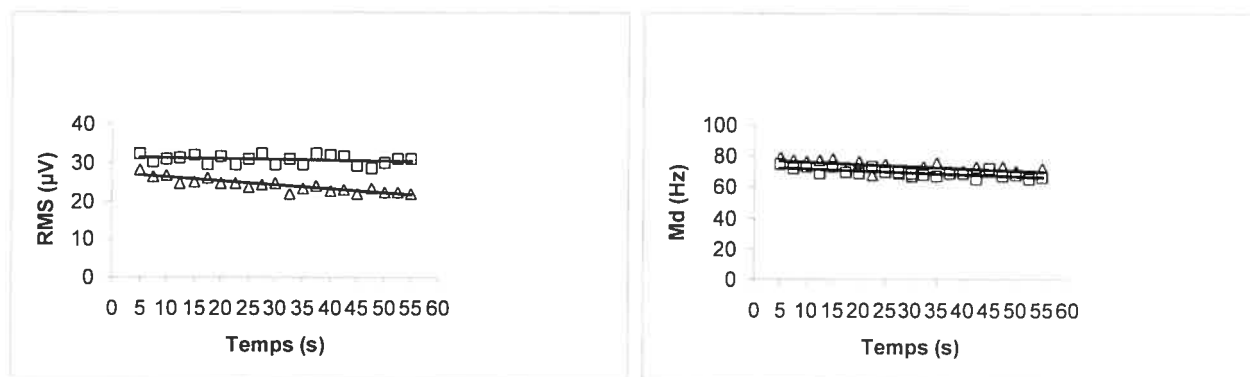
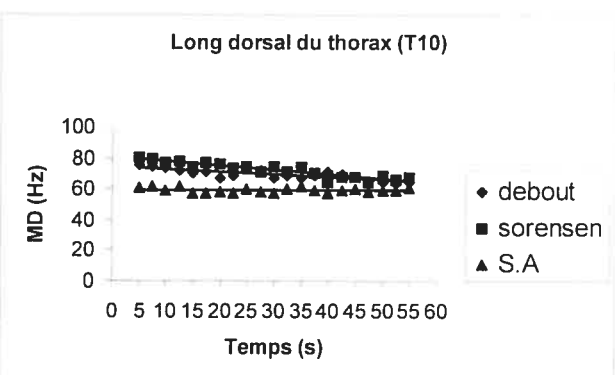
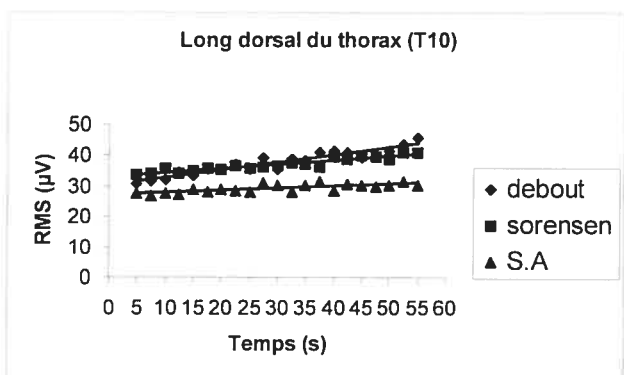
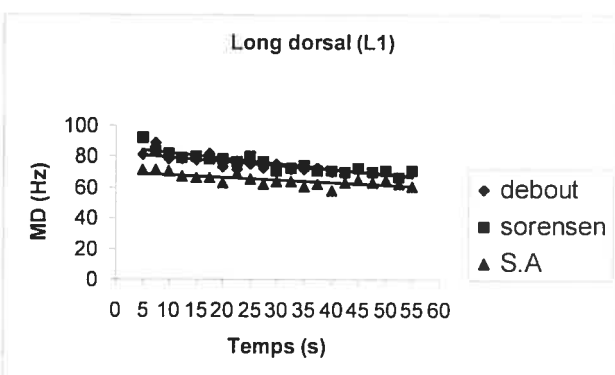
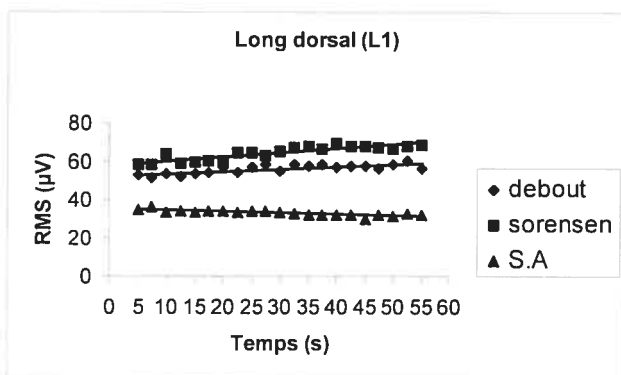
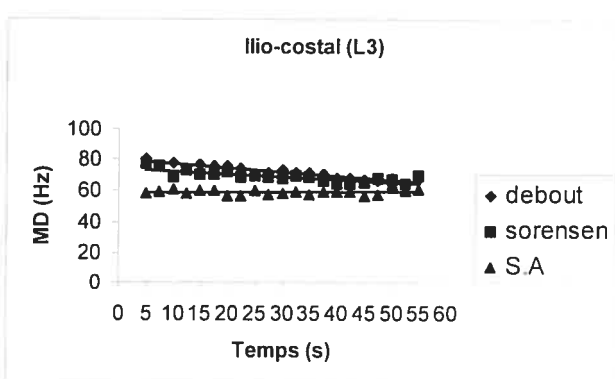
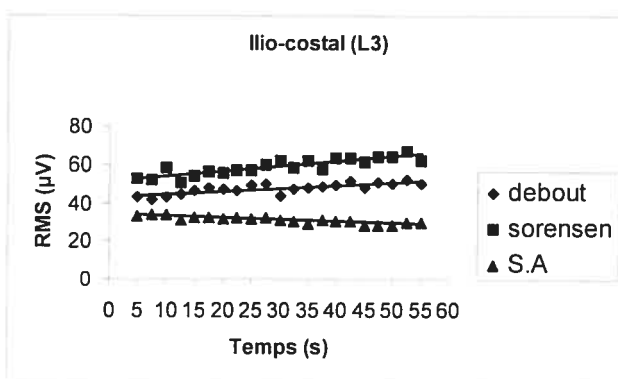
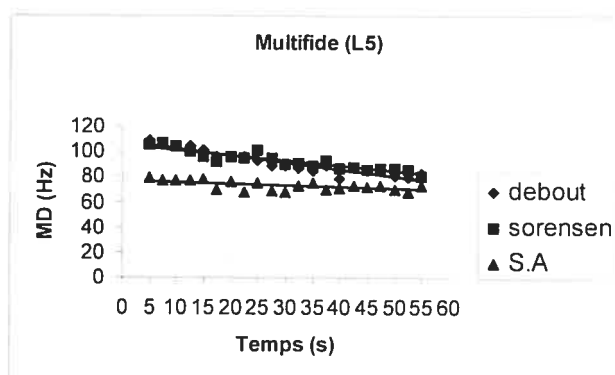
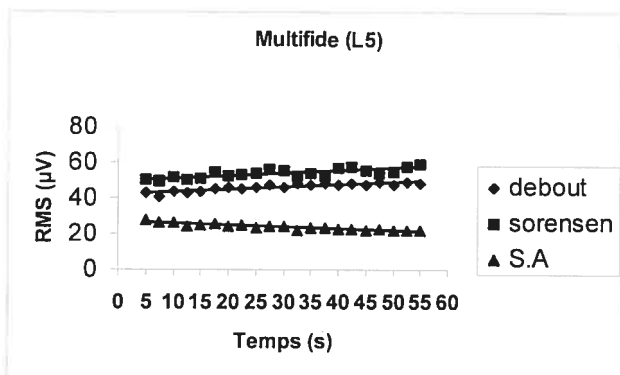


Figure 11. Pentés (régression linéaire) pour le muscle multifide (L5) des relations RMS/Temps (à gauche) et Md/Temps (à droite) lors des Tests Debout (a), Sorensen (b) et semi-accroupie (c) à 50% FMV: différences entre les sujets normaux ( $\Delta$ ) et lombalgiques ( $\square$ ).

Les résultats des ANOVAs au tableau 5 ont démontré qu'il y a une différence significative entre les trois tests exécutés. Pour repérer où se situent ces différences pour chaque muscle étudié, des comparaisons multiples à posteriori (tests-t de Student pour données appariées) ont été effectuées (ajustement de Bonferroni  $\alpha = 0.017$ ). En général les tests en position debout et de Sorensen sont plus exigeants qu'en position S.A. Ces deux tests (debout et Sorensen) montrent des pentes plus accentuées ce qui signifie plus de fatigue pour tous les muscles comparativement au test S.A. (figure 12). Les différences significatives des valeurs de la pente entre les tests debout pour S.A. et de Sorensen vs S.A. ont été confirmées pour les muscles L5, L3 et L1 autant pour la relation RMS/Temps que Md/Temps ( $p < 0.01$ ). En ce qui concerne le muscle T10, cette différence était significative seulement pour la relation Md/Temps. Finalement, il n'y avait pas de différence significative entre le test en position debout et de Sorensen pour tous les muscles évalués (L5, L3, L1 et T10) et ce tant pour les relations RMS/Temps et Md/Temps (figure 12).

## a) Groupe contrôle (sujets normaux)



## b) Groupe Lombalgique

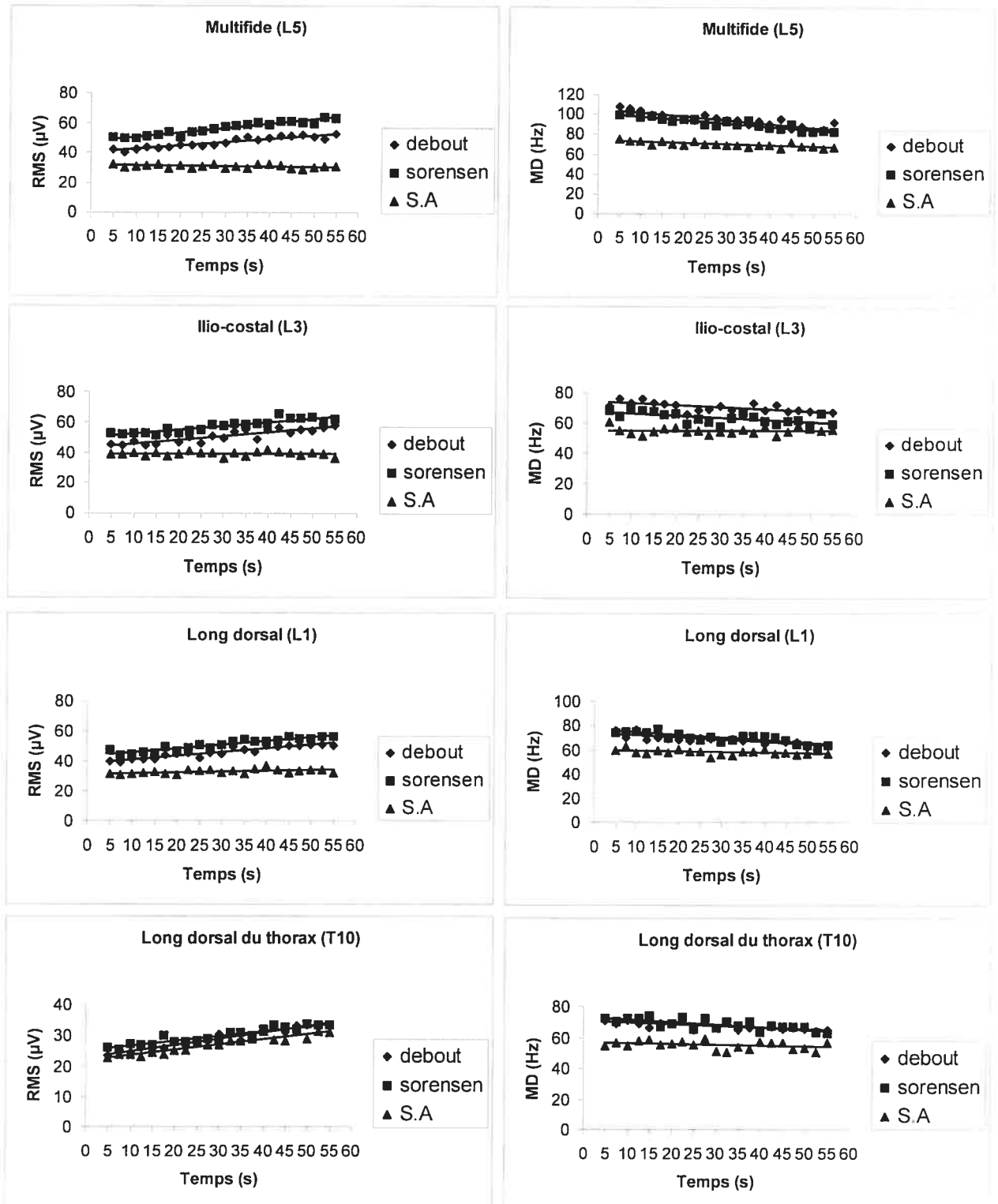


Figure 12. Pentes (régression linéaire) des sujets normaux (a) et lombalgiques (b) pour chaque muscle donné sur les relations RMS/Temps (à gauche) et Md/Temps (à droite): Test Debout (◆), Test Sorensen (■) et Test Semi-accroupie (▲) à 50% de la FMV.

## 7. Discussion

L'objectif général de cette étude était de comparer des hommes sains (sans antécédentes de lombalgie et des hommes souffrant de lombalgie de cause non connue, pour la force et l'endurance musculaire lors de trois tests d'extension du dos. Nous avons présumé que les sujets lombalgiques seraient plus fatigables que les sujets normaux, ceci par le fait que les sujets lombalgiques présenteraient plus de fibres de type IIb suite à la chronicité. Dans la présente étude, aucune différence entre les groupes (contrôle et lombalgique) n'a été obtenue pour la force et la fatigue musculaire. Cependant, les sujets lombalgiques étaient peu affectés par leur condition (faibles valeurs de l'Oswestry) ce qui les rendait peu différents des sujets normaux. Par ailleurs, nous avons présumé que le test en position debout permettrait d'obtenir de meilleurs résultats compte tenu de fait qu'il y a une mois grande variabilité dans le positionnement du sujet et une meilleure stabilisation du sujet. De plus, ce test serait moins sensible à la fatigue des autres groupes musculaires. Cependant, l'absence de différences entre les groupes pour les trois tests ne permet pas de prédire lequel des tests est le plus pertinent dans l'évaluation des gens souffrant de lombalgies.

### 7.1 Moment de force des extenseurs du dos (mesures dynamométriques)

#### 7.1.1 Comparaison entre les groupes

Les deux groupes (contrôle et lombalgique) à l'étude n'ont démontré aucune différence significative en ce qui concerne les  $M_{L5/S1}$  maximaux produits lors des tests Debout, de Sorensen et en position S.A. (figure 9). De plus, les deux groupes étaient homogènes quant à l'âge, la taille, le poids, l'IMC, % FMV et au genre (tableau 1). Nous avons présumé que les sujets du groupe lombalgique auraient généré moins de force lors de la FMV que les sujets du groupe contrôle. Dans les études chez les sujets lombalgiques, il est démontré que ces derniers génèrent moins de force que les sujets asymptomatiques (Roy et al., 1995; Larivière et al., 2002b; Suzuki & Endo, 1983). McNeill et al. (1980) mettaient en évidence une diminution des performances des extenseurs du dos lors de tests sur la FMV dans la population lombalgique par rapport aux sujets sains. Pope et al. (1985) ont observé chez les sujets lombalgiques une

diminution de la force musculaire lors des efforts maximaux du tronc en extension et en flexion. Cependant, d'autres études (Thorstensson et al., 1982; Holmström et al., 1992) n'ont démontré aucune différence significative entre les sujets lombalgiques et normaux lors de la FMV en extension. Il faut demeurer prudent avant d'établir un parallèle entre la faiblesse musculaire et la présence d'une lombalgie car la douleur ou la peur de se blesser peut compromettre la capacité d'un sujet à produire une FMV et peut ainsi devenir une variable confondante (Beimborn & Morrissey, 1988).

Des modifications associées à la proportion et à la distribution des fibres des muscles du dos sont généralement présentes chez les sujets lombalgiques chroniques (Mannion et al., 1997a; Hides et al., 1992). L'analyse des muscles extenseurs du dos chez les sujets lombalgiques à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) met en évidence une diminution de la circonférence des muscles associée à une augmentation des tissus graisseux comparativement aux sujets sains (Hérisson & Revel, 1999; Keller et al., 1998). Ces modifications peuvent causer un changement dans la microstructure des muscles du dos par un mécanisme d'inhibition réflexe où la douleur induite par l'inactivité du muscle peut produire un état d'atrophie et de faiblesse musculaire (Stokes & Young, 1984; Graves-Nielsen et al., 2002). Danneels et al. (2002) ont démontré, à l'aide de l'imagerie par tomographie axiale, une atrophie musculaire au niveau du muscle multifide chez des sujets lombalgiques. L'atrophie et la dysfonction du muscle multifide peut causer une instabilité lombaire et contribuer à la récurrence de lombalgies chroniques (Danneels et al., 2002). Chez les sujets lombalgiques, le genre, la tolérance à la douleur aux efforts et la densité du muscle sont les facteurs les plus pertinents à considérer pour prédire leur FMV (Keller et al., 1998). L'absence de différence significative entre les groupes au niveau du  $M_{L5/S1}$  pourrait être en partie due à des changements dans la microstructure des muscles du dos comme mentionné ci-haut ou à la présence de douleur que n'était pas assez prononcée pour amener un phénomène d'inhibition réflexe au niveau musculaire.

En ce qui concerne la population de cette l'étude, les sujets lombalgiques ont été recrutés hors clinique et participaient normalement à leur activités quotidiennes (travail, loisir, activités sociales et physiques). Les sujets n'ont fait aucune mention d'absence au travail ou d'indemnisation liée à un problème de douleur au dos. Cependant, l'absence de

différence entre les groupes dans les  $M_{L5/S1}$  pourrait aussi être due au fait que les sujets de la population lombalgique de cette étude étaient assez motivés et n'avaient aucune crainte à faire le test de FMV, même en présence de douleur. D'ailleurs, les coefficients de corrélations rho de Spearman's ont démontré qu'il n'y avait pas de relation entre la FMV des muscles du dos et la capacité fonctionnelle (Oswestry), l'intensité de la douleur (EVA), les peurs et croyances reliées à l'activité physique (FABQ<sub>1</sub>) et au travail (FABQ<sub>2</sub>), ce qui supporte cette hypothèse.

### 7.1.2 Comparaison entre les tests

Les  $M_{L5/S1}$  maximaux produits lors de la FMV sont plus élevés pour le test en position S.A. que pour le test de Sorensen et le test en position debout (figure 9). Les valeurs des  $M_{L5/S1}$  pour le test en position S.A. de la présente étude sont en accord avec ceux de l'étude de Dolan & Adams (1993). En général, les moments de force sont dépendants de la masse musculaire, la longueur du muscle et de la longueur du bras de levier musculaire, la position du sujet, du type de test et de la façon de l'exécuter (protocole et répétitions) (Beimborn & Morrissey, 1988). Gravel et al. (1997) mettaient en évidence une augmentation du moment de force des extenseurs du dos lors en position de flexion vers l'avant. L'augmentation de la longueur du muscle et la longueur du bras de levier dans cette position peuvent expliquer l'augmentation du moment de force des extenseurs du dos (Tveit et al., 1994). Ceci s'applique au test en position S.A. de la présente étude où les muscles extenseurs du dos sont plus allongés comparativement à la position utilisées lors des autres tests (debout et Sorensen).

Les  $M_{L5/S1}$  maximaux produit pour le test de Sorensen sont plus élevés qu'en position debout (figure 9). Cependant, les valeurs des  $M_{L5/S1}$  pour le test en position debout de la présente étude sont similaires à celles des études de Larivière et al. (2001a et 2002c). La différence des  $M_{L5/S1}$  entre ces deux tests pourrait être due à une erreur systématique lors de l'exécution du test de Sorensen pour la FMV. Toutefois, nous avons bien aligné la position de l'articulation L5/S1 au bord inférieure de la table, considéré la masse du tronc (en comprenant le complexe tête, tronc et membres supérieures) et considéré que les muscles étaient à la même longueur. Nous ne sommes pas capables



d'expliquer ces résultats car cette comparaison des  $M_{L5/S1}$  entre ces deux tests est manquante dans la littérature sur le sujet.

## 7.2 Fatigue musculaire (mesures EMG)

### 7.2.1 Comparaison entre les muscles contra-latéraux du dos

Aucune différence significative dans les mesures du signal EMG (RMS/Temps et Md/Temps) n'a été trouvée entre les côtés gauche et droit pour les muscles étudiés pour chacun des tests effectués (debout, Sorensen et S.A.). Le profil de données était similaire pour les deux côtés et pour les deux groupes lors des trois tests effectués. Ces résultats sont en accord avec ceux des études de Suter & Lindsay (2001) et Koumantakis et al. (2001). Ces auteurs n'ont pas trouvé de différence entre les côtés chez les sujets normaux et lombalgiques pour des mesures EMG lors de l'exécution du test de Sorensen et du test en position debout.

La littérature démontre qu'une différence entre les côtés gauche et droit est observée au niveau lombaire chez des sujets lombalgiques (Roy et al., 1995) et que les sujets lombalgiques ont plus d'asymétries au niveau EMG que les sujets normaux (Larivière et al., 2000; Robinson et al., 1992). Cependant, l'étude de Nouwen et al. (1987) n'a pas réussi à démontrer d'asymétrie au niveau des mesures EMG entre les côtés chez des sujets lombalgiques. Les explications possibles de cette asymétrie sont associées à l'effet du côté dominant (Merletti et al., 1994), au déséquilibre postural (Cram & Steger, 1983) et à la douleur du côté atteint (Larivière et al., 2002a; Oddsson et al., 1997). Merletti et al. (1994) démontrent que le côté dominant a un impact sur la fatigue des muscles de la région lombaire chez les droitiers. Ceci peut être expliqué par une modification du contenu en fibres musculaires lié à l'usage fréquent du membre supérieur dominant. Cependant, les résultats de la présente étude ne permettent pas d'identifier cet effet parce que notre protocole n'a peut être pas été suffisamment standardisé. Merletti et al. (1994) y était arrivé avec des techniques d'électro-stimulation. Quant au facteur douleur, d'autres auteurs mentionnent que l'asymétrie bilatérale primaire ou secondaire à la douleur au dos peut mécaniquement induire de la douleur au dos par à un chargement

asymétrique imposé par les muscles à la colonne vertébrale (Grabiner et al., 1992; Price et al., 1948).

### 7.2.2 Comparaison entre les groupes

Plusieurs études (Roy et al., 1989; Roy et al., 1997; Roy & Oddsson, 1998) démontrent des différences entre des sujets normaux et lombalgiques avec différents indices EMG (pente des relations RMS/Temps et Md/Temps). La littérature démontre que les sujets lombalgiques sont plus fatigables que les sujets contrôle (Roy et al., 1989; Roy et al., 1997; Roy & Oddsson, 1998; Suter & Lindsay, 2001). Dans la présente étude, aucune différence significative entre les groupes (contrôle et lombalgique) et aucune interaction significative tests-groupes n'ont été obtenues pour les muscles étudiés et les trois tests effectués pour des mesures EMG. Nous avons présumé que les sujets lombalgiques auraient une pente RMS/Temps et Md/Temps plus abrupte (plus positive et plus négative) que les sujets normaux, compte tenu que leurs muscles dorsaux sont plus riches en fibres de type II (Mannion et al., 1997a). L'absence de différence entre les groupes pour ces deux indices EMG pourrait être en partie due au fait que la condition des sujets lombalgiques n'était pas assez chronique pour amener des modifications de la distribution des fibres des muscles du dos tel que démontré par Mannion et al. (1997a). En effet, Mannion et al. (2000) ont mis en évidence que la durée de la lombalgie jusqu'à 170 mois dans leur étude a une relation positive avec l'augmentation de la proportion des fibres de type-IIb. Dans la présente étude, la durée de la lombalgie n'a pas dépassé 100 mois (tableau 1). Il est donc difficile de postuler que cette durée permettait déjà un changement au niveau de la microstructure des muscles. De plus, les sujets lombalgiques participaient normalement à leurs activités quotidiennes comme mentionné auparavant et leurs incapacités perçues telles qu'établies par le questionnaire Oswestry étaient relativement petites selon les critères proposés par Fairbank et al. (1980). Par ailleurs, une autre explication possible serait que la charge relative de 50% FMV, comme ce fut le cas dans la présente étude, n'était pas assez élevée pour amener une fatigue plus prononcée pour les sujets lombalgiques tel que démontré par Roy & Oddsson (1998). Selon ces auteurs, la différence entre les deux groupes était dépendante de la charge relative (plus élevée que 50% FMV) pour le test de fatigue.

Les valeurs des pentes des relations RMS/Temps et Md/Temps pour les deux groupes, pour chaque muscle étudié, lors des tests en position debout et de Sorensen sont en accord avec d'autres études (Moritani et al., 1982; Larivière et al., 2002c; Koumantakis et al., 2001, Latimer et al., 1999) portant sur les muscles du dos. Ceci indique donc que lors d'une contraction sous-maximale d'une durée de 60 secondes à 50 % FMV, comme ce fut le cas dans la présente étude, les muscles doivent générer plus d'activité dans le temps afin de maintenir ce niveau de force. Cette augmentation de la RMS/Temps serait expliquée par le recrutement progressif de nouvelles unités motrices afin de conserver le niveau de force désiré (Arendt-Nielsen & Mills, 1988; Moritani et al., 1986 et 1987). Cependant, lors de l'analyse du contenu spectral du signal EMG, la pente de la relation Md/Temps est négative indiquant une compression des valeurs de la Md vers les basses fréquences. Cette compression vers les basses fréquences du spectre est associée à une vitesse de conduction des potentiels d'action qui est plus lente (Arendt-Nielsen & Mills, 1988). Cette diminution de la vitesse de conduction est expliquée par une accumulation de métabolites ou d'autres agents chimiques (ions hydrogène et acide lactique) résultant de l'ischémie (Merletti et al., 1984; Stulen & De luca, 1981; De Luca, 1993), puisque ainsi que cette mesure est sensible à l'état de fatigue musculaire (Mannion & Dolan, 1994; Moritani et al., 1986; Roy et al.; 1997; Larivière et al., 2002). Le blocage circulatoire (compression des vaisseaux sanguins) au niveau des muscles actif paraît responsable de la survenue de la fatigue au cours de la contraction statique, tant continue qu'intermittente (Bouisset & Maton, 1995).

### 7.2.3 Comparaison entre les trois tests

Les résultats de cette étude ont permis d'observer plus de fatigue musculaire (selon pentes RMS/Temps et Md/Temps) lors des tests de Sorensen et en position debout que lors du test en position S.A. (figure 12). En effet, cela peut être à une meilleure stabilisation du bassin lors de ces deux tests. Les pentes RMS/Temps et Md/Temps obtenues lors des tests de Sorensen et en position debout démontrent des similarités avec celles d'autres études sur les muscles du dos (Roy et al., 1989; Roy et al., 1997; Mannion et al., 1997c; Larivière et al., 2002c, Koumantakis et al., 2001). La fidélité et la validité de ces paramètres lors de ces deux tests (Sorensen et debout) ont déjà été démontrées

chez les sujets lombalgiques et normaux (Koumantakis et al., 2001; Latimer et al., 1999; Larivière et al., 2002c; Ng & Richardson, 1996). Dans la présente étude, aucune différence n'a été trouvée entre le test de Sorensen et le test en position debout (figure 12), ce qui est en accord avec Koumantakis et al. (2001). Nous avons présumé que le test en position debout serait le plus discriminant pour l'évaluation de gens souffrant de lombalgie, compte tenu que la position debout permettait une moins grande variabilité dans le positionnement du sujet, une meilleure stabilisation, était moins sensible au gabarit des sujets et moins sensible à la fatigue des autres groupes musculaire comme les extenseurs de la hanche pouvant contribuer à l'extension du tronc. De plus, Jorgensen & Nicolaisen (1986) ont observé que le test en position debout est plus pertinent que le test en position couchée (Sorensen). Cependant, dans la présente étude aucun des tests n'a permis détecter des différences entre les groupes, ce qui nous empêche de conclure sur le test le plus pertinent pour le diagnostic de la fatigabilité musculaire. Kankaapää et al. (1998a) ont mis en évidence que la fatigue des muscles lombaires lors du test de Sorensen est influencée par le gabarit des sujets. De plus, le test de Sorensen semble induire plus de fatigue pour les muscles extenseurs de la hanche que pour les muscles extenseurs du dos (Moffroid et al., 1997; Kankaapää et al., 1998). Il faut donc demeurer prudent avant d'établir un parallèle entre la fatigue musculaire et les tests d'extension isométrique du dos car plusieurs facteurs peuvent compromettre la mesure EMG et peuvent ainsi agir en tant que de variables confondantes.

Finalement, c'est le test en position S.A. que démontre le moins de sensibilité à la fatigue musculaire particulièrement pour les muscles au niveau lombaire (L5, L3 et L1) et cela pour la relation RMS/Temps où les valeurs de la pente sont paradoxalement négatives (tableau 4 et figure 12). Selon la relation Md/Temps, les muscles L5, L3, L1, et T10 démontrent peu de fatigue (tableau 4 et figure 12). Les résultats de la présente étude pour le test en position S.A. sont en contradiction avec ceux de Dolan et al. (1995) et Arnall et al. (2002). Ces auteurs ont trouvé des changements significatifs et fidèles dans les paramètres spectraux du signal EMG lors de ce test. Cependant, les résultats sont en accord avec ceux de Mannion et al. (1997c) lorsque ces auteurs comparent le test de Sorensen avec le test en position S.A. Les résultats obtenus pour la tâche de fatigue lors du test en position S.A. pourraient être en partie dus au fait que nous n'avons pas mesuré

et contrôlé la position du rachis lombaire pendant la performance du test, contrairement à Dolan et al. (1995) qui y sont parvenu en utilisant le système «3-space Isotrak device» et Arnall et al. (2002). Dans la présente l'étude, il est possible que l'ajustement de la poignée utilisée afin de maintenir la position semi-accroupie constante n'ait pas permis de contrôler le changement de position du bassin ou du rachis lombaire pendant l'exécution du test. En effet, il est démontré qu'il y a une augmentation progressive de la flexion du rachis lombaire en relation avec l'augmentation du temps de contraction lors de ce test (Essendrop et al., 2002). Selon les auteurs, ceci implique un changement dans la courbure spinale pendant l'exécution du test, ce qui induisait le phénomène de flexion-relaxation (Floyd & Siver, 1955). Ce changement peut diminuer la longueur du bras de levier du muscle erector spinal à l'effort et augmenter l'apport des tissus passifs (Andersson et al., 1996). Par conséquent, d'autres muscles plus profond qui ne sont pas détectables avec l'EMG de surface peuvent avoir une action importante pour la production de force désirée (Andersson et al., 1996). Andersson et al. (1996) ont déjà démontré que les muscles plus profond ont plus d'activité que les muscles superficiels (erector spinae) lors d'une position de flexion du rachis lombaire, ce qui supporte cette hypothèse.

## 8. Conclusion

Dans la présente étude, les muscles du dos des sujets du groupe lombalgique ne semblent pas moins endurants et moins forts que les muscles du dos des sujets du groupe contrôle, ceci pour chacun des tests. De plus, aucune différence n'a été trouvée entre les côtés gauche et droit des muscles du dos pour les deux groupes des sujets et les trois tests exécutés. Le test en position S.A, tel qu'utilisé dans la présente étude, n'a pas permis de mettre en évidence la fatigue des muscles du dos à l'aide de mesures EMG. Il y avait probablement présence de fatigue musculaire, mais le manque de contrôle de la posture du bassin et du rachis lombaire a empêché de l'observer avec l'EMG de surface. Par ailleurs, les tests de Sorensen et en position debout ont bien démontré la fatigabilité des extenseurs du dos pour les deux groupes. En effet, ces deux tests semblent permettre une meilleure stabilisation du bassin lors des efforts en extension du dos comparativement au test en position S.A. De plus, les paramètres EMG (RMS/Temps et Md/Temps) utilisés lors de ces deux tests démontrent des similarités avec des études antérieures sur les muscles du dos. Cependant, l'absence de différences entre les groupes (contrôle et lombalgique) pour les trois tests ne permet pas de prédire lequel de ces tests est le plus pertinent pour le diagnostic de la fatigabilité musculaire chez des gens souffrant de lombalgie. Cependant, les sujets lombalgiques de la présente étude étaient peu affectés par leur condition ce qui les rendait peu différents des sujets normaux.

## 9. Références

Adams. M., Mannion, A., & Dolan, P. (1999). Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine*, 24(23), 2497-505.

Andersson, E. A., Odsson, L. I. E., Grundström, H., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics*, 11(7), 392-400.

Andreassen, S., & Arendt-Nielsen, L. (1987). Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: A new size principle parameter. *J Physiol*, 391, 561-571.

Arendt-Nielsen, L., & Mills, K. R. (1988). Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 58(1-2), 20-5.

Arnall, F. A., Koumantakis, G. A., Oldhan, J. A., & Cooper, R. G. (2002). Between-days reliability of electromyographic measures of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. *Clinical Rehabilitation*, 16, 761-771.

Beimborn, D., S., & Morrissey, M., C. (1988). A Review oh the Literature Related to Trunk Muscle Perfomance. *Spine*, 13(6), 655-60.

Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106-19.

Bigland-Ritchie, B., Kukulka, C. J., Lippold, O. C. J., & Woods, J. J. (1982). The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. *J. Physiol.*, 330, 265-278.

Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O. C. J., Smith, S., & Woods, J. J. (1983). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *J. Physiol. Lond.*, 340, 335-346.

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

Bilodeau, M., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1992). The influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.(2). (In press).

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

Cailliet, R. (1995). *Low Back Pain Syndrome* (F. A. Davis Company- Philadelphia, edition 5). Philadelphia. Chapter 2, 76-93.

Cram, J. R., & Steger, J. C. (1983). EMG scanning in the diagnosis of chronic pain. *Biofeed Self Regul.* 8(229-41).

Danneels, L. A., Vanderstraeten, G. G., Cambier, D. C., Witvrouw, E. E., & De Cuyper, H. J. (2000). CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *Eur Spine J.* 9, 266-272.

De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), 251-279.

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



DeFoa, J., Forrest, W., & Biedermann, H. (1989). Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference line. *J. Anat.*, 163, 243-7.

Dione, C. (2001). J'ai mal au dos, j'ai mal à l'âme? *Journal la Presse*, dimanche le 5 août, page C 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. *Biomechanics*, 26, 513-522.

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.

Eberstein, A., & Beattie, B. (1985). Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. *Muscle Nerve*, 8(9), 768-73.

Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Brief review*, 1631-1648.

Essendrop, M., Schibye, B., & Hye-Knudsen, C. (2002). Intra-abdominal pressure increases during exhausting back extension in humans. *Eur J Appl Physiol*, 87, 167-173.

Fairbank, J. C. T., Couper, J., Davies, J., & O'Brien, J. (1980). The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*, 66, 271-3.

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

Floyd, W. F., & Silver, P. H. S. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol*, 129, 184-203.

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

Garnett, R. A., O'Donovan, M. J., Stephens, J. A., & Taylor, A. (1979). Motor unit organization of human medial gastrocnemius. *J Physiol*, 287, 33-43.

Gerdle, B., Henriksson-Larsen, K., Lorentzon, R., & Wretling, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand*, 142(4), 457-65.

Grabner, M. D., Koh, T. J., & Ghazawi, A. E. (1992). Decoupling of bilateral paraspinal excitation in subjects with low back pain. *Spine*, 17, 1219-1223.

Gravel, D., Gagnon, M., Plamondon, A., & Desjardins, P. (1997). Development and application of predictive equations of maximal static moments generated by the trunk musculature. *Clinical Biomechanics*, 12(5), 314-324.

Graven-Nielsen, T., Lund, H., Arendt-Nielsen, L., Danneskiold-Samsoe, B., & Bliddal, H. (2002). Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: A centrally mediated mechanism. *Muscle & Nerve*, 26, 708-712.

Hérisson, C., Revel, & M. (1999). *Réactivation physique et lombalgie* (Masson, Paris) (Vol. 38). Paris. Chapitre 1,1-10.

Hides, J., A., Cooper, D., H., & Stokes, M., J. (1992). Diagnostic ultrasound imaging for measurement of the lumbar multifidus muscle in normal young adults. *Physiotherapy theory and practice*, 8, 19-26.

Holmström, E., Moritz, E., & Andersson, M. (1992). Trunk Muscle Strength and Back Muscle Endurance in Construction Workers with and without Low Back Disorders. *Scand J Rehab Med*, 24, 3-10.

- Jensen. B. R., Jorgensen. K., Hargens. A. R., Nielsen. P. K., & Nicolaisen. T. (1999). Physiological Response to Submaximal Isometric Contractions of the Paravertebral Muscles. *Spine*, 24(22), 2332-2338.
- 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. *Physical Medecine and Rehabilitation Clinics of North America* (9), 933-945.
- Kankaapää. M., Llaaksonen. D., Taimela. S., Kokko. S.-M., Airaksinen. O., & Hänninen. O. (1998a). Age, Sex, and Body Mass Index as Determinants of Back abd Hip Extensor Fatigue in the Isometric Sorensen Back Endurance Test. *Arch Physical Medecine and Rehabilitation*, 79, 1069-75.
- Kankaapää. M., Taimela. S., Laaksonen. D., Hänninen. C., & Airaksinen. O. (1998b). Back and Hip Extensor Fatigability in Chronic Low Back Pain Patients and Controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 412-417.
- Keller. A., Johansen. J., G., Hellesnes. J., & Brox. J., I. (1998). Predictors of Isokinetic Back Muscle Strength in Patients With Low Back Pain. *Spine*, 24(3), 275-80.
- 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.
- Kupa. E. J., Roy. S. H., Kandarian. S. C., & De Luca. C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol*, 79(1), 23-32.

Larivière, C., Gagnon, D., & Loisel, P. (2000). The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 79-91.

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.

Larivière, C., Gagnon, D., Gravel, D., Arsenault, A. B., Dumas, J.-P., Goyette, M., & Loisel, P. A. (2001b). A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clinical Biomechanics*, 16, 80-83.

Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., & Vadeboncoeur, R. (2002a). Electromyographic Assessment of Back Muscles Weakness and Muscle Composition: Reliability and Validity Issues. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 1206-1214.

Larivière, C., Gagnon, D., Arsenault, A. B., Gravel, D., & Loisel, P. (2002b). EMG activity imbalances between contralateral back muscles: A reflection of back impairment or strategy for pain attenuation? *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* (submitted).

Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., & Loisel, P. (2002c). Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*(12), 91-102.

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.

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

Luoto. S., Heliovaara. M., Hurri. H., & Alaranta. H. (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, 10(6), 323-4.

Maïsetti. O., Guével. A., Legros. P., & Hogrel. J.-Y. (2002). SEMG power spectrum changes during a sustained 50% Maximum Voluntary Isometric Torque do not depend upon the prior Knowledge of the exercise duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 103-109.

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., Weber. B. R., Dvorak. J., Grob. D., & Muntener. M. (1997a). Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *J Orthop Res*, 15(6), 881-7.

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., Connolly. B., Wood. K., & Patricia. (1997c). The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Rehabilitation Research and Development*, 34, 427-439.

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.

Mannion, A. F. (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *Electromyogr Kinesiol*, 9(6), 363-77.

Mannion, A. F., Käser, L., Weber, E., Rhyner, A., Dvorak, J., & Müntener, M. (2000). Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J*, 9, 273-281.

McNeill, T., Warwick, D., Andersson, G., & Schultz, A. (1980). Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low-back disorders. *Spine*, 5(6), 529-38.

Merletti, R., Sabbahi, M. A., & De Luca, C. J. (1984). Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 52(3), 258-65.

Merletti, R., DeLuca, C. J., & Sathyan, D. (1994). Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: Effect of side dominance. *Appl Physiol*, 77(5), 2104-2114.

Miller, R. G., Giannini, D., Miller-Brown, H. S., Layzer, R. B., Koretsky, A. P., & Hooper, D. e. a. (1987). Effects of fatiguing exercise on high-energy phosphates force, and EMG: evidence for three phases of recovery. *Muscle Nerve*, 10, 810-821.

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.

Moffroid, M., Reid, S., Henry, S., Haugh, L., & Ricamato, A. (1994). Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 20, 81-7.

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.

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

Moritani, T., Muro, M., & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 60(4), 1179-85.

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.

Ng, J. H.-F., & Richardson, C. A. (1996). Reability of electromyogrphic power spectral analysis of back endurance in healthy subjects. *Arch Physical Medecine Rehabilitation*, 77, 259-264.

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.

Nouwen, A., Van Akkerveeken, P., & Versloot, J. (1987). Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low back pain. *Spine*, 12, 777-82.

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.

Pope, M. H., Bevens, T., Wilder, D., G., & Frymoyer, J. W. (1985). The Relationship Between Anthropometric, Postural, Muscular, and Mobility Characteristics of Males Ages 18-55. *Spine*, 10(7), 644-48.

Price, J. P., Clare, M. H., & Ewerhardt, R. H. (1948). Studies in low backache with persistant muscle spasm. *Arch Phys Med Rehabil*, 29, 703-709.

- Robinson. M. E., Cassisi. J. E., P.D., O. C., & MacMillan. M. (1992). Lumbar iEMG during isotonic exercise: chronic low back pain patients versus controls. *J Spinal Disord.* 5(1), 8-15.
- 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 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., & Oddsson. L. I. (1998). Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography. *Phys Ther.* 78(8), 838-51.
- Sadoyama. T., Masuda. T., Miyata. H., & Katsuta. S. (1988). Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 57(6), 767-71.
- Sirca. A., & Kostevc. V. (1985). The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man. *J Anat.* 141, 131-7.
- Smith. L. K., Elizabeth. L., Weiss. & Don Lehmkuhl. L. (1997). *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. São Paulo, Editora Manole LTDA (Quinta edição). Capítulo 3, 81-110.
- 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.



- Stokes. M.. & Young. A. (1984). The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clinical Science*, 67, 7-14.
- 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.
- Suter. E.. & Lindsay. D. (2001). Back Muscle Fatigability Is Associated With Knee Extensor Inhibition in Subjects With Low Back Pain. *Spine*, 26(16), E361-366.
- Suzuki. N.. & Endo. S. (1983). A Quantitative Study of Trunk Muscle Strength and Fatigability in the Low-Back-Pain Syndrome. *Spine*, 8(1), 69-74.
- Thorstensson. A.. & Arvidson. A. (1982). Trunk Muscle Strength and Low Back Pain. *Scand J Rehab Med*, 14, 69-75.
- Tveit. P.. Daggfeldt. K.. Hetland. S.. & Thorstensson. A. (1994). Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine*, 19, 199-204.
- Umezū. 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 Dieën. J. H.. Heijblon. P.. & Bunkens. H. (1998). Extrapolation of times series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *Electromyography and Kinesiology*(8), 35-44.
- Waddell. G.. Newton. M.. Henderson. I.. Somerville. D.. & Main. C. J. (1993). A fear-avoidance beliefs questionnaire (FABQ) and the role of fear-avoidance beliefs in chronic low back pain and disability. *Pain*, 52, 157-168.
- Winter. D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (edition 2). N. Y. Appendices. Table3.1 Anthropometric data.

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. Nolet, 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



**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**

**OBJECTIF 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 (formulaires) 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)**

