

É

Réadaptation au travail

Études et recherches

RAPPORT R-596



Maux de dos

**Évaluation de la spécificité de différents exercices
d'endurance des muscles para-vertébraux**

*Christian Larivière
Rubens Alexandre Da Silva jr
Bertrand Arsenault
Sylvie Nadeau
André Plamondon*



Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES

Mission *travaillent pour vous !*

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

Pour en savoir plus

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. www.irsst.qc.ca

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine Prévention au travail, publié conjointement par l'Institut et la CSST. Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales
2009
ISBN : 978-2-89631-339-6 (version imprimée)
ISBN : 978-2-89631-340-2 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
janvier 2009



Réadaptation au travail

Études et recherches



RAPPORT R-596

Maux de dos

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles para-vertébraux

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

*Christian Larivière¹, Rubens Alexandre Da Silva jr²,
Bertrand Arsenault², Sylvie Nadeau² et André Plamondon¹*

¹Service de la recherche, IRSST

²Université de Montréal

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

SOMMAIRE

Les évidences scientifiques actuelles démontrent clairement qu'un entraînement intensif des muscles du dos permet de diminuer les symptômes de douleur et les incapacités dues aux lombalgies chroniques. Il apparaît que des exercices permettant de diminuer la grande fatigabilité des muscles du dos sont une des pistes les plus probables. Cependant, les modalités d'exercice actuelles ne sont pas suffisamment spécifiques pour entraîner les muscles spinaux par rapport aux muscles extenseurs de la hanche (fessiers, ischio-jambiers), ce qui rend moins efficaces les interventions faites dans ce sens. Un projet de recherche en trois volets fût réalisé. Le premier objectif visé (volet I de l'étude) était de valider l'emploi de nouvelles techniques d'analyse électromyographique (EMG) pour l'étude de tâches dynamiques (utilisées pour le volet III). Le deuxième objectif (volet II) était de comparer l'efficacité de différentes modalités d'exercice afin de déterminer la meilleure pour réduire l'action des extenseurs de la hanche et/ou augmenter l'action des muscles du dos. Le troisième objectif (volet III) était d'évaluer si les exercices sélectionnés au volet II permettaient une fatigue musculaire plus importante au niveau des muscles spinaux que pour les extenseurs de la hanche, lors d'une séance d'entraînement, et cela, autant chez des sujets sains que chez des sujets lombalgiques chroniques.

Volet I: Trente et un sujets sains (15 hommes et 16 femmes) ont exécuté un test dynamique d'évaluation de la fatigue des muscles spinaux. Deux types d'analyses spectrales (transformées de Fourier ou par ondelettes) permettant de quantifier la fatigue musculaire avec l'électromyographie (EMG) de surface, l'une étant théoriquement plus appropriée lors de contractions musculaires dynamiques (ondelettes), ont été comparées en termes de validité et de fidélité test-retest. Les résultats démontrent une équivalence entre les deux transformées spectrales, autant sur le plan de la validité que de la fidélité.

Volet II: Vingt-deux sujets sains (11 hommes et 11 femmes) ont exécuté trois modalités d'exercices sur une chaise romaine (position couchée sur le ventre où la charge correspond au poids du tronc, tête et membres supérieurs) et six modalités, au moyen d'un dynamomètre permettant de simuler différents appareils de musculation avec charge externe [fixée à 40% de la force maximale volontaire (FMV)] existant sur le marché. Les modalités se différençaient en ce qui a trait à la position des membres inférieurs (allongement ou non des extenseurs de la hanche) et/ou le niveau de stabilisation du bassin. Les résultats ont démontré que dans un appareil avec charge externe, une position semi-assise (ischio-jambiers allongés) combinée avec une stabilisation partielle du bassin (coussin arrière seulement) permettait à la fois de réduire la contribution des extenseurs de la hanche et de rehausser la contribution des muscles spinaux. Dans la chaise romaine, il ne semble pas possible de rehausser la contribution des muscles spinaux, mais positionner la hanche à 40° de flexion permettait de réduire la contribution des biceps fémoraux. Ces deux modalités ont donc été évaluées en situation de fatigue dans le volet III de l'étude.

Volet III: Seize sujets sains (8 hommes et 8 femmes) et 18 sujets lombalgiques chroniques (9 hommes et 9 femmes) ont réalisé jusqu'à épuisement les deux modalités d'exercice sélectionnées au volet II. Dans le dynamomètre, la charge externe était fixée à 60% FMV. Les indices EMG de fatigue musculaire ont révélé une fatigue plus importante des muscles spinaux que des extenseurs de la hanche, bien que cela était moins évident dans le cas de la chaise romaine. Les statistiques révèlent aussi que ces résultats sont autant applicables chez les sujets lombalgiques

que chez les sujets sains, ce qui est important en terme de généralisation des résultats à la clientèle visée.

En somme, les résultats du présent projet de recherche permettent de faire la recommandation de deux modalités d'exercice réalisées à l'aide d'appareils qui existent sur le marché. Ces deux modalités ont le potentiel de fatiguer plus spécifiquement les muscles spinaux comparativement aux muscles extenseurs de la hanche, ce qui devrait créer une plus grande surcharge sur ces muscles, créer des changements physiologiques plus rapides et plus importants pour améliorer leur endurance et ultimement, diminuer les symptômes de douleur et permettre un effet protecteur contre d'éventuelles récurrences. Cependant, ces effets physiologiques et cliniques potentiels restent à être démontrés.

REMERCIEMENTS

Nous désirons en premier lieu remercier les agents de recherche qui ont réalisé les collectes de données et qui se sont assurés de leur qualité, soit Flavia Del'Oso et Jean-François Pilon.

Nous aimerions remercier les ingénieurs qui ont participé au traitement des signaux et à l'analyse des résultats dans les différentes étapes du projet, soit David McFadden, Jean-François Pilon et Hakim Mecheri.

Finalement, nous reconnaissons aussi le soutien d'infrastructure offert par le Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR – Site Institut de réadaptation de Montréal). Tout d'abord, le soutien technique qui a été offert par Michel Goyette et Daniel Marineau qui ont, à maintes reprises, fait des ajustements fins dans le but d'assurer un recueil fiable des différentes mesures biomécaniques et électromyographiques. Il ne faut pas oublier le suivi administratif du projet qui a été assuré par Aline Loiseau.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE.....	i
REMERCIEMENTS.....	iii
TABLE DES MATIÈRES.....	iv
LISTE DES TABLEAUX.....	vi
LISTE DES FIGURES.....	vi
1. INTRODUCTION.....	1
1.1 Considérations épidémiologiques et problématique générale des lombalgies chroniques en réadaptation.....	1
1.1.1 Importance de l'exercice physique.....	1
1.1.2 Force ou endurance des muscles spinaux ?.....	2
1.1.3 Mise en perspective du présent projet de recherche.....	2
1.2 Bilan des connaissances scientifiques.....	3
1.2.1 Évaluation de la fatigue musculaire avec l'EMG de surface.....	3
1.2.2 Exercices pour développer l'endurance des muscles spinaux.....	5
1.2.2.1 Exercices avec chaise romaine.....	6
1.2.2.2 Exercices avec appareils de musculation.....	8
1.2.3 Phénomènes de compensations musculaires lors de la fatigue.....	10
1.3 Objectifs et hypothèses de recherche.....	11
2. VOLET I – ÉVALUATION ÉLECTROMYOGRAPHIQUE DE LA FATIGUE DES MUSCLES SPINAUX LORS DE CONTRACTIONS DYNAMIQUES : COMPARAISON ENTRE LES TRANSFORMÉES RAPIDES DE FOURIER ET LES TRANSFORMÉES EN ONDELETTES.....	15
2.1 Méthodologie.....	15
2.1.1 Sujets.....	15
2.1.2 Tâches.....	16
2.1.3 Techniques de mesure.....	17
2.1.4 Traitement des signaux.....	19
2.1.5 Procédures.....	19
2.1.6 Analyses statistiques.....	20
2.2 Résultats.....	20
2.2.1 Comparaisons entre les TRF et les transformées en ondelettes.....	21
2.2.2 Évaluation de la praticabilité d'un test sous-maximal de l'endurance des muscles spinaux.....	22
2.3 Discussion.....	23
2.3.1 Limites de l'étude.....	23
2.3.2 Comparaisons entre les TRF et les transformées en ondelettes.....	23
2.3.3 Évaluation de la praticabilité d'un test sous-maximal de l'endurance des muscles spinaux.....	24
2.4 Conclusion.....	25

3.	VOLET II - ÉVALUATION DE LA SPÉCIFICITÉ DE DIFFÉRENTES MODALITÉS D'EXERCICES POUR L'ENTRAÎNEMENT DES MUSCLES SPINAUX	27
3.1	Méthodologie	27
3.1.1	Sujets et devis de l'étude.....	27
3.1.2	Tâches	28
3.1.2.1	Calibrage des accéléromètres (inclinomètres)	28
3.1.2.2	Contractions maximales volontaires (CMV)	28
3.1.2.3	Exercices	29
3.1.3	Techniques de mesure.....	30
3.1.4	Procédures.....	30
3.1.5	Traitement des signaux et analyses statistiques	31
3.2	Résultats.....	31
3.2.1	Modalités d'exercices réalisées dans l'appareil avec charge externe	31
3.2.2	Modalités d'exercices réalisées dans la chaise romaine	33
3.3	Discussion.....	35
3.3.1	Modalités d'exercices réalisées dans l'appareil avec charge externe	35
3.3.2	Modalités d'exercices réalisées dans la chaise romaine	36
3.3.2.1	Retombées concrètes pour la pratique de la réadaptation.....	36
3.4	Conclusion	37
4.	VOLET III – ÉVALUATION DE L'EFFICACITÉ DE DEUX MODALITÉS D'EXERCICE À INDUIRE LA FATIGUE DES MUSCLES SPINAUX CHEZ DES SUJETS SAINS ET DES PATIENTS SOUFFRANT D'UNE LOMBALGIE CHRONIQUE.....	39
4.1	Méthodologie	39
4.1.1	Sujets et devis de l'étude.....	39
4.1.2	Tâches	40
4.1.3	Techniques de mesure.....	41
4.1.4	Procédures.....	41
4.1.5	Traitement des signaux	42
4.1.5.1	Analyse cinématique.....	42
4.1.5.2	Analyse des signaux EMG.....	42
4.1.6	Analyses statistiques	43
4.2	Résultats.....	44
4.2.1	Variables mécaniques	44
4.2.2	Indices EMG de fatigue musculaire.....	45
4.2.3	Analyses cinématiques.....	48
4.2.4	Indices EMG de coordination musculaire.....	51
4.3	Discussion.....	51
4.3.1	Variables mécaniques	51
4.3.2	Évaluation de la fatigue musculaire localisée (EMG et Borg)	52
4.3.3	Évaluation de la coordination musculaire et inter-segmentaire	53
5.	DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION	57
6.	RÉFÉRENCES	59

ANNEXE A	71
ANNEXE B	73

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Caractéristiques démographiques et physiques, ainsi que les mesures de performance des muscles du dos (force et endurance) pour les hommes et les femmes	16
Tableau 2. Statistiques descriptives et ANOVA correspondant aux indices EMG de fatigue	21
Tableau 3. Résultats correspondant à la validité de critère et la fidélité test-retest des indices EMG de fatigue.....	22
Tableau 4. Caractéristiques démographiques et physiques.....	27
Tableau 5. Séquence des étapes réalisées dans les deux sessions de mesure	30
Tableau 6. Moyennes (écarts-types) des taux d'utilisation musculaire et résultats statistiques correspondant aux six modalités d'exercice réalisées dans l'appareil avec charge externe ..	32
Tableau 7. Moyennes (écarts-types) des taux d'utilisation musculaire et résultats statistiques correspondant aux trois modalités d'exercice sur chaise romaine.....	34
Tableau 8. Caractéristiques démographiques, physiques et cliniques des sujets.....	40
Tableau 9. Résultats statistiques portant sur la signification des variables EMG de pentes	47
Tableau 10. Résultats statistiques portant sur la fatigue des différents groupes musculaires.....	48
Tableau 11. Résultats statistiques portant sur l'étude du mouvement des segments du tronc : Chaise romaine.....	49

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Exercices avec chaise romaine et sur appareil avec charge externe destinés aux muscles extenseurs du tronc.	6
Figure 2. Illustration de l'exercice sur chaise romaine original (A) et modifié en stabilisant le bassin avec une courroie (B) ou en appliquant une flexion de la hanche de 40° (C).	8
Figure 3. Illustration de différentes modalités possibles des exercices sur appareil avec charge externe.....	9
Figure 4. A. Évaluation des muscles extenseurs du tronc au moyen du dynamomètre Biodex auquel est attaché la chaise permettant l'évaluation des muscles du tronc.....	18
Figure 5. Valeurs moyennes des scores de perception de fatigue locale obtenue avec l'échelle de Borg (valeurs ajustées en fonction du temps limite: <i>Borg_p-locale</i>).	21
Figure 6. Taux d'utilisation musculaire (TUM) obtenus pour les six modalités d'exercice réalisées dans l'appareil avec charge externe.	33
Figure 7. Étendue de mouvement mesuré à L1 lors des différentes modalités d'exercice réalisées dans la chaise romaine à la session 2.	34

1. INTRODUCTION

1.1 Considérations épidémiologiques et problématique générale des lombalgies chroniques en réadaptation

L'ensemble des travailleurs ayant nécessité un programme individualisé de réadaptation (PIR), qui ne représente que 4 % de l'ensemble des dossiers de lésions professionnelles, a généré plus de 599 M \$ de frais entre 1999 et 2001, soit 38 % des dépenses totales (statistiques CSST). Les affections vertébrales constituant plus de 33 % des dépenses en PIR, il devient impératif de développer des outils de mesure valides et fidèles permettant de quantifier la présence de déficiences ou d'incapacités associées à la colonne vertébrale ainsi que des modalités de traitement efficaces afin de favoriser le retour au travail et réduire les coûts.

La problématique des lombalgies chroniques est complexe car elle est de nature multifactorielle. Elle implique des facteurs de risque occupationnels (mouvements répétés en flexion, torsion, de levées, poussées et tirées de charge, travail lourd et/ou répété, postures statiques, vibrations, etc.), physiques (faiblesse musculaire des muscles abdominaux et spinaux, fatigabilité des muscles spinaux, etc.) et psychosociaux (anxiété-détresse-stress, humeur-dépression, peurs et croyances et stratégies de « coping », comportements et cognitions associées à la douleur) (Ferguson and Marras 1997; Nachemson and Jonsson 2000). De plus, l'interaction entre les différents facteurs de risque semble changer au cours de la transition entre les phases aiguës - subaiguës et la phase chronique avec les facteurs de risque psychosocial prenant de plus en plus d'importance (Ferguson and Marras 1997; Nachemson and Jonsson 2000). Il n'est donc pas surprenant que les modalités d'intervention les plus efficaces vis-à-vis des patients souffrant d'une lombalgie chronique nécessitent une prise en charge multidisciplinaire, orientée vers une intervention cognitivo comportementale jumelée avec des exercices physiques.

1.1.1 Importance de l'exercice physique

Il ne fait maintenant aucun doute que les exercices physiques à eux seuls ont un effet sur la douleur et l'incapacité (Smeets *et al.* 2006a; van Tulder *et al.* 2000). Cependant, la plupart des essais cliniques randomisés (ECR) n'arrivent pas à démontrer la supériorité de certains types d'exercice par rapport à d'autres (Hayden *et al.* 2005a; van Tulder *et al.* 2000), ce qui laisse croire que les bienfaits de l'exercice se manifestent par les médiateurs psychologiques tels que la réduction des pensées catastrophiques et un meilleur contrôle interne de la douleur (Smeets *et al.* 2006b). En fait, les mécanismes d'action de l'exercice peuvent être de différents ordres. L'exercice peut induire des changements physiologiques (force et endurance musculaires, contrôle moteur) favorables au maintien de la stabilité lombaire, mais a aussi une influence sur des facteurs psychologiques, qui à leur tour peuvent avoir des bienfaits sur la douleur et l'incapacité prolongée. Pour l'instant, nous savons seulement que les exercices doivent être actifs (et non passifs) et que de meilleurs résultats cliniques sont généralement obtenus avec un dosage plus important (Hayden *et al.* 2005b; Vuori 2001).

Bien que le type d'exercice le plus approprié ne soit toujours pas bien défini, les essais cliniques incorporant un entraînement intensif des muscles du dos (> 4 semaines) donnent tous des résultats positifs sur les résultats cliniques comme, entre autres, la douleur (Kuukkanen and Malkia 1996; Lindstrom *et al.* 1992a; Lindstrom *et al.* 1992b; Manniche *et al.* 1988; Manniche *et*

al. 1991; Torstensen *et al.* 1998). Ces programmes de réadaptation ont tous un point en commun, soit de comprendre des exercices pour accroître la force et l'endurance des muscles du dos, deux qualités musculaires typiquement diminuées chez les sujets lombalgiques chroniques. Ce type d'exercice fera donc l'objet de la présente étude.

1.1.2 Force ou endurance des muscles spinaux ?

La force musculaire est le maximum de force qu'un muscle ou un groupe de muscles peut générer lors d'un patrons de mouvement spécifique et à une vitesse donnée. Elle est mesurée à partir de quelques efforts maximaux séparés d'une période de repos pour éviter que la fatigue interfère avec la mesure. L'endurance musculaire est la capacité à soutenir un effort dans le temps.

La force et la coordination des muscles dorso-lombaires étant responsables de la stabilité de la colonne vertébrale lombaire (Cholewicki *et al.* 1997; Panjabi 1992), un risque additionnel de récurrences, bien que toujours hypothétique, est toujours possible chez les personnes souffrant d'une lombalgie et démontrant de la faiblesse musculaire. Cependant, bien que la force musculaire puisse possiblement avoir un rôle relativement au maintien de la stabilité lombaire, il apparaît que l'endurance musculaire joue un rôle plus important. En effet, les études prospectives démontrent que **l'endurance des muscles du dos est la seule qualité musculaire permettant de prédire un premier épisode de maux de dos** (Adams *et al.* 1999; Biering-Sorensen 1984; Luoto *et al.* 1995). Elle a aussi démontré de la valeur pour prédire l'incapacité prolongée (Enthoven *et al.* 2003). D'ailleurs, plusieurs études rétrospectives démontrent que l'endurance musculaire caractérise mieux les sujets lombalgiques que la force (Holmstrom *et al.* 1992; Keller *et al.* 2001; Nicolaisen and Jorgensen 1985; Hultman *et al.* 1993).

Les résultats de quelques études suggèrent la présence d'un mécanisme de blessure possible qui ferait le pont entre une faible endurance musculaire et l'occurrence et/ou récurrence d'une lombalgie. En effet, il a été démontré que la mise en fatigue de la musculature du tronc mène à une diminution de la proprioception (Taimela *et al.* 1999), à une perte de la coordination de ces muscles (Parnianpour *et al.* 1988; Sparto *et al.* 1997a) et à une mise en charge progressive des tissus passifs de la colonne vertébrale (Dolan and Adams 1998; Marras and Granata 1997). Tous ces effets augmenteraient les risques de lésions lombaires car ils mettent en péril la stabilité de la colonne vertébrale, notamment lors de chargements soudains. Or, les sujets lombalgiques démontrent une fatigabilité accrue au niveau des muscles du dos, et parfois même sans démontrer de signe de faiblesse musculaire (Holmstrom *et al.* 1992; Hultman *et al.* 1993), ce qui les rendrait plus à risque d'avoir des rechutes. Pour ces raisons, plusieurs experts proposent maintenant un entraînement des muscles dorso-lombaires plus orienté vers le développement de l'endurance, plutôt que la force, lors du processus de réadaptation physique (Jorgensen 1997; McGill 1998; Moffroid *et al.* 1993).

1.1.3 Mise en perspective du présent projet de recherche

Selon les résultats cités plus haut, il est logique de croire que l'endurance des muscles du dos ait aussi un **effet protecteur par rapport aux récurrences** de lombalgies, mais cela n'est toujours pas documenté à l'heure actuelle. Cependant, avant d'évaluer cette possibilité avec un essai clinique randomisé, il faut d'abord identifier la méthode optimale d'entraînement pour améliorer

l'endurance des muscles spinaux. Ceci n'est pas clair à l'heure actuelle, comme il sera illustré dans la prochaine section. De plus, avant même de répondre à cette question, il faudra s'assurer de développer des outils d'évaluation de la fatigue des muscles spinaux. Cette étape, qui constituera le premier volet du présent projet de recherche, est nécessaire pour bien objectiver les effets d'un programme d'entraînement en endurance ou, dans le cas qui nous intéresse plus spécifiquement ici, à documenter le niveau de fatigue musculaire développé lors de différentes modalités d'exercices. Dans la prochaine section, l'état des connaissances en ce qui a trait à ces deux thèmes sera brièvement exposé afin de mener aux hypothèses de recherche.

1.2 Bilan des connaissances scientifiques

La revue de la littérature couvrira les thématiques suivantes: (1) l'évaluation de la fatigue musculaire avec l'électromyographie (EMG) de surface, une technique de mesure très utile pour objectiver ce phénomène (section 2.1), (2) la description des exercices en endurance des muscles spinaux actuellement utilisés (section 2.2) et (3) une description de certains phénomènes concomitants à la fatigue musculaire (compensations musculaires) dont on doit tenir compte pour s'assurer que les exercices prescrits rencontrent les objectifs visés (section 2.3).

1.2.1 Évaluation de la fatigue musculaire avec l'EMG de surface

L'EMG de surface est une technique de mesure intéressante pour quantifier l'apparition de la fatigue musculaire, car elle permet de détecter la progression de la fatigue musculaire (critère physiologique) avant même que les muscles ne présentent une baisse de force (critère mécanique) (Mannion *et al.* 1997a; Roy *et al.* 1997). De plus, les mesures EMG permettent de détecter la présence de fatigue musculaire lors de contractions sous-maximales de durée limitée, ce qui rend leur application pratique autant en ergonomie où les tâches évaluées sont généralement d'intensité modérée qu'en réadaptation où les patients ont de la difficulté à produire un effort prolongé ou d'intensité maximal. Cette mesure permet donc une évaluation purement objective de la fatigue musculaire, car elle est indépendante de la motivation des sujets. Il est possible de quantifier la fatigue musculaire avec l'EMG lors de différentes tâches allant des contractions musculaires statiques aux contractions dynamiques.

Les conditions idéales pour permettre de quantifier la fatigue musculaire avec l'EMG de surface nécessitent des contractions musculaires statiques (sans mouvement) à un niveau d'intensité donné (Mannion *et al.* 1997a), ceci afin de contrôler certaines variables (changement de force et longueur musculaires) qui affectent la stationnarité du signal EMG. En fait, ce sont les méthodes d'analyse du signal EMG (transformées rapides de Fourier ou TRF) qui nécessitent ces contraintes. Afin d'évaluer le niveau de fatigue musculaire associé à une tâche complexe (études ergonomiques), le protocole généralement utilisé est de faire une contraction musculaire statique de courte durée (5 s) au début et juste après la tâche en question (Hagg *et al.* 2000). Les changements pré-post dans les signaux EMG correspondants servent alors à quantifier la fatigue musculaire. Il est évident que dans le contexte de la présente étude, il serait préférable de quantifier la fatigue musculaire durant les cycles de flexion-extension du tronc, c'est-à-dire lors de contractions dynamiques, car la plupart des exercices impliquent ce type de contractions. Certaines études ont fait un pas dans ce sens en démontrant qu'il est possible de détecter la fatigue musculaire en condition dynamique avec les méthodes conventionnelles d'analyse fréquentielle du signal EMG (TRF) (Kankaanpaa *et al.* 1997; MacIsaac *et al.* 2001). Cependant,

afin de réduire les effets néfastes de non-stationnarité du signal EMG, les tâches et les mesures doivent être suffisamment standardisées et plusieurs mesures doivent être moyennées. Standardiser une tâche dynamique implique le contrôle de l'amplitude et de la vitesse de mouvement tout en contrôlant la force, alors que le seul paramètre à contrôler est la force lors de contractions statiques. Malgré ces difficultés, des effets d'entraînement ont été détectés avec cette approche pour les muscles du dos (Kankaanpaa *et al.* 1999). Cependant, ces méthodes ne garantissent pas que le phénomène observé soit purement physiologique et que certaines variations ne sont pas dues à la non-stationnarité du signal EMG.

Différentes techniques d'analyse du contenu spectral du signal EMG, dont **les transformées en ondelettes** (Wavelets analysis), permettent maintenant de composer avec des signaux non stationnaires (Bonato 1996; Karlsson *et al.* 2000; Sparto *et al.* 2000; von Tscherner 2000). Il apparaît donc **maintenant possible de quantifier la fatigue musculaire en condition dynamique** avec ces nouveaux outils d'analyse. Les transformées en ondelettes ont aussi l'avantage d'accroître la résolution des estimations du contenu fréquentiel du signal EMG (Samar *et al.*, 1999). La résolution accrue apportée par les transformées en ondelettes permet de réduire les erreurs d'estimation du contenu fréquentiel du signal EMG par rapport aux estimations faites avec les TRF lors de contractions musculaires statiques (Karlsson *et al.*, 1999). Lors de conditions dynamiques, les estimations faites avec les transformées en ondelettes se comparent aussi favorablement par rapport aux autres techniques d'analyse qui permettent de composer avec des signaux non-stationnaires (Karlsson *et al.*, 2000). Il apparaît donc logique que les phénomènes physiologiques étudiés seront détectés avec plus de précision, ce qui permettrait de mieux discriminer des groupes de sujets.

En ce qui a trait à l'évaluation de la fatigue musculaire, la tendance (pente) des estimés spectraux dans le temps représente l'indice EMG de choix. **Étant donné le temps de calcul beaucoup plus important qui est requis avec l'analyse par ondelettes, il devient intéressant d'évaluer s'il est possible d'obtenir des indices EMG de fatigue musculaire comparables avec les deux approches.** Or, très peu de travaux ont permis de comparer les indices EMG calculés à partir des estimés spectraux obtenus avec les TRF et les transformées en ondelettes. Les travaux de Sparto menés en conditions statiques (Sparto *et al.* 2000) suggèrent que les transformées en ondelettes permettent de détecter avec une meilleure précision la fatigue musculaire dans le signal EMG que les méthodes basées sur les TRF. Ces résultats supportent l'idée qu'une diminution des erreurs aiderait à différencier des niveaux de fatigue différents (tâches ou sujets différents) sur le plan statistique. Sparto *et coll.* sont les seuls à avoir vérifié la validité de critère des indices EMG de fatigue musculaire basés sur les ondelettes (famille Daubechies), et ceci pour l'évaluation de la fatigue des muscles du dos au moyen d'un dynamomètre isocinétique ($n = 16$ sujets) (Sparto *et al.* 1999). Les résultats étaient satisfaisants (corrélations jusqu'à $-0,80$ avec leur critère de fatigue) mais aucune comparaison directe n'avait été réalisée avec l'approche utilisant les TRF, c'est-à-dire en considérant les mêmes bandes de fréquences. À part la validité de critère, un autre critère permettant de comparer les deux techniques d'analyse serait d'évaluer leur fidélité test-retest, ce qui n'a pas non-plus été fait jusqu'à maintenant. Des travaux doivent donc être réalisés dans ce sens mais en adoptant une approche plus systématique et en utilisant différents critères de comparaisons.

L'objectif du premier volet (volet I) de la présente étude sera donc de comparer la validité et la fidélité test-retest des indices EMG de fatigue musculaire calculés à partir des deux techniques

d'analyse (TRF et transformées en ondelettes). L'objectif secondaire sera d'évaluer la praticabilité d'utiliser ce protocole, mais sans atteindre l'épuisement (tâche sous-maximale), pour évaluer l'endurance des muscles spinaux pour une éventuelle application chez des personnes souffrant d'une lombalgie chronique.

1.2.2 Exercices pour développer l'endurance des muscles spinaux

Différents exercices faits au sol sont proposés pour les muscles spinaux (McGill 2002). La plupart de ces exercices représentent un bon point de départ dans un programme d'entraînement, notamment pour diminuer les peurs du mouvement. Cependant, ces exercices sont rapidement limités par leur intensité (Arokoski *et al.* 1999; Kavcic *et al.* 2004) qui est insuffisante pour obtenir des gains physiologiques significatifs menant à une augmentation de l'endurance musculaire. D'ailleurs, les études de Manniche (Manniche *et al.* 1991; Manniche *et al.* 1993; Manniche 1995) ont clairement démontré l'importance du dosage de l'entraînement en endurance (niveau de résistance + nombre de répétitions) sur l'amélioration des sujets souffrant de maux de dos chroniques. Nous traiterons donc des types d'exercice qui se réalisent surtout en milieu de réadaptation ou en salle d'entraînement, car un équipement est nécessaire et une supervision minimale est requise afin de faire un programme d'entraînement progressif. Il s'agit des exercices d'extension du tronc en position couchée, exécutés sur une chaise romaine (appareil typique illustré à la **Figure 1A**), et où le tronc et les membres supérieurs servent de charge et des exercices sur appareil avec charge externe (appareil typique illustré à la **Figure 1D**) où la charge (plaques de métal) est transmise par un système de câbles, poulies, et leviers.

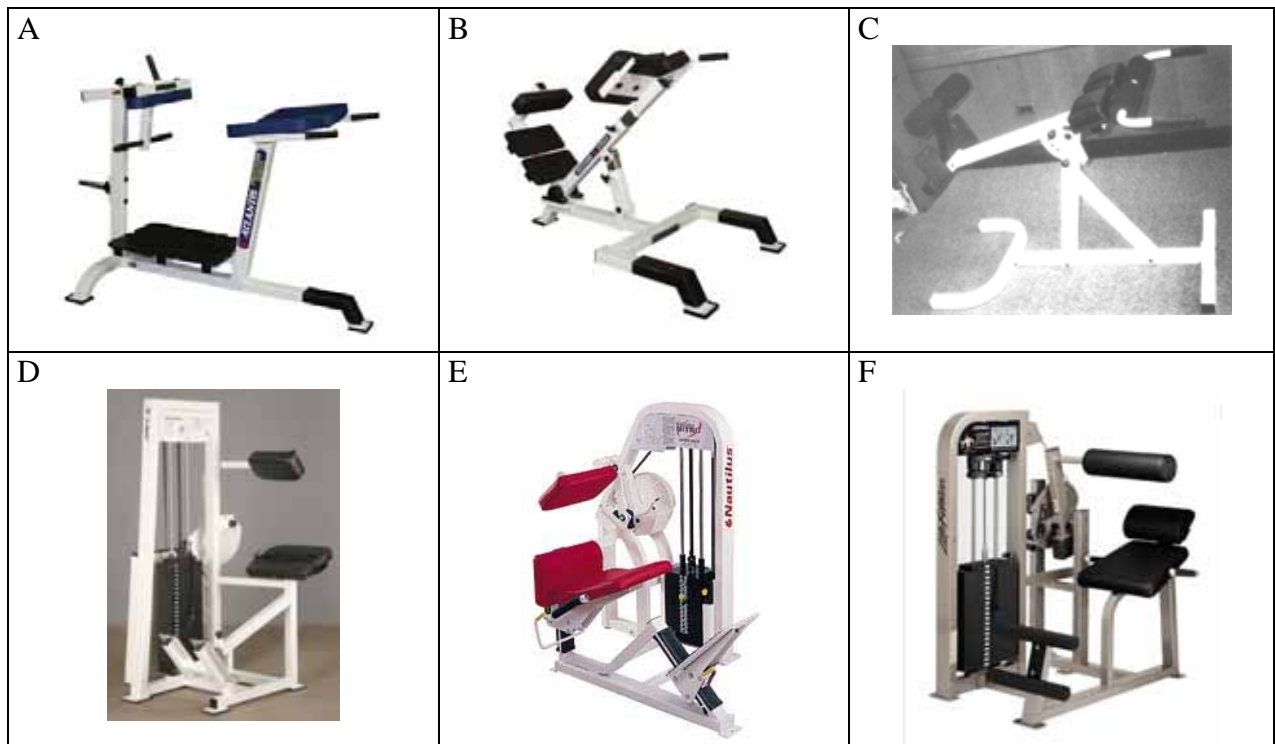


Figure 1. Exercices avec chaise romaine et sur appareil avec charge externe destinés aux muscles extenseurs du tronc.

Exercices avec chaise romaine (A, B et C) et sur appareil avec charge externe (D, E et F). En B, le sujet est positionné à 45° de manière à réduire la difficulté de l'exercice (lorsque le tronc est dans le prolongement des membres inférieurs). En C, le tronc peut être positionné à différents angles de manière à assurer une progression plus graduelle de l'intensité de l'exercice au cours de la réadaptation (permet la position illustrée en B jusqu'à la position illustrée en A). En D, le sujet adopte une position semi-assise (genoux $\approx 45^\circ$, siège légèrement incliné vers l'avant, bassin n'est pas stabilisé). En E, le sujet adopte une position assise (genoux à 90° , bassin partiellement stabilisé avec coussin arrière). En F, la position est semi-assise et le bassin est partiellement stabilisé (coussin arrière).

1.2.2.1 Exercices avec chaise romaine

Un des exercices les plus populaires pour développer l'endurance des muscles spinaux est celui qui implique une série de flexion-extension du tronc à l'aide d'une chaise romaine (**Figure 1A**). Ce type d'exercice a l'avantage d'être simple car le poids du haut du corps sert de charge, peu coûteux car le matériel requis est relativement modeste, et permet d'exercer les muscles sur une grande amplitude de mouvement. Les études biomécaniques (Plamondon *et al.* 1999; Plamondon *et al.* 2002) et électromyographiques (EMG) (Plamondon *et al.* 1999; Plamondon *et al.* 2002; Arokoski *et al.* 1999) ont démontré que l'intensité de contraction maximale des muscles spinaux était de l'ordre de 40-50 % de la force maximale de sujets sains et que cette intensité était suffisante pour un entraînement d'endurance musculaire. En utilisant une chaise romaine ou tout simplement une table coussinée, il est possible d'avoir une gradation progressive de l'intensité de

l'exercice en positionnant les membres supérieurs de différentes façons ou en prenant une charge dans les mains lors de l'exercice (Plamondon *et al.* 2002; Smidt and Blanpied 1987). L'appareil illustré à la **Figure 1C** (chaise romaine à angle variable) permet une gradation plus complète en faisant varier l'angle du tronc par rapport à l'horizontale (Mayer *et al.* 1999).

L'exercice sur chaise romaine met aussi à contribution les muscles extenseurs de la hanche (fessiers, ischio-jambiers), ce qui peut représenter un problème en ce qui concerne sa spécificité pour recruter les muscles spinaux. En effet, plusieurs études EMG démontrent que ce groupe musculaire se fatigue plus rapidement que les muscles spinaux (Clark *et al.* 2003; Clark *et al.* 2002; Kankaanpaa *et al.* 1998a; Moffroid *et al.* 1994; Plamondon *et al.* 2002; Verna *et al.* 2002), ce qui limiterait la durée de l'exercice et empêcherait un entraînement adéquat des muscles spinaux. D'autres résultats issus d'un entraînement de six semaines des sujets lombalgiques supportent cette hypothèse (Moffroid *et al.* 1993). En effet, bien que le temps de maintien du tronc (test d'endurance des muscles extenseurs du tronc; voir **Figure 2A**) ait été amélioré de 22 %, aucun changement n'a été observé au niveau de l'endurance des muscles spinaux, telle que mesurée avec l'EMG de surface. Il faudrait possiblement un entraînement plus long afin que les extenseurs de la hanche deviennent suffisamment endurants pour que les muscles spinaux se fatiguent à leur tour lors de l'entraînement. Ce problème de spécificité retarderait donc les adaptations physiologiques musculaires spécifiques aux muscles spinaux. Si l'effet protecteur d'une bonne endurance des muscles spinaux est recherché de manière à garantir une bonne stabilité lombaire, il est nécessaire que les exercices puissent induire des adaptations physiologiques spécifiques aux muscles de la région lombaire, en l'occurrence les muscles spinaux.

Il apparaît nécessaire, dans la mesure du possible, d'apporter des modifications à l'exercice sur chaise romaine de manière à imposer une charge relative inférieure sur les muscles extenseurs de la hanche et/ou d'augmenter la charge relative des muscles spinaux. Or, l'ajout d'une charge supplémentaire (dans un harnais ou en tenant un poids dans les mains) produit l'effet contraire, c'est-à-dire que la charge est prise surtout par les extenseurs de la hanche et peu par les muscles spinaux (Plamondon *et al.* 2002; Clark *et al.* 2002). Dederling *et al.* (1999) proposent un exercice sur chaise romaine modifiée qui consiste à positionner le sujet de manière à induire un angle de flexion de 40° de la hanche (**Figure 2C**), ceci afin de donner un avantage mécanique aux muscles ischio-jambiers. En effet, leurs bras de levier sont maximaux à cet angle (Nemeth and Ohlsen 1985). Cette méthode permet aussi d'allonger les muscles en question, ce qui leur donne un autre avantage (plus fort) lié à la relation musculaire tension-longueur. Ces deux avantages permettraient donc de réduire la charge relative imposée sur ces muscles et conséquemment de réduire l'apparition de fatigue musculaire. D'ailleurs, les valeurs de temps maximal de maintien de la position (contraction statique) rapportées par ce groupe de recherche (Dederling *et al.* 1999; Dederling *et al.* 2000) sont beaucoup plus élevées (de 295 à 385 s selon le sous-groupe de sujets) que les valeurs rapportées pour l'exercice sur chaise romaine conventionnel (de 109 à 220 s maximum selon l'étude) (Kankaanpaa *et al.* 1998a; Keller *et al.* 2001; Mannion and Dolan 1994; Mannion *et al.* 1997a; Nordin *et al.* 1987; Sparto *et al.* 1997b) pour différents échantillons (hommes ou femmes) de sujets sains, ce qui supporte leur hypothèse. Cependant, cette hypothèse n'a pas été vérifiée avec l'EMG de manière à déterminer la fatigue respective des deux groupes musculaires impliqués (extenseurs de la hanche, spinaux). Une autre étude rapporte aussi des valeurs de temps maximal élevées (4,7 minutes) avec l'exercice sur chaise romaine conventionnel (Novak *et al.* 1993). Est-ce que ces performances seraient attribuables à l'ajout de

sangles pour bien immobiliser le bassin (**Figure 2B**) ? Difficile à dire. Les auteurs rapportent ne pas avoir observé de fatigue des muscles extenseurs de la hanche avec l'EMG de surface, mais ne fournissent pas de résultats pour appuyer cette affirmation. Une seule étude a évalué l'effet de stabiliser le bassin lors de ce type d'exercice (avec un dispositif rigide) mais les conditions expérimentales n'étaient pas contre-balancées (moitié des sujets font conditions A et B et autre moitié font conditions B et A), les procédures d'analyse des signaux EMG très peu documentées et la mesure de l'activation des muscles extenseurs de la hanche n'a pas été considérée (Benson *et al.* 2002). Nous ne rapportons donc pas leurs résultats étant donné la très pauvre qualité de leur méthodologie. Aucune évidence ou explication valable n'est disponible à l'heure actuelle, ce qui rend difficile la formulation d'hypothèses de recherche. Cependant, cela n'empêche pas, à titre exploratoire, de vérifier ce qui se produit dans cette condition. Il serait donc important d'évaluer si les deux modalités de l'exercice sur chaise romaine décrites plus haut sont plus spécifiques en ce qui a trait à l'activation des muscles spinaux comparativement à l'activation des extenseurs de la hanche. Le volet II du présent projet de recherche permettra de combler cette lacune.

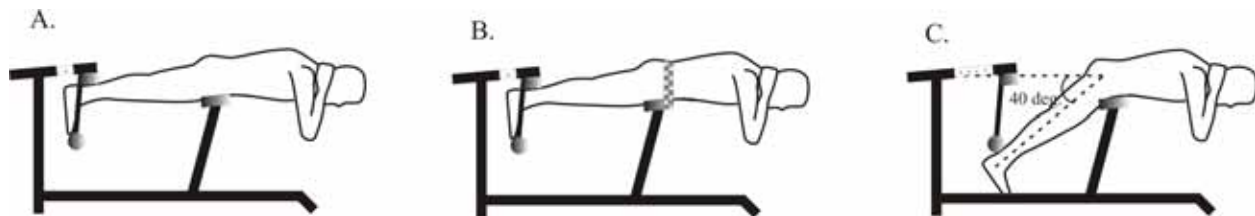


Figure 2. Illustration de l'exercice sur chaise romaine original (A) et modifié en stabilisant le bassin avec une courroie (B) ou en appliquant une flexion de la hanche de 40° (C).

1.2.2.2 Exercices avec appareils de musculation

L'exercice sur chaise romaine est populaire, car il est relativement simple à administrer (intensité déterminée par la masse du haut du corps) et peu coûteux (équipement modeste) et c'est pourquoi il serait préférable de trouver une solution pour améliorer son efficacité. Par contre, la méthode la plus utilisée en dynamométrie, soi-disant pour isoler l'action des muscles spinaux, est de contraindre le mouvement des membres inférieurs et du bassin, ce qui nécessite l'emploi d'appareils plus sophistiqués (Graves *et al.* 1992; Lariviere *et al.* 2001b; Petersen *et al.* 1987; Smidt *et al.* 1983). Il existe une gamme d'appareils permettant de positionner les membres inférieurs à différents angles (genoux généralement à 90° ou 45°) et de stabiliser ou non le bassin (**Figures 1D, 1E et 1F**).

Bien que certains auteurs proposent que la stabilisation du bassin soit une solution à la fois pour augmenter la contribution des muscles spinaux et diminuer la contribution des extenseurs de la hanche (Graves *et al.* 1994; Smidt *et al.* 1983), les quelques évidences disponibles ne supportent que la première proposition. D'ailleurs, les seules études qui ont permis de mettre en lumière l'avantage de la stabilisation ont été réalisées par le même groupe de recherche. Ils utilisent un appareil permettant de stabiliser les membres inférieurs et d'appuyer le sacrum avec un coussin afin de limiter l'extension du bassin (Graves *et al.* 1992; Graves *et al.* 1994; Graves *et al.* 1990b; Graves *et al.* 1990a). Graves *et al.* (1994) ont d'ailleurs clairement démontré l'efficacité de cette

approche, car les effets d'entraînement en force des muscles spinaux n'ont été observés que pour le groupe entraîné avec une stabilisation du bassin, l'autre groupe (sans stabilisation) n'ayant démontré aucune amélioration. Une étude EMG réalisée par le même groupe a d'ailleurs évalué l'effet de positionner ou non un coussin (contre le sacrum) sur l'activation des muscles spinaux, fessiers et ischio-jambiers (Udermann *et al.* 1999). L'ajout du coussin a augmenté l'activation de tous les groupes musculaires, mais cette différence (3-5% EMGmax) n'était pas assez grande pour atteindre la signification statistique ($P = 0,063$). Peut-être ont-ils manqué de puissance statistique ($n = 12$ sujets). Cependant, il est aussi possible que limiter l'antéversion du bassin, en plus de la rétroversion, favoriserait encore plus l'activation des muscles spinaux. D'ailleurs, quelques études ont démontré l'efficacité de cette approche pour réduire le mouvement du bassin (Petersen *et al.* 1987; Smidt *et al.* 1983). Malheureusement, aucune analyse EMG n'avait été réalisée dans ces études et les conditions expérimentales de stabilisation ne permettaient pas de déterminer si cette méthode est plus efficace que la méthode avec appui postérieur du bassin. Le volet II de la présente étude permettra de vérifier cette hypothèse. D'ailleurs, ce volet II permettra aussi d'évaluer les différentes modalités possibles en ce qui a trait à la position du sujet (assise ou semi-assise) et le niveau de stabilisation du bassin (**Figure 3**), ce qui reflétera mieux la gamme d'appareils disponibles sur le marché. La position semi-assise permet notamment d'allonger les ischio-jambiers afin de leur donner un avantage mécanique selon la relation tension-longueur.

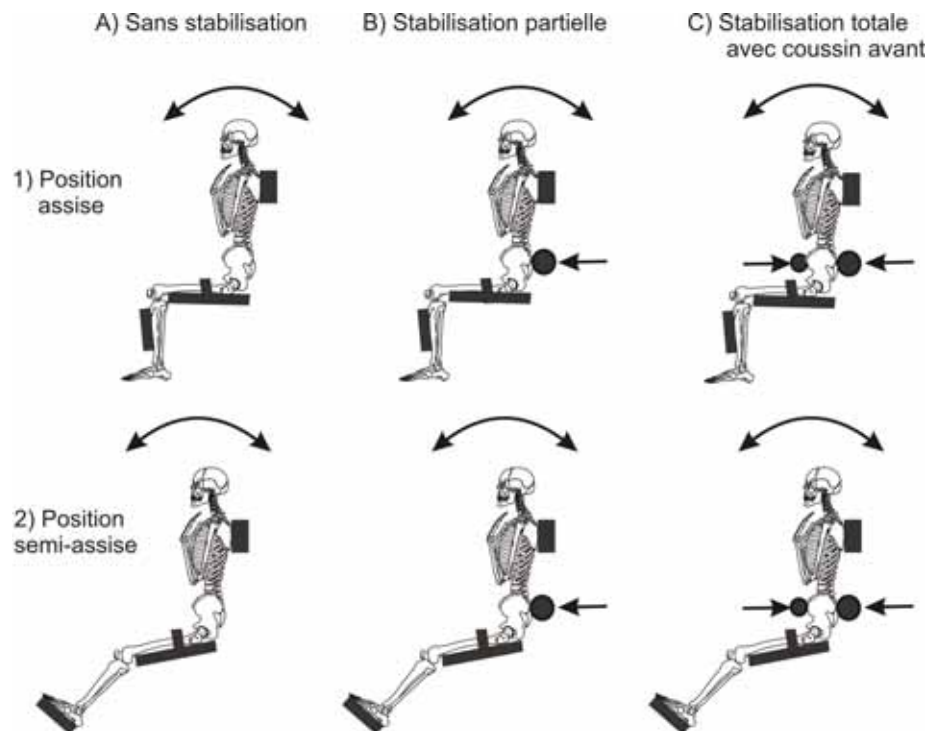


Figure 3. Illustration de différentes modalités possibles des exercices sur appareil avec charge externe.

Le sujet est positionné en position assise (siège à l'horizontale, genoux fléchis à 90°, avec appui avant des jambes) ou semi-assise (siège légèrement incliné vers l'avant, genoux fléchis à 45°, avec appui sous les pieds). De la gauche vers la droite, on remarque que le bassin peut aussi être plus ou moins stabilisé à l'aide de coussins (identifiés par des flèches) placés devant et/ou derrière.

1.2.3 **Phénomènes de compensations musculaires lors de la fatigue**

Les résultats de récentes études démontrent que lorsque l'exercice sur chaise romaine est utilisé pour produire une fatigue musculaire très importante, les muscles de la région lombaire (muscles du bas du dos) sont désactivés peu à peu alors que les muscles extenseurs de la hanche démontrent une hausse de leur activation (Clark *et al.* 2003; Clark *et al.* 2002). Une désactivation progressive des muscles de la région lombaire a aussi été observée lors de tâches de levée de charge menant à la fatigue (Dolan and Adams 1998; Essendrop *et al.* 2002) et où aucune stabilisation externe du bassin n'était offerte, comme pour l'exercice sur chaise romaine. Le phénomène a même été observé lors d'exercices faits sur appareils où des efforts avaient été faits pour stabiliser le bassin (Robinson *et al.* 1992). Encore ici, faute d'une stabilisation adéquate du bassin, il apparaît parfois difficile d'entraîner les muscles de la région lombaire. Il s'agit possiblement d'une stratégie du système nerveux pour retarder une fatigue musculaire excessive, mais des mesures additionnelles seraient nécessaires pour expliquer ces résultats. À notre connaissance, deux possibilités peuvent expliquer ces résultats.

La première possibilité voudrait qu'il y ait une flexion graduelle au niveau lombaire au cours de l'exercice (au cours des répétitions répétées), telle qu'observée lors des tâches de levée de charge menant à la fatigue (Dolan and Adams 1998; Essendrop *et al.* 2002). Cette flexion lombaire permettrait d'utiliser les structures passives de la colonne vertébrale lombaire (ligaments) ainsi que les muscles profonds de la colonne vertébrale (Andersson *et al.* 1996) pour compenser pour la désactivation des muscles de la région lombaire. Cette flexion serait alors conservée (posture statique) pour le reste de l'exercice. Afin de compenser pour cette flexion lombaire, le mouvement se concentrerait alors plus au niveau des hanches (soulèvement des fesses) car le bassin n'est pas complètement immobilisé par l'appui avant. Cette hypothèse est en ligne avec deux faits : (1) les contractions musculaires statiques sont moins fatigantes que les contractions musculaires dynamiques (Bergstrom and Hultman 1988) et (2) les contractions statiques permettent de générer plus de force musculaire que les contractions dynamiques (relation tension-vélocité de contraction). Cependant, pour en faire la démonstration, il faudra documenter le mouvement des hanches et de la lordose lombaire, ce qui sera fait dans la présente étude (volet III).

La deuxième possibilité voudrait que la désactivation des muscles de la région lombaire soit compensée par une plus grande activation d'autres muscles synergistes, soit les longs dorsaux de la partie thoracique. Ce phénomène, communément appelé « load sharing », a été observé pour les muscles du dos en situation de fatigue (van Dieen *et al.* 1993; Scheerlink-Bunkens and Jorgensen 1999) et est suggéré comme mécanisme pour retarder l'apparition de fatigue musculaire. Ce phénomène a aussi été observé lorsqu'il y a désactivation des muscles de la partie lombaire lors d'une flexion du tronc (Potvin *et al.* 1991; Toussaint *et al.* 1995). Encore ici, des mesures additionnelles (plusieurs électrodes de surface) doivent être considérées afin de ne pas se limiter à l'étude des muscles de la région lombaire. Une analyse plus exhaustive permettra non seulement d'observer ces phénomènes, mais aussi de les expliquer, ce qui sera d'une grande utilité pour élaborer des programmes d'exercice pour les muscles spinaux. En effet, afin d'entraîner les muscles de la région lombaire, il faudra identifier les exercices qui obligeront l'utilisation des muscles de la région lombaire.

Une autre variable importante dont il faut tenir compte dans ce type d'analyse biomécanique des différents types d'exercices des muscles spinaux est la **présence ou non d'une lombalgie**. Plusieurs études ont en effet démontré des patrons d'activation musculaire différents chez les sujets lombalgiques chroniques par rapport à des sujets sains [voir revue de (van Dieen *et al.* 2003b)]. Cependant, les analyses EMG de Kankaanpaa (Kankaanpaa *et al.* 1998b) sont des plus intéressants car ils démontrent que lors d'une contraction isométrique en extension du tronc [50% de la force maximale volontaire (FMV)] au moyen d'un dynamomètre (position assise), les muscles fessiers se fatiguent plus rapidement chez des sujets lombalgiques que chez les sujets sains alors qu'aucune différence n'était observée pour les muscles spinaux. Cela implique peut-être que les sujets lombalgiques ont tendance à plus utiliser les muscles extenseurs de la hanche par rapport aux muscles spinaux lors de ce type d'exercice, ceci afin de réduire la demande des muscles spinaux par le biais d'un mécanisme impliquant certains tissus passifs (ligament sacrotubéreux, fascia thoraco-lombaire) établissant un lien entre les muscles extenseurs de la hanche et les muscles spinaux (Pool-Goudzwaard *et al.* 1998). Il apparaît donc fondamental de vérifier si les résultats observés chez les sujets sains seront généralisables chez la clientèle visée (sujets lombalgiques chroniques) car les patrons d'activation musculaire peuvent être différents (volet III du projet de recherche).

1.3 Objectifs et hypothèses de recherche

Le présent projet de recherche comporte trois volets. Le premier volet consiste à implanter (établir les procédures expérimentales), à raffiner (apporter des changements à la lumière d'essais avec sujets pilotes) et à valider un protocole d'évaluation de la fatigue des muscles spinaux basé sur l'EMG de surface lors de contractions musculaires dynamiques (Kankaanpaa *et al.* 1997). Nous nous sommes inspirés des travaux de Sparto *et al.* (1999) réalisés aussi au moyen d'un dynamomètre isocinétique et qui ont permis de valider avec succès des indices EMG de fatigue des muscles du dos basés sur des transformées en ondelettes (famille daubechies). Bien que ces protocoles soient déjà documentés (et validés) dans la littérature, nous nous assurerons de la validité d'un protocole similaire en regard de l'utilisation d'un nouvel équipement (dynamomètre isocinétique Biodex) et des nouvelles techniques d'analyse du signal EMG (transformées en ondelettes différentes présentées plus loin). Ce volet de l'étude permet de valider l'utilisation des nouvelles techniques d'analyse du signal EMG (transformées en ondelettes) en situation dynamique de manière à les utiliser dans le volet III du projet de recherche. Ce projet permet aussi d'évaluer la praticabilité d'utiliser ce protocole, mais sans atteindre l'épuisement (tâche sous-maximale), pour évaluer l'endurance des muscles spinaux pour une éventuelle application chez des personnes souffrant d'une lombalgie chronique.

Le deuxième volet du projet de recherche a pour objectif d'évaluer l'effort relatif des muscles extenseurs de la hanche et spinaux lors de différentes modalités de l'exercice sur chaise romaine et sur appareil avec charge externe (**Figures 2 et 3**, respectivement). Les résultats de l'exercice sur chaise romaine ne sont pas comparés aux résultats avec appareil, car la charge imposée par ces deux types d'exercice est totalement différente, ce qui rend cette comparaison superflue. La meilleure modalité d'exécution pour chaque type d'exercice (chaise romaine, appareil avec charge externe) sera sélectionnée en évaluant l'effort relatif des groupes musculaires impliqués lors des premiers cycles de flexion-extension. Le critère d'effort relatif, qui sera quantifié à l'aide de l'EMG en calculant le taux d'utilisation musculaire (par rapport à l'activation musculaire maximale), sera utilisé ici, car c'est ce critère (en fait, la charge relative) qui détermine

principalement la fatigue musculaire (Monod and Scherrer 1957; Rohmert 1960). Le choix de ce critère permettra d'obtenir les mesures requises avant que la fatigue musculaire se produise, c'est-à-dire avec seulement quelques cycles de flexion-extension du tronc. Cela a l'avantage de pouvoir réaliser plusieurs modalités d'exercice dans une même séance d'évaluation en laboratoire. Réaliser chaque modalité d'exercice jusqu'à la fatigue aurait nécessité une période de récupération minimale d'une journée, ce qui rehausserait de beaucoup les coûts et le temps alloué au projet et compliquerait le recrutement des sujets.

Le troisième volet du projet de recherche a pour objectif d'évaluer si la meilleure modalité d'exercice sur chaise romaine et la meilleure modalité sur appareil avec charge externe (sélectionnées au volet II) permettent de fatiguer plus spécifiquement les muscles spinaux par rapport aux extenseurs de la hanche. Dans ce volet, l'emphase est mise sur la validité externe des résultats, car les exercices ont été réalisés jusqu'à épuisement (conditions d'entraînement en endurance). De plus, différents indicateurs EMG de fatigue musculaire ont été évalués autant chez des sujets sains que chez des sujets lombalgiques chroniques afin de vérifier si les résultats sont généralisables à notre clientèle d'intérêt. Ayant seulement deux modalités d'exercice à évaluer, les sujets n'ont eu alors que deux séances d'évaluation en laboratoire à réaliser.

Objectifs et hypothèses de recherche

Le premier objectif (volet I) est d'implanter et de valider un protocole d'évaluation dynamique de l'endurance des muscles du dos basé sur l'EMG de surface. Les hypothèses associées à cet objectif sont :

Hypothèse 1.1 : Un ensemble limité d'indices EMG permettra de prédire l'endurance musculaire telle que définie par le critère mécanique de fatigue musculaire (temps maximal de maintien de la tâche répétitive ou cyclique).

Hypothèse 1.2 : Les indices EMG issus des traitements de signaux EMG avec transformées en ondelettes seront plus valides que les indices calculés avec les transformées de Fourier.

Hypothèse 1.3 : Un sous-ensemble d'indices EMG sera fidèle.

Le deuxième objectif (volet II) est de comparer l'efficacité de différentes modalités d'exercice ayant le potentiel de réduire l'action des extenseurs de la hanche et/ou d'augmenter l'action des muscles spinaux. Les hypothèses associées à cet objectif, applicables aux deux types d'exercice (chaise romaine, appareil avec charge externe) sont :

Hypothèse 2.1 : Une stabilisation du bassin augmenterait le recrutement des muscles spinaux.

Hypothèse 2.2 : Le changement de position des membres inférieurs, permettant un allongement des extenseurs de la hanche et/ou un allongement de leurs bras de levier, réduirait l'activation des muscles extenseurs de la hanche.

Le troisième objectif (volet III) est d'évaluer si les meilleurs exercices (sélectionnés au volet II) permettent de générer de la fatigue musculaire au niveau des muscles spinaux lors d'une séance d'entraînement chez des sujets sains et que ces résultats sont généralisables à des sujets lombalgiques chroniques. Les hypothèses associées à cet objectif sont :

Hypothèse 3.1 : Les muscles spinaux présenteront des signes de fatigue musculaire (critère EMG) plus importants que les muscles extenseurs de la hanche lors de l'exécution des deux modalités d'exercices sélectionnées au volet II

Hypothèse 3.2 : Les sujets lombalgiques atteindront un niveau de fatigue musculaire comparable aux sujets lombalgiques, en ce qui à trait aux muscles spinaux, à la fin des deux modalités d'exercices sélectionnées au volet II, mais ceci avec un moins grand nombre de répétitions.

Hypothèse 3.3 : Lors de l'exécution de l'exercice sur chaise romaine (hypothèse 3.2.1), la contribution relative des mouvements à la hanche et au niveau lombaire pour générer l'étendue de mouvement global du tronc changera dans le temps (au cours d'une série de flexion-extension) dépendant du niveau de fatigue des muscles extenseurs de la hanche ou spinaux. Lors de l'exécution de l'exercice avec appareil (hypothèse 3.2.2), la contribution relative des mouvements à la hanche sera et restera négligeable alors que la contribution relative au niveau lombaire sera importante et demeurera la même tout au long de l'exercice.

Hypothèse 3.4 : Il y aura des phénomènes de compensations musculaires entre les muscles synergistes du dos lors de l'exécution des deux modalités d'exercices sélectionnées au volet II.

Étant donné que ce projet comporte trois volets distincts requérant des méthodologies et analyses relativement différentes, les sections méthodologie, résultats et discussion associées à chacun des volets seront séparées dans les sections 4 (volet I), 5 (volet II) et 6 (volet III), tout en prenant soin de ne pas répéter les informations d'une section à l'autre. Une brève discussion générale suivra suivie des recommandations et de la conclusion.

2. VOLET I – ÉVALUATION ÉLECTROMYOGRAPHIQUE DE LA FATIGUE DES MUSCLES SPINAUX LORS DE CONTRACTIONS DYNAMIQUES : COMPARAISON ENTRE LES TRANSFORMÉES RAPIDES DE FOURIER ET LES TRANSFORMÉES EN ONDELETTES

Rappel des objectifs : Le principal objectif de ce premier volet était de comparer les indices EMG de fatigue musculaire calculés à partir de deux méthodes d'analyse du contenu fréquentiel (TRF et ondelettes), en terme de validité et de fidélité. Les signaux EMG ont donc été recueillis sur les muscles spinaux et extenseurs de la hanche, lors de contractions dynamiques menant à l'épuisement complet. L'objectif secondaire du projet était d'évaluer la praticabilité d'utiliser ce protocole, mais sans atteindre l'épuisement (tâche sous-maximale), pour évaluer l'endurance des muscles spinaux pour une éventuelle application chez des personnes souffrant d'une lombalgie chronique.

Ces résultats ont été publiés dans une revue avec comité de pairs :

Da Silva RA, Larivière C, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A. (2008) The Comparison of Wavelet- and Fourier-Based Electromyographic Indices of Back Muscle Fatigue during Dynamic Contractions: Validity and Reliability Results. Electromyography and Clinical Neurophysiology, 48: 147-162.

2.1 Méthodologie

2.1.1 Sujets

Trente et un sujets sains (15 hommes et 16 femmes) âgés entre 20 et 55 ans ont participé à l'étude. La description de ces sujets (données démographiques, etc.) est détaillée dans le **Tableau 1**. Les principaux critères d'exclusion ont été : (1) la présence d'un mal de dos dans la dernière année ou d'un mal de dos d'une durée de plus d'une semaine dans les années précédentes (2) avoir eu une chirurgie au niveau de l'appareil musculo-squelettique du tronc, (3) scoliose ou malformation congénitale de la colonne vertébrale [spondylolyse, fusions intervertébrales (arthrodèse), 4 vertèbres lombaires], (4) maladie systémique ou dégénérative (diabète, asthme, arthrite, rhumatisme, sida, cancer, sclérose en plaque ou autre), (5) avoir un indice de masse corporelle ($IMC = \text{masse (en kg)} \div \text{taille}^2 \text{ (en m)}$) supérieur à 30 kg/m^2 [critère d'obésité; (Garrow and Webster 1985)], et (6) ne pas présenter de réponse positive au Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (QAAP) de manière à éliminer les personnes susceptibles de présenter des troubles cardiaques. Afin d'éliminer tout risque d'accident cardiaque, les sujets ont été questionnés sur les éléments additionnels suivants : (1) diabète, (2) histoire familiale de troubles cardiaques et (3) consommation de médicaments pour le contrôle des triglycérides ou le cholestérol. Afin de documenter la fidélité test-retest des indices EMG, dix de ces sujets (4 hommes et 6 femmes) ont accepté de revenir deux semaines plus tard pour répéter le protocole.

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles para-vertébraux

Tous les sujets ont signé un formulaire de consentement. Le projet ainsi que le formulaire de consentement ont été approuvés par le comité d'éthique des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain.

Tableau 1. Caractéristiques démographiques et physiques, ainsi que les mesures de performance des muscles du dos (force et endurance) pour les hommes et les femmes

Variable *	Hommes (n = 15)		Femmes (n = 16)		Test-t Valeur P
	Moyenne	(écart-type)	Moyenne	(écart-type)	
Âge (années)	32	(9)	31	(11)	0,809
Masse (kg)	76	(9)	59	(4)	0,000
Taille (m)	1,74	(0,04)	1,64	(0,06)	0,000
Activité physique	7,0	(3,3)	5,7	(4,2)	0,830
<i>Force</i> (Nm)	285	(58)	184	(41)	0,000
Charge (Nm)	109	(12)	85	(10)	0,000
Charge relative (% <i>Force</i>)	37	(7)	48	(9)	0,000
	Hommes (n = 12)		Femmes (n = 15)		
T_{lim} (minutes)	4,13	(2,26)	4,02	(1,94)	0,138
<i>Borg</i>	5,2	(2,2)	5,1	(2,5)	0,971
$Borg_p$ ($Borg / T_{lim}$)	1,51	(1,58)	1,31	(1,13)	0,686

* Activité physique quantifiée avec un questionnaire (Baecke *et al.* 1982). Le score total (sur 15) est la somme des scores calculés pour les activités de travail, de sport et entraînement ainsi que de loisirs. *Force* : force maximale volontaire (moment d'extension à L5/S1); Charge : charge calculée à partir du poids du tronc selon de Leva (1996) et Liu *et al.* (1971); Charge relative : charge exprimée par rapport à la force maximale; T_{lim} : temps limite correspondant au test de fatigue; *Borg* : perception de la fatigue obtenue avec l'échelle de Borg; $Borg_p$: score de l'échelle de Borg ajustée pour T_{lim}

2.1.2 Tâches

Les tâches consistaient à produire, assis dans un dynamomètre permettant d'évaluer les muscles spinaux (**Figure 4**), trois contractions maximales volontaires (CMV) et un test de fatigue. Les CMVs consistaient à exécuter des contractions maximales des extenseurs du tronc, à une vitesse de 20°/s, dans une plage de mouvement variant de 25° de flexion à 15° d'extension (étendue totale de 40°). Afin de favoriser une performance maximale, une rétroaction visuelle du moment de force à L5/S1 est donnée en temps réel et des encouragements verbaux sont donnés par les expérimentateurs. Le moment d'extension à L5/S1 maximal, obtenu à travers les trois essais, fût retenu comme force maximale (variable *Force*).

La tâche de fatigue consistait à produire des cycles de flexion-extension du tronc, toujours entre 15° d'extension et 25° de flexion, à un rythme de 15 cycles / minute (vitesse : 20°/s; 4 s par cycle). Afin d'imiter des tâches de travail composées de cycles de travail-repos, le mode isotonique du Biodex a été utilisé dans la phase d'extension du tronc uniquement, laissant la phase de flexion pour donner un repos. La tâche devait se faire jusqu'à épuisement défini par l'incapacité à maintenir une cadence déterminée pendant trois cycles consécutifs ou jusqu'à 20 min., un cycle (durée de 4 s) étant constitué d'une phase d'extension (2 s) et d'une phase de flexion (2 s).

Une rétroaction visuelle de la vitesse mesurée par le Biodex était fournie au sujet afin qu'il suive la vitesse demandée (20°/s) sur la plus grande portion possible de chaque cycle de flexion-extension, la charge demandée (voir paragraphe suivant) étant de nature isotonique, bien que le suivi adéquat de la cible mène à des contractions isocinétiques. Cette rétroaction visuelle consiste en une cible carrée qui bouge verticalement en fonction de la vitesse produite. Le sujet, qui est représenté par un curseur, doit donc demeurer dans cette cible.

La charge imposée a été déterminée théoriquement en fonction du moment à L5/S1 produit par la masse du tronc (L5/S1 à C7/T1) lorsque positionné à l'horizontale (M_{tronc}), en combinant les données d'études antérieures (de Leva 1996; Liu *et al.* 1971). Des tests pilotes ont permis de déterminer que M_{tronc} devait être multiplié par 2 pour que le test produise de la fatigue dans un temps relativement court. Le but est d'obtenir un test de fatigue qui pourrait éventuellement être utilisé chez des sujets lombalgiques chroniques chez qui il est très difficile d'estimer une charge relative valide étant donné qu'ils sont très réticents à produire une contraction maximale volontaire de peur d'exacerber leur douleur. Cette charge n'est ni relative (par rapport à la force maximale volontaire), ni absolue (moment en extension à L5/S1 fixe pour tous les sujets) mais apparaît être « fonctionnelle » dans le sens que chaque individu doit être capable de lever leur propre tronc (masse haut du corps) dans les activités de tous les jours.

Les cycles non réussis ont été éliminés avant de calculer le temps limite atteint (T_{lim}). Cette mesure représente notre critère mécanique d'endurance musculaire permettant de valider les indices EMG sensibles au phénomène de fatigue musculaire.

2.1.3 Techniques de mesure

Dynamométrie. Les tâches étaient réalisées au moyen d'un dynamomètre de type Biodex (Biodex Medical Systems, Inc., New York; **Figure 4**). Ce dynamomètre comprend une chaise prévue spécifiquement pour mesurer les efforts du tronc et permettant d'aligner l'axe de rotation du dynamomètre à l'articulation lombaire voulue (L5/S1). Une courroie s'appuyait fermement sur les cuisses. Le coussin qui est positionné contre le sacrum, permettant de restreindre les mouvements postérieurs du bassin, a été changé par un coussin moins haut (dimensions : 5,5 cm haut × 25 cm large) afin de ne pas toucher les électrodes positionnées au bas du dos. Afin de limiter les mouvements antérieurs du bassin, une armature a été fixée sur le dynamomètre afin de positionner deux coussins supplémentaires sur les épines iliaques antéro-supérieures (**Figure 4**). Les données étaient enregistrées avec une fréquence d'échantillonnage de 128 Hz.



Figure 4. A. Évaluation des muscles extenseurs du tronc au moyen du dynamomètre Biodex auquel est attaché la chaise permettant l'évaluation des muscles du tronc.

Les deux barres horizontales au-dessus des cuisses représentent l'armature permettant de stabiliser le bassin. Un écran est positionné devant le sujet pour donner les rétroactions visuelles. B. Positionnement des électrodes sur le dos, du bas vers le haut : multifides au niveau L4 (MU-L4; * à L5, sur cette figure mais à un niveau vertébral plus haut dans ce projet), sur l'ilio-costal lombaire au niveau L3 (IL-L3), et sur le long dorsal aux niveaux L1 (LO-L1) et T10 (LO-T10).

Électromyographie. Huit électrodes de surface (électrodes actives avec gain de 1000 et bande passante de 20-450 Hz) ont été positionnées en tenant compte de la direction des fibres propre à chaque muscle (Larivière *et al.* 2001a). En bref, ces électrodes ont été positionnées, bilatéralement, vis-à-vis les multifides au niveau L4, sur l'ilio-costal lombaire au niveau L3, et sur le long dorsal aux niveaux L1 et T10. Des électrodes ($n = 4$) ont aussi été ajoutées bilatéralement sur les grands fessiers (GF) et biceps fémoraux (BF), en suivant une méthode standardisée (Kankaanpää *et al.* 1998a), afin de vérifier leur état de fatigue durant ce test. Afin d'éviter que ces électrodes soient écrasées ou déplacées par le contact entre les cuisses/fesses et le siège, des coussins troués entourant ces électrodes ont été collés sur la peau. Nous reconnaissons la difficulté d'enregistrer l'activité des multifides avec des électrodes de surface (Stokes *et al.* 2003) et allouons donc l'activité EMG correspondant au site de cette paire d'électrode plutôt qu'à ce groupe musculaire particulier. Les données étaient enregistrées avec une fréquence d'échantillonnage de 2048 Hz. Afin de favoriser la fidélité des mesures, des gabarits permettant de localiser les électrodes aux mêmes endroits de jour en jour a été fait, lors de la première session, à l'aide d'un transparent. Chaque gabarit était fait de manière à pouvoir le repositionner en utilisant comme référence des repères anatomiques visibles et permanents, telles que les taches de rousseur à la surface de la peau.

Perception de la fatigue. L'échelle de Borg CR-10 a été utilisée pour mesurer la fatigue musculaire perçue lors du test de fatigue. Cette échelle permet au sujet d'évaluer un niveau de fatigue avec un chiffre variant de 0 à 10, avec des termes permettant de caractériser chaque chiffre, 0 représentant « absence totale de fatigue » et 10 représentant « fatigue maximale ». Étant donné qu'elle a été administrée après l'arrêt du test (épuisement), le score a été divisé par

T_{lim} afin de corriger pour le fait que le test a été réalisé sur différentes périodes de temps pour les différents sujets (variable $Borg_p$).

2.1.4 Traitement des signaux

Pour chaque muscle étudié et chaque cycle, des analyses spectrales ont donc été réalisées sur les signaux EMG situés dans la plage centrale (15° flexion à 5° extension) de l'étendue de mouvement totale (25° flexion à 15° extension), ceci afin d'éviter les extrémités du mouvement où les signaux risquent d'être moins stables dû aux accélérations et décélérations. Il s'agit de deux types d'analyses spectrales : (1) transformées rapides de Fourier (TRF) et (2) transformées en ondelettes.

Les TRF ont été réalisées sur une suite de fenêtres de temps de 250 ms (512 points) de manière à obtenir un chevauchement de 50 % entre les fenêtres d'analyse. La fréquence médiane (FM) était ensuite déduite de chaque analyse spectrale. Les transformées en ondelettes [famille Morlet; (Karlsson and Gerdle 2001)] ont aussi été appliquées de manière à obtenir les fréquences médianes instantanées (FMI), suivant une formulation précise (Bonato *et al.* 2001). Pour chaque cycle, les quantités obtenues (FM et FMI) ont été moyennées afin de donner une valeur par cycle d'effort. Les séries temporelles de ces valeurs moyennes étaient ensuite caractérisées avec des régressions linéaires de manière à obtenir leur ordonnée à l'origine ou « intercept » (ex. : FM_i et FMI_i) et leur pente (ex. : FM_p et FMI_p). Afin de tenir compte de l'épaisseur du pli cutané et adipeux qui sépare l'électrode de surface du muscle évalué, chacun de ces indices de fatigue (FM_p et FMI_p) a été normalisé en divisant sa valeur par son ordonnée à l'origine respective (NFM_p et $NFMI_p$). Finalement, en se basant sur notre expérience antérieure (Larivière *et al.* 2002), les indices EMG correspondant aux muscles gauches et droits ont été moyennés de manière à augmenter leur fidélité, ce qui permet aussi une réduction des données.

Les différents indices EMG (basés sur les TRF et transformées en ondelettes) ont d'abord été calculés à partir de l'ensemble des cycles d'effort afin de comparer les deux types de transformées spectrales. Afin de répondre au deuxième objectif du projet (développement test dynamique sous-maximal de l'endurance), ces indices ont aussi été calculés pour différentes périodes d'échantillonnage des données, c'est-à-dire pour les 60 et 120 premières secondes d'acquisition de données afin de déterminer la période d'échantillonnage idéale, d'un point de vue validité et fidélité, pour quantifier la fatigue musculaire (Kankaanpaa *et al.* 1997).

Des analyses plus fines, par bandes de fréquence ($n = 8$ bandes), ont aussi été réalisées autant avec les TRF que les ondelettes afin de vérifier si des résultats différents pouvaient en être tirés. À part les résultats plus faibles en terme de validité, les conclusions concernant la comparaison entre les deux transformées restaient les mêmes que pour NFM_p et $NFMI_p$. Dans un but de synthèse, il a été jugé pertinent de ne pas décrire ces résultats dans le présent rapport. Pour les détails, veuillez consulter ces résultats qui ont été publiés dans une revue avec comité de pairs (da Silva *et al.* 2008).

2.1.5 Procédures

Après avoir signé le formulaire de consentement et avoir rempli un questionnaire en rapport avec le niveau d'activité physique général (Baecke *et al.* 1982), des données anthropométriques de

base (taille, masse) ainsi que des plis cutanés (biceps, triceps, abdominal, sous-scapulaire) ont été recueillis afin d'estimer la charge pour le test de fatigue ($2 \times M_{\text{tronc}}$) et le pourcentage de graisse (Durnin and Womersley 1974). Par la suite, des explications étaient données en ce qui concerne une échelle permettant de donner une appréciation subjective de la fatigue musculaire (Borg CR-10) utilisée plus loin. Après avoir positionné les électrodes de surface, le sujet a été installé dans le dynamomètre afin d'expliquer son fonctionnement, la nature des rétroactions visuelles, et pour produire plusieurs cycles d'effort avec une charge sous-maximale (échauffement, familiarisation). Les trois CMVs, séparées entre elles par une période de deux minutes de repos, ont ensuite été produites, pour finalement terminer, après 5 minutes de repos, avec le test de fatigue. Immédiatement à la fin du test, le sujet devait exprimer le niveau de fatigue musculaire global qu'il a perçu à la fin du test à l'aide de l'échelle de Borg. Le niveau de fatigue locale pour quatre groupes musculaires (ischio-jambiers, fessiers, spinaux lombaires et spinaux thoraciques), tel que défini par quatre zones sur une figure (Annexe A, **Figure A-1**), a aussi été caractérisé de la même façon.

2.1.6 Analyses statistiques

Étude de la validité (hypothèses 1.1 et 1.2). Avant de procéder aux analyses statistiques, les indices de fatigue (NFM_p et $NFMI_p$) ont subi une transformation particulière, soit l'arcsinus hyperbolique, et T_{lim} a subi une transformation logarithmique, afin que leurs distributions deviennent normales, tel que vérifié avec le test Wilk-Shapiro. La correspondance entre les indices de fatigue (validité concourante) a été évaluée à l'aide de deux tests : (1) une ANOVA à deux-voies (6 Muscles \times 2 Transformées) avec mesures répétées sur le facteur Transformées (tests post hoc : test de Tuckey) et (2) des corrélations de Pearson. Afin de documenter la validité de critère, des corrélations de Pearson ont été réalisées entre les indices de fatigue (NFM_p et $NFMI_p$) et les deux critères d'endurance musculaire (T_{lim} , $Borg_p$).

Étude de la fidélité (hypothèse 1.3). La fidélité test-retest de chaque indice EMG a été quantifiée avec le coefficient intra-classe (CCIC) et l'erreur standard de mesure (ESM) tel que réalisé dans nos travaux antérieurs (Larivière *et al.* 2002; Lariviere *et al.* 2002). Contrairement au CCIC qui s'interprète comme un coefficient de corrélation habituel, l'ESM est une mesure de reproductibilité et fait référence à l'erreur de la mesure (précision), exprimée dans la même unité. L'ESM a aussi été exprimée en pourcentage de la moyenne des mesures (à travers les jours) afin d'aider son interprétation.

2.2 Résultats

Les mesures de performance obtenues lors des CMVs et lors du test de fatigue ($Force$, T_{lim}) sont présentées dans le **Tableau 1**, ainsi que la charge absolue et relative utilisée lors du test de fatigue. Quatre sujets (3 hommes et 1 femme) ont atteint la limite de 20 minutes et ont conséquemment été éliminés pour les analyses subséquentes étant donné que le critère d'endurance (T_{lim}) devenait invalide.

La fidélité test-retest des deux critères d'endurance était excellente pour $Force$ (CCIC : 0,87 ; ESM : 11%) et T_{lim} (CCIC : 0,93; ESM : 22%) et modérée pour $Borg_p$ -fatigue globale (CCIC : 0,69; ESM : 35%). Les tests-t pour données paires n'ont révélé aucune différence significative entre les deux sessions de mesure pour aucune de ces variables.

2.2.1 Comparaisons entre les TRF et les transformées en ondelettes

L'allure générale des estimés spectraux (FM et FMI) dans le temps, pour différents muscles, est représentée à la **Figure B-1** (Annexe B). Comme attendu, les indices NFM_p et $NFMI_p$ étaient très hautement corrélés entre-eux ($r > 0,90$). De plus, l'ANOVA n'a démontré aucune différence significative entre les indices de fatigue NFM_p et $NFMI_p$ (**Tableau 2**). Des différences significatives ont été obtenues entre les muscles, les multifides et biceps fémoraux démontrant des pentes plus négatives (plus de fatigue) que les autres muscles. Ceci concorde partiellement avec la fatigue perçue localement ($Borg_p$ -fatigue locale), la région lombaire démontrant plus de fatigue que les autres régions (**Figure 5**).

Tableau 2. Statistiques descriptives et ANOVA correspondant aux indices EMG de fatigue

Muscles	Indices EMG de fatigue				Résultats ANOVA (valeurs P)		
	NFM_p (Fourier)		$NFMI_p$ (Ondelettes)		Muscles	Transformée	Interaction
	Moyenne	(E-T)	Moyenne	(E-T)	0,000	0,574	0,995
MU-L4	-1,86	(1,14)	-1,57	(1,65)	A*		
IL-L3	-0,20	(1,46)	-0,16	(1,59)	C		
LO-L1	-0,85	(1,40)	-0,88	(1,34)	B		
LO-T10	0,62	(1,77)	0,24	(1,72)	C		
GF	-0,53	(1,39)	-0,51	(1,54)	B		
BF	-1,17	(1,60)	-1,08	(1,68)	A		

ET : écart-type

* : Les lettres dans cette colonne représentent les résultats des analyses a posteriori pour l'effet « Muscles ». Les muscles identifiés par des lettres différentes sont significativement différents ($P < 0,05$), d'après le test de Tuckey.

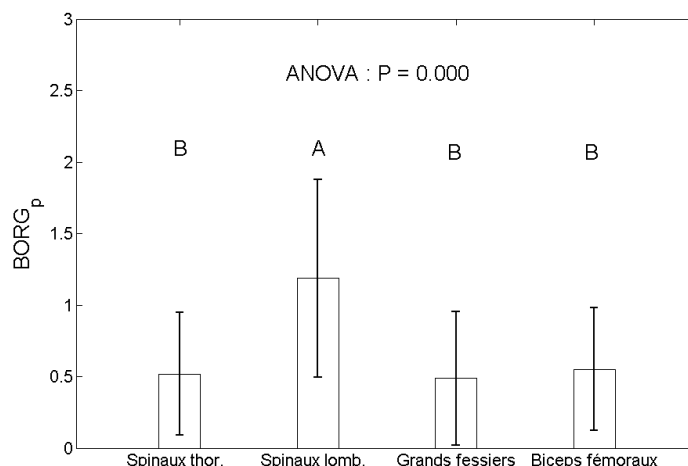


Figure 5. Valeurs moyennes des scores de perception de fatigue locale obtenue avec l'échelle de Borg (valeurs ajustées en fonction du temps limite: $Borg_p$ -locale). Les groupes musculaires identifiés par des lettres différentes sont significativement différents ($P < 0,05$), d'après le test de Tuckey.

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles para-vertébraux

En ce qui a trait à la validité de critère, des corrélations significatives ont été observées entre les indices EMG et les deux critères d'endurance (**Tableau 3**), notamment pour les muscles MU-L4, IL-L3 et LO-L1 avec des valeurs variant entre 0,42 et 0,68. Cependant, lorsque l'on compare les résultats des deux types d'indice (NFM_p et $NFMI_p$) à travers les différents muscles, les corrélations sont relativement comparables avec aucune tendance systématique en faveur d'un indice.

Les résultats de fidélité test-retest (**Tableau 3**) varient beaucoup d'un groupe musculaire à l'autre, avec des CCIC passant de 0,12 (fessiers avec ondelettes) à 0,88 (MU-L4 avec TRF). Cependant, encore ici, lorsque l'on compare les résultats des différents indicateurs de fidélité (CCIC, ESM et %ESM) des deux types d'indice (NFM_p et $NFMI_p$) à travers les différents muscles, les résultats, bien que parfois différents, ne démontrent aucune tendance systématique en faveur d'un indice EMG plutôt qu'un autre.

Tableau 3. Résultats correspondant à la validité de critère et la fidélité test-retest des indices EMG de fatigue

Indice EMG		Validité de critère (n = 27)		Fidélité test-retest (n = 10)		
		T_{lim}	$BORG_p - globale$	$CCIC$	ESM	$\%ESM$
De fatigue	Muscles	r (valeur P)	r (valeur P)			
NFM_p (Fourier)	MU-L4	0,58 (0,002)	-0,60 (0,001)	0,88	0,34	18
	IL-L3	0,54 (0,003)	-0,53 (0,004)	0,66	1,01	289
	LO-L1	0,61 (0,001)	-0,62 (0,008)	0,69	0,77	69
	LO-T10	-0,06 (0,764)	-0,11 (0,574)	0,32	1,71	5360
	GF	0,46 (0,015)	-0,23 (0,251)	0,47	1,24	299
	BF	0,42 (0,028)	-0,45 (0,018)	0,63	0,99	149
$NFMI_p$ (Ondelettes)	MU-L4	0,55 (0,003)	-0,50 (0,010)	0,73	3,13	102
	IL-L3	0,42 (0,027)	-0,55 (0,003)	0,67	0,95	253
	LO-L1	0,66 (0,000)	-0,68 (0,000)	0,74	0,69	61
	LO-T10	-0,11 (0,596)	0,09 (0,663)	0,31	1,67	1372
	GF	0,55 (0,001)	-0,34 (0,085)	0,12	1,78	783
	BF	0,59 (0,001)	-0,43 (0,026)	0,37	1,32	242

r : Corrélation de Pearson (corrélations significatives identifiées en caractères gras); T_{lim} : Temps limite ; $BORG_p - globale$: Score de l'échelle de Borg ajusté pour T_{lim} et portant sur la fatigue musculaire globale; $CCIC$: coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure exprimée dans l'unité de la mesure ou exprimée en fonction de la moyenne de l'ensemble des résultats (%ESM).

2.2.2 Évaluation de la praticabilité d'un test sous-maximal de l'endurance des muscles spinaux

Les résultats de validité de critère et de fidélité test-retest de l'indice $NFMI_p$ calculé pour différentes portions de temps (1 et 2 min.) sont présentés à l'annexe B (**Tableau B-1**). Des résultats comparables ont été obtenus pour l'indice NFM_p et les analyses réalisées avec les différentes bandes de fréquences. En ce qui a trait à la validité de critère, aucune corrélation significative n'a été obtenue avec un test d'une minute alors que deux paires de muscles (MU-L4 et IL-L3) ont obtenu des corrélations significatives de -0,48 et -0,44, respectivement, avec un

test de deux minutes. La fidélité test-retest est aussi plus élevée avec un test de deux minutes avec des CCIC qui atteignent parfois 0,68 (GF) et 0,74 (LO-L1). Cependant, les %ESM sont élevés (étendue : 58% à 854).

2.3 Discussion

Comme mentionné dans l'introduction, la plus petite variabilité des estimés spectraux obtenus à l'aide des transformées en ondelettes, comparativement aux TRF, est un avantage bien connu de l'approche par ondelettes. Cependant, lorsque nous sommes intéressés à quantifier la fatigue musculaire, la variable d'intérêt (indice EMG de fatigue) est la tendance (pente) de ces estimés spectraux dans le temps. Le présent projet de recherche visait à comparer les deux approches d'analyse (TRF et ondelettes), en calculant des indices EMG de fatigue comparables (pente de la fréquence médiane dans les deux cas), en ce qui a trait à leur validité et fidélité test-retest. Les résultats démontrent une équivalence entre les deux transformées spectrales. Nous aborderons les limites de l'étude avant de discuter plus en profondeur de ces résultats. Nous terminerons avec une section portant sur le test de fatigue lui-même afin de voir son potentiel d'utilisation chez une clientèle de sujets lombalgiques chroniques.

2.3.1 Limites de l'étude

La définition du critère d'arrêt du test de fatigue (mauvais suivi de la cible pour trois cycles consécutifs) n'était pas optimale, de sorte qu'il était difficile de discerner si le sujet prenait du retard de façon graduelle par rapport à la cible (signe d'épuisement) ou s'il n'accusait qu'un retard constant (situation non problématique). La variable T_{lim} contient donc probablement une variabilité due à cette situation ambiguë. Le fait que quatre sujets aient atteint la limite de 20 minutes alors que les autres n'aient pas dépassé 8 minutes est aussi une situation irrégulière. Nous devrions nous attendre à une distribution plus uniforme. Ceci laisse croire que la motivation était inégale entre les sujets. Ces deux éléments ont probablement causé une diminution des corrélations entre les indices EMG de fatigue et T_{lim} . On pourrait croire que le critère $BORG_p - globale$ serait plus approprié, bien que subjectif, car l'appréciation de la fatigue était ajustée en fonction du temps du test, mais les corrélations obtenues avec les indices EMG de fatigue étaient comparables.

2.3.2 Comparaisons entre les TRF et les transformées en ondelettes

Les résultats démontrent que les indices NFM_p et $NFMI_p$ permettent de mesurer la fatigue musculaire avec la même validité de critère (selon T_{lim} et $Borg_p - globale$) et la même fidélité. En d'autres mots, bien que les signaux EMG recueillis lors des contractions dynamiques violent la condition de stationnarité qui est nécessaire à l'emploi des TRF, ces dernières permettent de quantifier le phénomène de fatigue aussi efficacement que les ondelettes. L'avantage des TRF est leur calcul qui est beaucoup plus rapide.

Il est vrai que certaines variations ont été observées, notamment pour les résultats de fidélité. Cependant, les résultats n'ont jamais démontré une tendance systématique, à travers tous les muscles, favorisant une approche plutôt qu'une autre. Ces résultats sont en accord avec les quelques évidences partielles qui étaient alors disponibles au début du présent projet de

recherche (Sparto *et al.* 1999; Sparto *et al.* 2000) et rencontre aussi la tendance des résultats plus récents qui ont paru depuis le début du présent projet de recherche, bien que les analyses sont souvent différentes. Deux études ont démontré des corrélations élevées ($r > 0,90$) entre les estimés spectraux calculés dans le temps (Beck *et al.* 2005; Hostens *et al.* 2004). En ce qui concerne les indices EMG de fatigue (pente), nous obtenons des corrélations supérieures à 0,90 pour nos indices moyennés à travers les muscles gauches et droits. Sparto *et al.* (2000) ont obtenus des corrélations variant entre 0,65 et 0,96 pour leurs indices EMG de fatigue (analyses par bandes de fréquence) obtenus sur les muscles spinaux pris individuellement. Finalement, nous n'avons obtenu aucune différence significative entre NFM_p et $NFMI_p$, comme Hostens *et al.* (2004). À ces évidences, nous ajoutons les résultats de validité de critère et de fidélité test-retest qui demeurent encore une fois comparables.

Comme certains résultats antérieurs le suggèrent (Farina and Merletti 2000; MacIsaac *et al.* 2001), il apparaît que faire le moyennage de plusieurs estimés spectraux dans le temps réduit l'effet néfaste de la nature non-stationnaire des signaux EMG. Cela aurait donc pour effet d'éliminer les différences observées sur les estimés spectraux pris individuellement et expliquerait nos résultats. En effet, dans la présente étude, ce moyennage est réalisé de deux façons, soit (1) en appliquant la moyenne des estimés à chaque cycle d'effort et (2) en appliquant une ligne de régression à travers les points. Ces deux méthodes agiraient en quelque sorte comme un filtre, en éliminant les variations et en ne conservant que les tendances (pente) dans le temps. Nous avons réalisé des analyses supplémentaires (non présentées ici) afin de démontrer l'effet des deux étapes de moyennage sur la variabilité des estimés spectraux, sur leur association, et sur l'erreur des deux paramètres (ordonnée à l'origine, pente) permettant de caractériser la régression linéaire, ces deux paramètres servant à calculer les indices EMG de fatigue. Les résultats démontrent unanimement l'effet bénéfique du moyennage [voir da Silva *et al.* (2008) pour plus de détails].

2.3.3 Évaluation de la praticabilité d'un test sous-maximal de l'endurance des muscles spinaux

La présente étude poursuivait un double objectif, car elle permettait d'évaluer la praticabilité de développer un test de fatigue des muscles spinaux, basé sur des contractions dynamiques, pour l'évaluation des sujets lombalgiques chroniques. C'est d'ailleurs ce qui a justifié le choix de déterminer la charge en fonction de la masse du tronc. Cette stratégie permet d'éviter d'utiliser une charge relative, calculée en fonction de la force maximale volontaire, une donnée qu'il n'est pas possible d'obtenir de façon valide chez cette clientèle. Comme mentionné plus tôt, cette charge pourrait être qualifiée de « fonctionnelle » car la masse du tronc doit être « transportée » dans la vie quotidienne et au travail. Cependant, la différence significative obtenue entre les genres pour la charge relative correspondante (**Tableau 1**) démontre que la force maximale au dos n'est pas ajustée seulement en fonction de la masse du tronc. Conséquemment, ceci exclut la possibilité de considérer cette charge « fonctionnelle » comme un moyen de déterminer indirectement, sans production de CMVs, une charge relative d'une intensité donnée. Il serait donc inapproprié de comparer des hommes et des femmes sur la base des résultats d'un tel test. D'ailleurs, étant donné qu'il ne semble pas avoir d'association entre la masse du tronc et la force maximale, cette conclusion risque aussi de s'appliquer à toutes comparaisons inter-individuelles. Un tel test n'a donc pas de valeur diagnostique. Toutefois, il reste la possibilité d'utiliser un tel

test pour documenter les effets de réadaptation, la fidélité de *NFMP* étant relativement bonne pour le muscle MU-L4. Il faudrait alors documenter sa sensibilité au changement.

Les résultats de validité et de fidélité correspondant aux indices de fatigue calculés sur la première minute ou les deux premières minutes du test ne sont pas concluants, contrairement aux résultats lorsque tout le test est considéré (pour certains muscles). Il apparaît donc difficile de prédire l'endurance des muscles spinaux avec un test sous-maximal (en terme de durée) et cela de façon fidèle, ce qui est en désaccord d'autres résultats (Kankaanpaa *et al.* 1997). En dehors de la difficulté associée à la définition de nos critères d'endurance (discuté plus tôt – « Limites de l'étude »), l'hypothèse la plus probable pour expliquer ces résultats contradictoires est la tâche elle-même. Kankaanpaa *et al.* (1997) ont aussi utilisé une tâche dynamique en position assise, mais où la charge (isotonique et déterminée, entre autres, en fonction de paramètres anthropométriques) était appliquée, avec un appareil utilisé en salle de musculation, de façon continue lors des deux phases de chaque cycle (flexion et extension). Cela a permis de générer la fatigue plus rapidement de sorte que l'épuisement (T_{lim}) était atteint en moyenne en $2,8 \pm 1$ minutes (étendue : 1,5 – 4,4 minutes). Puisqu'il faut les données EMG correspondant à au moins 50% de T_{lim} pour bien prédire T_{lim} avec les indices EMG de fatigue (van Dieen *et al.* 1998), leur utilisation de 90 secondes de données EMG semble appropriée pour presque tous les sujets étant donné la faible variation inter-sujets. Dans la présente étude, T_{lim} était en moyenne près de 4 minutes avec des sujets atteignant jusqu'à 8 min, ce qui fait que l'application de la règle du 50% de T_{lim} pour calculer les indices EMG (c'est-à-dire 2 minutes) n'était pas appropriée pour la plupart des sujets. Pour ces raisons, permettre un repos entre les cycles apparaît être problématique, car cela semble permettre à certains individus de trop retarder l'apparition de fatigue. Cependant, il faut aussi reconnaître que le protocole de Kankaanpaa comportait d'autres différences, notamment en ce qui a trait à la charge qui, bien qu'aussi déterminée en fonction du poids du tronc, était aussi déterminée en fonction d'autres paramètres (âge, genre), ce qui pouvait en bout de ligne représenter une charge plus élevée (description trop sommaire pour le savoir). Finalement, leur dispositif de stabilisation était positionné au niveau de L3 et non sur le bassin.

2.4 Conclusion

Le présent projet de recherche visait à comparer les indices EMG de fatigue musculaire calculés par deux approches d'analyse (TRF et ondelettes) en ce qui a trait à leur validité et fidélité test-retest. Les résultats démontrent une équivalence entre les deux transformées spectrales. Étant donné la plus grande rapidité de calcul des TRF par rapport aux ondelettes, les TRF demeurent une bonne solution notamment lorsque le temps de calcul sur ordinateur devient un facteur important. En ce qui concerne l'utilisation d'un tel protocole pour une éventuelle utilisation chez des sujets lombalgiques, les résultats ne sont pas éloquentes. Il apparaît que la tâche ne permet pas de comparer les individus entre eux, ce qui est une limite importante d'un point de vue diagnostique.

3. VOLET II - ÉVALUATION DE LA SPÉCIFICITÉ DE DIFFÉRENTES MODALITÉS D'EXERCICES POUR L'ENTRAÎNEMENT DES MUSCLES SPINAUX

Rappel des objectifs : L'objectif principal de ce volet est de comparer l'efficacité de différentes modalités d'exercice ayant le potentiel de réduire l'action des extenseurs de la hanche et augmenter l'action des muscles spinaux.

Les articles scientifiques correspondant à ces résultats sont acceptés pour publication dans les revues avec comité de pairs suivantes:

Da Silva RA, Larivière C, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A. Effect of pelvic stabilization and hip position on trunk extensors activity during back extension exercises on a roman chair. Journal of Rehabilitation Medicine (accepté pour publication)

Da Silva RA, Larivière C, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A. Impact of pelvic stabilization and lower-limb position during back extension exercises. Medicine and Science in Sports and Exercise (accepté pour publication)

3.1 Méthodologie

3.1.1 Sujets et devis de l'étude

Vingt-deux sujets sains (11 hommes et 11 femmes; voir description au **Tableau 4**) ont été recrutés selon les mêmes critères qu'au volet I. Tous les sujets ont signé un formulaire de consentement. Le projet ainsi que le formulaire de consentement ont été approuvés par le comité d'éthique des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain.

Tableau 4. Caractéristiques démographiques et physiques

Variable	Hommes (n = 11)		Femmes (n = 11)		Test-t Valeur P
	Moyenne	(écart-type)	Moyenne	(écart-type)	
Âge (années)	25	(4)	26	(3)	0,710
Masse (kg)	74	(10)	60	(6)	0,001
Taille (m)	1,77	(0,06)	1,67	(0,07)	0,002

Deux sessions de mesures, séparées d'au moins deux jours, mais d'au plus deux semaines, ont été réalisées. La première session permettait de familiariser les sujets aux CMVs ainsi qu'aux différentes modalités d'exercice. La deuxième session permettait de recueillir les signaux EMG et cinématiques nécessaires pour comparer les modalités d'exercice en situation dynamique.

3.1.2 Tâches

Trois types de tâches ont été réalisées : (1) tâches de flexion avant pour le calibrage des accéléromètres (inclinomètres) utilisés pour étudier le mouvement (détails plus loin), (2) les CMVs pour chacun des groupes musculaires étudiés et (3) les exercices tels que présentés aux **Figures 2 et 3** (pages 15 et 17, respectivement).

3.1.2.1 Calibrage des accéléromètres (inclinomètres)

Des accéléromètres triaxiaux ont été utilisés pour documenter les mouvements (voir section « Techniques de mesure »). En fait, les signaux des accéléromètres sont traités de manière à donner des données d'angle, comme le ferait un inclinomètre (Hansson *et al.* 2001). Le terme « inclinomètre » sera donc parfois utilisé afin de ne pas créer de la confusion, car il n'est pas commun de dire qu'un accéléromètre mesure des angles. La procédure de calibrage nécessite l'utilisation de deux positions de référence pour définir le plan de mouvement de chaque senseur (Hansson *et al.* 2001). Ainsi, deux tâches de flexion du tronc, avec genoux en extension complète, ont été exécutées pour obtenir l'amplitude articulaire maximale aux hanches et pour la colonne lombaire soient (1) en position assise au sol et (2) en position debout (Dolan and Adams 1993). Les positions devaient être tenues pendant 10 s.

3.1.2.2 Contractions maximales volontaires (CMV)

Afin de normaliser l'amplitude des signaux EMG, des CMVs ont été exécutées, pour la plupart dans le dynamomètre Biodex, de manière à isoler (recruter le plus spécifiquement possible) chacun des groupes musculaires d'intérêt (extenseurs de la hanche, muscles spinaux) et ainsi obtenir leur activation maximale (EMGmax). Les CMVs ont toutes été réalisées en mode isométrique (contractions statiques) à un angle correspondant à la mi-course de l'étendue de mouvement des exercices sur chaise romaine et sur appareil avec charge externe. Deux CMVs ont été exécutées, pour chaque groupe musculaire, avec deux minutes de repos entre chacune d'elles. Chaque CMV, d'une durée totale d'environ 4-5 s, consistait à réaliser une contraction graduelle de manière à atteindre le maximum à la troisième seconde, à maintenir 1 s et à relâcher. Comme au volet I, une rétroaction visuelle et les encouragements verbaux étaient utilisés.

Une attention particulière a été accordée aux positions adoptées lors des CMVs de manière à ce qu'elles soient représentatives, en ce qui a trait à la longueur des muscles évalués, des exercices qui devaient être comparés. Cette condition était nécessaire à la comparaison de l'activation musculaire entre des modalités d'exercices où les longueurs musculaires sont différentes (ex. : les positions assise et semi-assise dans le Biodex impliquent un changement de longueur des muscles ischio-jambiers). Toutes les CMVs, autant pour les muscles spinaux que pour les extenseurs de la hanche, ont été réalisées en prenant soin de bien stabiliser les segments. À l'exception des CMVs des muscles spinaux pour les exercices sur chaise romaine (voir explications paragraphe suivant), le bassin était toujours stabilisé avec des structures rigides coussinées et positionnées devant et derrière.

Afin de réaliser une analyse plus juste des signaux EMG des muscles spinaux dans les exercices sur chaise romaine, il a été jugé plus approprié de générer des EMGmax spécifiques pour ces

muscles, c'est-à-dire dans la chaise romaine. Deux raisons motivent ce choix. Premièrement, le chargement sur les structures lombaires, en terme de forces de compression et de cisaillement, n'étant pas le même qu'en position assise, les patrons d'activation des muscles spinaux risquent de différer, à la lumière de certaines études (Callaghan and McGill 1995; McMulkin *et al.* 1998). Deuxièmement, les exercices sur chaise romaine étant réalisés après ceux sur Biodex, il est possible qu'une accumulation de fatigue ait une influence sur les signaux EMG (augmentation en amplitude), notamment pour les muscles du dos. Cet effet était donc corrigé en réalisant les CMVs correspondant, c'est-à-dire juste avant les exercices sur chaise romaine (voir section « Procédures »).

3.1.2.3 Exercices

Chacune des modalités d'exercice illustrées dans les figures 2 (exercices sur chaise romaine) et 3 (exercices sur appareil avec charge externe) a été réalisée en exécutant cinq cycles de flexion-extension dans le but d'analyser les trois cycles du milieu, les premiers et derniers cycles n'étant possiblement pas représentatifs de la tâche répétitive en général. La consigne était de parcourir l'étendue de mouvement prescrit de façon graduelle afin d'éviter des périodes de repos entre chaque phase de flexion et extension.

À la lumière de la diversité des appareils avec charge externe existants (**Figure 3**), il a été jugé plus approprié de simuler les différentes configurations d'appareil dans le dynamomètre Biodex, moyennant l'ajout de structures rigides pour permettre la stabilisation complète du bassin (voir volet I – **Figure 4A**). Cette approche permet de mieux isoler l'effet des variables à l'étude (position du sujet, stabilisation du bassin) et permet d'éviter de faire la promotion d'appareils commerciaux spécifiques. De plus, le Biodex permet de simuler le type de charge qui est imposée dans ces appareils, soit une charge isotonique (même grandeur tout au long de l'amplitude de mouvement). Nous nommerons donc le Biodex « **appareil avec charge externe** ». Le rythme était imposé par un métronome réglé à 60 battements/minute (deux battements/cycle) de manière à exécuter chaque cycle en 4 s (flexion en 2 s et extension en 2 s). Une charge isotonique, équivalent à 40% de la FMV des muscles spinaux, était imposée dans les deux phases (flexion et extension) de chaque cycle, définie dans une plage entre 15° d'extension et 25° de flexion.

Pour les exercices sur chaise romaine, chaque flexion devait se faire jusqu'au maximum et le retour en extension se faisait jusqu'à ce que le haut du dos touche une tige flexible placée de manière à ce que le tronc soit à l'horizontale. Les mains étaient placées vis-à-vis de la tête, comme illustré à la Figure 2. Dans la condition avec la hanche fléchie à 40°, le bout des pieds des sujets s'appuyait généralement (exception des plus petits sujets, n = 5) sur le plancher de l'appareil (Figure 2-C), ce qui permettait de bien se stabiliser dans l'appareil lors de l'exercice. Le rythme du métronome était le même que pour les exercices dans l'appareil avec charge externe à l'exception que suite à la phase d'extension, la position horizontale était maintenue pendant une seconde. Le but de cet ajout est d'évaluer si les patrons d'activation musculaire sont différents si l'exercice est réalisé de façon statique ou dynamique.

3.1.3 Techniques de mesure

Les mesures dynamométriques et électromyographiques ont été réalisées telles que définies dans le volet I. À ces mesures a été ajouté un accéléromètre triaxial (Analog Devices, model ADXL105EM-3), positionné vis-à-vis l'apophyse épineuse L1 (sur une surface plate de 2 × 4 cm de manière à chevaucher quelques apophyses épineuses), de manière à documenter le mouvement de la région lombaire. L'idéal aurait été de positionner un accéléromètre sur le sacrum afin de documenter le mouvement du bassin relativement à la colonne vertébrale, mais les conditions expérimentales (emploi du coussin ou de la courroie pour la stabilisation arrière du bassin) interféraient avec ce type de mesure. La fréquence d'échantillonnage était différente pour les signaux d'EMG (2048 Hz) et les signaux du dynamomètre et des accéléromètres (128 Hz).

3.1.4 Procédures

Les procédures propres aux deux sessions de mesure sont détaillées dans le **Tableau 5** de manière à comprendre ce qui diffère. L'ordre de passation des six modalités d'exercices dans l'appareil avec charge externe a été balancé entre les deux genres, les deux positions et les trois conditions de stabilisation. La même stratégie a été utilisée pour les trois modalités d'exercices sur chaise romaine. Au minimum trois minutes de repos étaient accordées entre chaque modalité.

Tableau 5. Séquence des étapes réalisées dans les deux sessions de mesure*

Étapes dans l'ordre chronologique	Session 1	Session 2
– Formulaire de consentement, questionnaires	√	
– Positionnement électrodes de surface (EMG)		√
– Positionnement des accéléromètres	√	√
– Calibrage des accéléromètres		
– Échauffement + familiarisation dans l'appareil avec charge externe	√	√
– CMVs réalisées dans l'appareil avec charge externe †	√	√
– Familiarisation (métronome) aux exercices dans l'appareil avec charge externe	√	√
– Six modalités d'exercices dans l'appareil avec charge externe (Figure 3) ‡		√
– Repos de 5 min	√	√
– CMVs réalisées dans la chaise romaine	√	√
– Familiarisation (métronome) aux exercices sur chaise romaine	√	√
– Trois modalités d'exercices sur chaise romaine (Figure 2)		√

* Les sessions de mesure concernées par chaque étape sont identifiées par des crochets

† À la session 1, les CMVs des muscles spinaux ont été suivis des CMVs des muscles extenseurs de la hanche.

‡ Pour ce qui est des modalités d'exercice (cycles de flexion-extension), une seule modalité d'exercice a été pratiquée à la session 1, autant dans l'appareil avec charge externe que sur la chaise romaine, ceci afin de se familiariser avec le rythme imposé par le métronome.

√ Indique si cette étape a été réalisée dans cette session

3.1.5 Traitement des signaux et analyses statistiques

À partir des données angulaires (exercices dans l'appareil avec charge externe : angles du Biodex; exercices dans la chaise romaine : inclinomètre à L1), l'amplitude RMS (root mean square) des signaux EMG a été calculée dans la phase d'extension des trois cycles du milieu (2, 3 et 4) de chaque modalité d'exercice (comprenant 5 cycles). Cette analyse s'est réalisée pour une plage de 20° située au centre du mouvement, c'est-à-dire pour les angles de 15° de flexion à -5° d'extension (par rapport à la verticale) dans l'appareil avec charge externe et pour les angles variant de 30° à 10° de flexion (par rapport à l'horizontale) dans la chaise romaine. L'amplitude RMS a aussi été calculée (fenêtre d'une seconde d'EMG) dans la portion statique (tronc horizontal) des exercices réalisés dans la chaise romaine. L'effort relatif de chaque muscle a ensuite été exprimé en **taux d'utilisation musculaire (TUM)** en normalisant l'amplitude RMS correspondant à la tâche par rapport à l'amplitude EMG RMS maximale calculée avec les signaux EMG des CMVs (valeur maximale parmi toutes les contractions), tel qu'exprimé dans cette équation:

$$TUM = \left[\frac{RMS_{t\grave{a}che}}{RMS_{max}} \right] \times 100$$

Les TUMs des muscles homologues (gauche et droit) et des trois cycles ont ensuite été moyennés pour donner six groupes musculaires (fessiers, biceps fémoraux, multifides, ilio-costaux lombaires, longs dorsaux lombaires, longs dorsaux thoraciques).

Afin de vérifier si les différentes modalités d'exercice avaient une influence sur le mouvement de la région lombaire, l'étendue de mouvement maximal a été calculée pour chacun des trois cycles du centre pour en faire la moyenne.

Des ANOVAs à deux voies (Exercices dans l'appareil avec charge externe : deux Positions × trois Stabilisations = six modalités) ou à une voie (Exercices dans la chaise romaine : trois modalités), avec mesures répétées, ont été réalisées pour l'étude des TUMs de chaque groupe musculaire et pour l'étude de l'étendue de mouvement à L1. Lorsque nécessaires, des tests *a posteriori* ont été réalisés avec le test de Tuckey.

3.2 Résultats

3.2.1 Modalités d'exercices réalisées dans l'appareil avec charge externe

L'étendue de mouvement à L1 s'est révélée significativement plus grande (de 4-5° en moyenne) dans la position assise. L'effet Stabilisation est demeuré non significatif.

En ce qui concerne les TUMs, aucune interaction significative n'a été observée pour aucun groupe musculaire. Les effets principaux (Position, Stabilisation) statistiquement significatifs n'étaient pas les mêmes pour les muscles spinaux et pour les extenseurs de la hanche (**Tableau 6, Figure 6**). L'effet Position était significatif pour les muscles LO-T10, GF et BF mais le sens de l'effet divergeait entre les muscles. En effet, pour les extenseurs de la hanche

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles para-vertébraux

(GF et BF), les TUMs étaient significativement plus petits (10 à 21% en moyenne) en position semi-assise alors qu'à LO-T10, l'effet contraire était obtenu. L'effet Stabilisation, de son côté, était significatif pour les quatre muscles spinaux où on a obtenu des TUMs significativement plus élevés (8 à 15% en moyenne) avec une stabilisation partielle ou complète par rapport à aucune stabilisation.

Tableau 6. Moyennes (écarts-types) des taux d'utilisation musculaire et résultats statistiques correspondant aux six modalités d'exercice réalisées dans l'appareil avec charge externe

Muscles	Position †	Niveau de stabilisation du bassin *			ANOVAs (valeurs <i>P</i>)		
		Aucune (A)	Partielle (B)	Complète (C)	Position	Stabilisation ‡	Interaction
MU-L4	Assise	50 (16)	65 (17)	65 (19)	0,429	0,008 A < B = C	0,528
	½-assise	51 (14)	60 (19)	65 (23)			
IL-L3	Assise	38 (16)	53 (17)	52 (15)	0,328	0,002 A < B = C	0,288
	½-assise	41 (15)	45 (15)	49 (17)			
LO-L1	Assise	45 (16)	60 (19)	62 (20)	0,356	0,000 A < B = C	0,596
	½-assise	52 (13)	59 (17)	64 (19)			
LO-T10	Assise	29 (11)	37 (14)	39 (14)	0,048	0,007 A < B = C	0,837
	½-assise	35 (11)	40 (15)	44 (15)			
GF	Assise	39 (24)	36 (18)	34 (17)	0,000	0,925	0,561
	½-assise	21 (14)	20 (10)	24 (13)			
BF	Assise	48 (27)	46 (26)	45 (24)	0,000	0,853	0,831
	½-assise	28 (8)	25 (10)	29 (11)			

*Les niveaux de stabilisation du bassin : aucune (condition A), partielle c'est-à-dire avec coussin arrière seulement (condition B) et complète c'est-à-dire avec coussins arrière et avant (condition C).

† Position du sujet dans l'appareil : assise (genoux à 90°) et semi-assise (siège légèrement incliné vers l'avant, genoux à 45°)

‡ Lorsque l'effet principal « Stabilisation » est significatif, les résultats des tests a posteriori (Tuckey) sont exprimés sous la valeur *P* de l'ANOVA. Les lettres A, B et C correspondent aux niveaux de stabilisation du bassin « Aucune », « Partielle » et « Complète », respectivement.

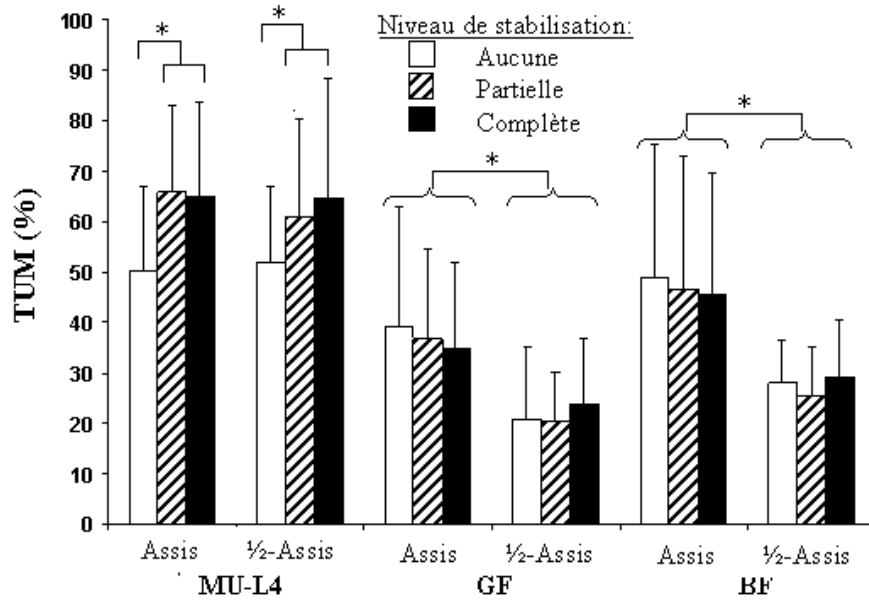


Figure 6. Taux d'utilisation musculaire (TUM) obtenus pour les six modalités d'exercice réalisées dans l'appareil avec charge externe.

Pour les muscles multifides (MU-L4), grands fessiers (GF) et biceps fémoraux (BF). Les astérisques indiquent où se trouvent les différences statistiquement significatives. Les résultats de tous les muscles sont détaillés dans le **Tableau 6**.

3.2.2 Modalités d'exercices réalisées dans la chaise romaine

L'étendue de mouvement à L1 s'est révélée significativement plus petite lorsque l'angle à la hanche est à 40° par rapport à la condition contrôle (**Figure 7**).

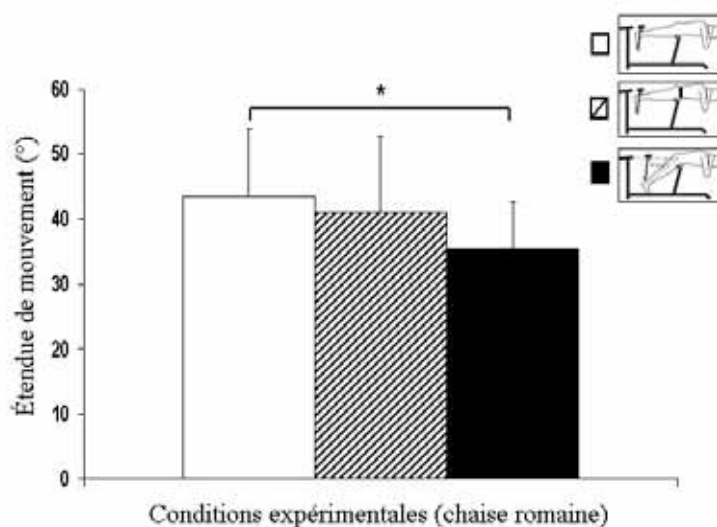


Figure 7. Étendue de mouvement mesuré à L1 lors des différentes modalités d'exercice réalisées dans la chaise romaine à la session 2.

Les TUMs d'un seul groupe musculaire (BF) ont mené à un effet significatif, où des valeurs plus petites (6 à 12% en moyenne) ont été obtenues dans la condition avec l'angle à la hanche de 40° par rapport aux deux autres conditions, et cela autant dans la portion dynamique que dans la portion statique de l'exercice (Tableau 7).

Tableau 7. Moyennes (écarts-types) des taux d'utilisation musculaire et résultats statistiques correspondant aux trois modalités d'exercice sur chaise romaine

Phase de l'exercice*	Muscles	Modalités d'exercice			Statistiques Valeur <i>P</i> ANOVA et (tests <i>a posteriori</i>) †
		Condition contrôle (A)	Stabilisation du bassin (B)	Hanche avec 40° flexion (C)	
Dynamique (extension)	MU-L4	49 (14)	49 (17)	45 (11)	0,516
	IL-L3	45 (18)	38 (12)	43 (16)	0,345
	LO-L1	54 (14)	53 (14)	53 (10)	0,933
	LO-T10	42 (15)	45 (15)	42 (14)	0,695
	GF	22 (19)	25 (20)	19 (11)	0,725
	BF	20 (11)	24 (17)	14 (8)	0,017 (A = B > C)
Statique (horizontal)	MU-L4	55 (15)	54 (14)	46 (13)	0,132
	IL-L3	48 (16)	41 (11)	40 (16)	0,153
	LO-L1	58 (12)	58 (12)	53 (10)	0,213
	LO-T10	46 (17)	48 (13)	41 (15)	0,344
	GF	29 (22)	26 (21)	19 (14)	0,327
	BF	26 (15)	24 (11)	14 (6)	0,002 (A = B > C)

* Les TUMs ont été calculés dans deux phases de l'exercice, soit dans la phase dynamique (extension) et dans la phase statique (tronc à l'horizontale).

† Lorsque l'effet principal (ANOVA) est significatif, les résultats des tests *a posteriori* (Tuckey) sont exprimés entre parenthèses. Les lettres A, B et C correspondent aux modalités « contrôle », « stabilisation du bassin » et « hanche avec 40° flexion », respectivement.

3.3 Discussion

3.3.1 Modalités d'exercices réalisées dans l'appareil avec charge externe

Selon nos résultats, une stabilisation du bassin (partielle ou complète) favorise le recrutement des muscles spinaux de 8 à 15% en moyenne, selon le muscle, ce qui est en accord avec notre hypothèse 2.1. Cependant, une stabilisation complète ne produit pas un effet plus important qu'une stabilisation partielle. Depuis la mise en marche du projet de recherche, deux études ont été publiées sur ce sujet (San Juan *et al.* 2005; Walsworth 2004), chacune d'elle présentant un sous-ensemble des modalités d'exercice comparées dans la présente étude. Walsworth (2004) ont comparé le Cybex et le MedX chez neuf sujets, les deux appareils permettant une position semi-assise, une stabilisation partielle du bassin, une stabilisation des membres inférieurs et une même étendue de mouvement (70°). La différence se situait sur le type de stabilisation du bassin (MedX : coussin arrière; Cybex : courroie avant ajustée fermement à la jonction des cuisses et du bassin). Les analyses EMG ont aussi été réalisées lors de la phase d'extension (durée : 4 s) d'un exercice dont l'intensité permettait de réaliser huit à 15 répétitions maximum (même charge pour les deux appareils). Aucune différence significative n'a été observée en ce qui a trait à l'activation de la musculature lombaire. Cela correspond aux résultats de la présente étude, car aucun effet n'est observé dès qu'il y a une stabilisation partielle du bassin. San Juan *et al.* (2005) ont évalué l'effet de stabilisation du bassin (avec et sans coussin arrière) pour des exercices réalisés en position semi-assise à une intensité de 50% FMV obtenue lors des CMV statiques (n = 15 sujets). Cela est donc tout à fait comparable à ce que nous avons réalisé. Le fait de stabiliser partiellement le bassin a eu pour effet d'augmenter significativement les TUMs des multifides de 59% à 85% et n'a eu aucun effet sur les biceps fémoraux, ce qui est en parfaite cohérence avec nos résultats. De plus, leurs résultats indiquent que cet effet reste le même après plusieurs répétitions menant à la fatigue.

La position semi-assise diminuait l'activation des extenseurs de la hanche de 10 à 21% en moyenne, dépendant du muscle et du niveau de stabilisation du bassin, ce qui supporte l'hypothèse 2.2. Dans cette position, les deux groupes musculaires (MF, GF) ont un plus grand bras de levier comparativement à la position assise (Nemeth and Ohlsen 1985), ce qui leur donne un avantage mécanique. Aussi, les BF sont allongés, ce qui les rendrait plus forts selon la relation musculaire tension-longueur. Même s'il est attendu que les GF se raccourcissent légèrement dans cette position, il apparaît que l'effet mécanique net (augmentation bras de levier vs raccourcissement du muscle) soit positif selon les résultats de TUMs.

Les résultats du présent projet sont plus complets que les études antérieures, car ils permettent de séparer l'effet de la position dans l'appareil de l'effet dû au degré de stabilisation du bassin et cela dans un même appareil, ce qui permet de contrôler plusieurs variables confondantes potentielles. De plus, les effets sur les deux principaux groupes musculaires impliqués, soit les muscles spinaux et les muscles extenseurs de la hanche, ont été considérés. Il apparaît donc évident qu'un appareil permettant une position semi-assise et une stabilisation partielle du bassin serait la meilleure solution pour entraîner de façon spécifique les muscles spinaux. Cette conclusion est d'autant plus intéressante que la plupart des appareils de musculation répertoriés

sur le marché offrent cette configuration. Ne pas à avoir à stabiliser le bassin complètement, avec des coussins sur le devant, rend ces appareils moins coûteux et surtout, plus facile d'utilisation.

3.3.2 Modalités d'exercices réalisées dans la chaise romaine

Les résultats obtenus dans cet appareil sont beaucoup plus modestes, car le seul effet significatif a été observé pour le BF. En effet, changer le positionnement des membres inférieurs (flexion de la hanche à 40°) a permis de diminuer de façon non négligeable l'activation des BF (6 à 12% en moyenne), ce qui ne supporte que partiellement notre hypothèse de recherche (hypothèse 2.2) car cet effet n'a pas été observé pour le GF. Les résultats obtenus ici avec la flexion de la hanche à 40° sont en accord avec l'effet de position observé avec les exercices réalisés avec l'appareil avec charge externe. Dans les deux cas, le fait d'allonger les muscles BF a eu pour effet de diminuer leurs TUMs. Cependant, aucune différence significative n'a été obtenue pour les GF, bien qu'une légère diminution (3-4%) soit observable. Cela peut s'expliquer par une augmentation plus modeste du bras de levier des GF par rapport au BF (Nemeth and Ohlsen 1985).

Dans la chaise romaine, une stabilisation du bassin telle que considérée ici (courroie) ne permet pas, contrairement aux exercices dans l'appareil avec charge externe, d'augmenter l'activation des muscles spinaux ni de diminuer l'action des extenseurs de la hanche. Cela est en désaccord avec notre hypothèse de recherche (hypothèse 2.1). Cela peut être attribuable à la position horizontale du sujet qui peut possiblement impliquer un chargement lombaire interne (forces de compression et de cisaillement sur les structures passives) différent d'un appareil avec charge externe, ce qui en retour nécessiterait une coordination différente des muscles spinaux. Dans le cas où une contribution relative plus importante des muscles spinaux était nécessaire dans cette position, une contribution additionnelle serait alors plus difficile à obtenir avec une stabilisation du bassin. Bien que la courroie ne représente pas un système aussi rigide qu'une armature d'acier, celle-ci était tout de même serrée à la limite de la tolérance des sujets. Cependant, il faudrait fort probablement un système plus efficace pour empêcher la rotation du bassin et ainsi agir sur l'action des extenseurs de la hanche.

3.3.2.1 Retombées concrètes pour la pratique de la réadaptation

Autant pour les exercices réalisés dans l'appareil avec charge externe que pour ceux réalisés dans la chaise romaine, les effets observés ne sont pas négligeables et pourraient avoir des répercussions sur l'entraînement des muscles spinaux. En effet, les conditions retenues pour chacun de ces appareils apparaissent optimales pour éviter l'épuisement des muscles extenseurs de la hanche et ainsi favoriser l'atteinte de l'épuisement des muscles spinaux. Cette condition est souhaitable pour induire l'effet de surcharge nécessaire pour solliciter des changements physiologiques (hypertrophie, changements enzymatiques, augmentation de la densité des capillaires intramusculaires, etc.) auprès des muscles spinaux (effets d'entraînement) et ainsi augmenter leur endurance. Cependant, ceci reste à démontrer non seulement chez des sujets sains, mais aussi chez la clientèle visée (lombalgie chronique). En effet, il faudra d'abord démontrer que les muscles spinaux fatiguent plus rapidement que les extenseurs de la hanche, ce qui fait l'objet du volet III du présent projet de recherche. Ensuite, les effets d'entraînement devront être documentés dans une étude longitudinale (programme d'entraînement échelonné sur plusieurs semaines).

3.4 Conclusion

Lorsqu'un appareil avec charge externe doit être utilisé, un appareil permettant une position semi-assise et une stabilisation partielle du bassin permettrait de réduire la contribution des extenseurs de la hanche et de rehausser la contribution des muscles spinaux. Pour ce qui est de l'utilisation de la chaise romaine, il ne semble pas possible de rehausser la contribution des muscles spinaux. Cependant, positionner la hanche à 40° de flexion permet de réduire la contribution des biceps fémoraux. Ces recommandations représenteraient donc les meilleures solutions pour entraîner de façon spécifique les muscles spinaux, bien qu'une étude réalisée en situation de fatigue et avec des personnes lombalgiques soit nécessaire pour vérifier ces résultats dans les bonnes conditions d'application. Cela fera l'objet du volet III du projet de recherche.

4. VOLET III – ÉVALUATION DE L'EFFICACITÉ DE DEUX MODALITÉS D'EXERCICE À INDUIRE LA FATIGUE DES MUSCLES SPINAUX CHEZ DES SUJETS SAINS ET DES PATIENTS SOUFFRANT D'UNE LOMBALGIE CHRONIQUE

Rappel des objectifs : L'objectif de ce volet est d'évaluer si les exercices sélectionnés au volet II permettent de générer de la fatigue musculaire au niveau des muscles spinaux lors d'une séance d'entraînement et que cette fatigue est plus importante que la fatigue des muscles extenseurs de la hanche. Cela devait être vérifié chez des sujets sains ainsi que chez des sujets lombalgiques chroniques.

4.1 Méthodologie

4.1.1 *Sujets et devis de l'étude*

Seize sujets sains et 18 sujets lombalgiques chroniques, répartis également selon le genre dans chacun des groupes, ont été recrutés (voir description au **Tableau 8**). Les sujets hommes et femmes ainsi que sains et lombalgiques ont été recrutés également selon différentes strates d'âge (18-30, 31-40, 41-50, 51-55 ans) de manière à permettre les comparaisons entre les sujets sains et lombalgiques. Les critères d'inclusion et d'exclusion des sujets sains étaient les mêmes qu'aux volets I et II. Les sujets lombalgiques étaient recrutés dans la population et à l'Institut de réadaptation de Montréal. Les **critères d'inclusion** additionnels appliqués à ces sujets ont été : (1) présence douleur lombaire ou lombo-sacrée avec ou sans douleur radiculaire (limitée aux genoux), (2) présence de douleur chronique définie comme une douleur quotidienne ou quasi quotidienne depuis plus de 3 mois. Les **critères d'exclusion** des sujets lombalgiques ont été les mêmes que pour les sujets sains. Tous les sujets ont signé un formulaire de consentement. Le projet ainsi que le formulaire de consentement ont été approuvés par le comité d'éthique des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain.

Pour ce volet du projet de recherche, deux séances en laboratoire (une pour chaque type d'exercice), séparées d'au moins deux jours mais d'au plus deux semaines, ont été nécessaires pour permettre une récupération complète, car chaque exercice devait être exécuté jusqu'à épuisement. L'ordre d'exécution de chaque type d'exercice (chaise romaine, appareil avec charge externe) a été balancé à travers les sujets, les deux genres et les deux groupes (sains et lombalgiques).

Tableau 8. Caractéristiques démographiques, physiques et cliniques des sujets

Variable *	Sujets sains (n = 16)		Sujets lombalgiques (18)		Test-t Valeur P
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type	
Âge (années)	43	8	40	9	0,232
Masse (kg)	70	14	69	17	0,792
Taille (m)	168	10	167	9	0,886
IMC	25	3	26	5	0,508
% graisse	26	5	26	6	0,856
Niveau d'activité physique	8.6	1.5	8,8	1,3	0,758
EVA douleur (cm)	/	/	3,8	2,3	/
RDQ (%)	/	/	38	22	/
TSK (score/68)	/	/	45	11	/
PCS (score/52)	/	/	25	14	/

IMC : Indice de masse corporelle; % graisse : estimé à partir des plis cutanés (biceps, triceps, abdominal, sous-scapulaire) (Durnin and Womersley 1974) ; EVA : échelle visuelle analogue sur l'intensité de la douleur; RDQ : Questionnaire Roland-Morris sur la perception des incapacités (**R**oland-**M**orris **D**isability **Q**uestionnaire); TSK : échelle de kinésiophobie de Tampa (**T**ampa **S**cale for **K**inesiophobia); PCS : dramatisation de la douleur (**P**ain **C**atastrophizing **S**cale).

4.1.2 Tâches

Dans chaque séance de mesure, la procédure de calibrage des accéléromètres et l'une des deux modalités d'exercices sélectionnées au volet II ont été réalisées. Rappelons que ces modalités d'exercice sont les suivantes : (1) dans la chaise romaine - flexion de la hanche à 40° et (2) dans l'appareil avec charge externe - position semi-assise avec stabilisation partielle (arrière) du bassin. Cependant, dans la séance où l'appareil avec charge externe était utilisé, trois CMVs statiques ont été réalisées dans le dynamomètre Biodex et le moment en extension maximal parmi les trois essais (*Force*) a été retenu afin de déterminer la charge relative qui a été fixée à 60% de *Force*. Cette intensité a été déterminée, à partir des informations provenant d'une équation de prédiction (Mayhew *et al.* 1992) et d'études où ce type d'entraînement a été utilisé chez des sujets lombalgiques chroniques (Danneels *et al.* 2001; Hlobil *et al.* 2005; Smeets *et al.* 2006a), afin que les sujets atteignent un nombre de répétitions maximales variant entre 15 et 20. Afin de ne pas prolonger le test inutilement, une limite de 60 répétitions a été fixée, ce qui n'a été atteint que pour un seul sujet (femme en santé) dans l'appareil avec charge externe.

Les modalités d'exécution des exercices ont été exactement les mêmes que dans le volet II à l'exception que les cycles de flexion-extension ont été exécutés jusqu'à épuisement et que la pause d'une seconde (en position horizontale) utilisée dans l'exercice avec chaise romaine a été retirée. Les deux modalités d'exercice se sont donc réalisées avec des cycles de 4 s (2 s en flexion et 2 s en extension). Le nombre de répétitions complétées (*NbRep*) pour chaque exercice

a été retenu de manière à obtenir un critère mécanique de fatigue musculaire (analogue à *Tlim* au volet I).

4.1.3 Techniques de mesure

Mesures biomécaniques. Les mesures électromyographiques et dynamométriques (Biodex) ont été réalisées telles que définies dans le volet II. Cependant, afin d'évaluer la possibilité de fatigue musculaire des quadriceps dans l'exercice avec charge externe, deux électrodes additionnelles ont été positionnées bilatéralement sur les vastes internes (VI) (Bilodeau *et al.* 2003). En effet, les sujets étant en position semi-assise, ils doivent appuyer les pieds contre une plate-forme de manière à générer l'effort en extension, ce qui sollicite ce groupe musculaire. Les mesures cinématiques (accéléromètres) n'ont pas été analysées dans l'appareil avec charge externe, car le mouvement du tronc était parfaitement standardisé (appareil Biodex). Par contre, des modifications ont été réalisées pour l'exercice dans la chaise romaine. En effet, étant donné qu'il n'y a pas de courroie de positionnée sur le bassin dans la modalité d'exercice choisie (flexion de la hanche à 40°), un accéléromètre pouvait être placé sur le sacrum afin de documenter le mouvement du bassin. Un accéléromètre a aussi été déplacé de la cuisse gauche vers le haut du tronc (apophyse C7) afin de mieux documenter la cinématique du tronc.

Questionnaires. La plupart de ces questionnaires n'ont servi qu'à décrire les sujets lombalgiques de l'étude (**Tableau 1**). Le niveau d'activité physique dans les trois derniers mois a été estimé à l'aide d'un questionnaire auto-administré (Baecke *et al.* 1982) chez tous les sujets. Les autres questionnaires ne concernent que les sujets lombalgiques. L'intensité de la douleur a été mesurée avec une échelle visuelle analogue (VAS) de 10 cm, la perception d'incapacité due au mal de dos a été évaluée avec le questionnaire Roland-Morris (Roland and Morris 1983), la peur du mouvement a été évaluée avec l'échelle de kinésiophobie de Tampa [TSK – Tampa Scale for Kinesiophobia; (French *et al.* 2002)] alors que la dramatisation de la douleur fût estimée avec l'échelle du même nom [PCS – Pain Catastrophizing Scale; (Sullivan *et al.* 1995)]. Finalement, la fatigue musculaire perçue lors de l'exercice a été évaluée avec l'échelle de Borg CR-10 tel que défini dans le volet I, à l'exception d'un groupe musculaire qui fût ajouté (quadriceps). Ainsi, la fatigue correspondant à cinq groupes musculaires (spinaux thoraciques, spinaux lombaires, fessiers, ischio-jambiers et quadriceps), a été évaluée, immédiatement après la fin de l'exercice.

4.1.4 Procédures

Les procédures propres aux deux sessions de mesure ont été les suivantes : (1) formulaire de consentement, (2) questionnaires et mesures anthropométriques (session 1 seulement); (3) positionnement électrodes de surface (EMG); (4) positionnement des accéléromètres; (5) calibrage des accéléromètres; (6) échauffement + familiarisation (métronome) dans la modalité d'exercice (Biodex ou chaise romaine); (7) CMVs (séance avec Biodex seulement); (8) repos de 10 minutes pendant lequel l'échelle de Borg était expliquée au sujet; (9) exécution de la modalité d'exercice jusqu'à épuisement; (10) évaluation subjective de la fatigue (échelle de Borg).

4.1.5 Traitement des signaux

4.1.5.1 Analyse cinématique

Toutes les données angulaires ont d'abord été filtrées avec un filtre Butterworth (ordre 4) sans déphasage temporel et dont la fréquence de coupure optimale était déterminée selon une analyse résiduelle (Winter 1990). En ce qui a trait à l'analyse cinématique des données de la chaise romaine, les angles articulaires à la hanche (HA : angle relatif senseurs sacrum – cuisse), de la colonne lombaire (LO : angle relatif senseurs L1 – sacrum) et de la colonne thoracique (TH : angle relatif senseurs C7 – L1) ont été calculés. Ensuite, les angles articulaires minimum (début de la flexion) et maximum (fin de la flexion) ont été retenus à chaque répétition. Afin de documenter si le mouvement était constant au cours de l'exercice, le nombre de répétitions (*NbRep*) a été divisé selon quatre intervalles de temps (0-25%, 26-50%, 51-75%, 76-100% de *NbRep*) et ces angles articulaires minimums et maximums, correspondant aux répétitions appartenant à chaque intervalle, ont été moyennés. Étant donné que *NbRep* variait entre 9 et 60 à travers les sujets, le nombre de répétitions qui a été moyenné pour chaque intervalle variait entre deux et 15. Les cycles excédentaires (ex. : 9 cycles / 4 intervalles = 2; 8 cycles sont utilisés alors il en reste 1) étaient moyennés dans le dernier intervalle.

Afin de quantifier la coordination entre les segments lors de l'exercice dans la chaise romaine, des ratios ($n = 2$) entre les étendues de mouvement de deux articulations adjacentes ont été calculés tout au long de la phase d'extension de chaque cycle: (1) $\text{Ratio}_{\text{LO/HA}} = \text{ROM}_{\text{LO}} / \text{ROM}_{\text{HA}}$, (2) $\text{Ratio}_{\text{TH/LO}} = \text{ROM}_{\text{TH}} / \text{ROM}_{\text{LO}}$. Cette analyse a permis de quantifier dans quelle mesure le mouvement à l'articulation du haut (ex. : LO) est plus grand (Ratio > 1), plus petit (Ratio < 1), ou est équivalent (ratio = 1) au mouvement de l'articulation du bas (ex. : HA). Encore ici, les valeurs correspondant aux quatre intervalles (0-25%, 26-50%, 51-75%, 76-100%) de l'exercice ont été moyennées.

4.1.5.2 Analyse des signaux EMG.

Pour les deux modalités d'exercice, les fenêtres d'analyse à chaque cycle ont été définies tel qu'au volet II (plage de 20° située au centre du mouvement). À chaque cycle, des analyses EMG ont été réalisées dans le domaine temporel, en calculant l'amplitude RMS, et dans le domaine fréquentiel, en utilisant les transformées en ondelettes définies au volet I de manière à obtenir les fréquences médianes instantanées (FMI). Les séries temporelles de ces quantités (RMS, FMI) ont ensuite été utilisées pour définir des variables EMG sensibles à différents phénomènes, tel que détaillés dans les prochains paragraphes.

Indices EMG de fatigue musculaire. Les séries temporelles des valeurs FMI étaient ensuite caractérisées avec des régressions linéaires de manière à obtenir leur ordonnée à l'origine ou « intercept » (FMI_i), leur pente (ex. : FMI_p), leur pente normalisée ($\text{NFMI}_p = \text{FMI}_p / \text{FMI}_i$) et leur valeur finale (FMI_f). Rappelons que NFMI_p permet de vérifier la vitesse à laquelle la fatigue musculaire s'installera. Cependant, cela n'indique pas si le sujet a atteint un niveau de fatigue important lorsqu'il arrête l'exercice. Afin de vérifier cela, l'amplitude relative (ΔFMI) du changement de la FMI dans le temps a été calculée de la façon suivante :

$$\Delta FMI = \left(\frac{FMI_f - FMI_i}{FMI_i} \right) \times 100$$

Ainsi, nous pouvons nous attendre à un même niveau de fatigue à la fin de l'exercice entre les sujets sains et les sujets lombalgiques, si ces derniers atteignent vraiment l'épuisement. Évidemment, nous assumons ici que les sujets sains atteindront l'épuisement.

Les résultats des muscles homologues (gauche et droit) ont été moyennés pour donner sept groupes musculaires (quadriceps, fessiers, biceps fémoraux, multifides, ilio-costaux lombaires, longs dorsaux lombaires, longs dorsaux thoraciques). Les mêmes analyses ont été réalisées avec les valeurs RMS pour obtenir les variables dans le domaine temporel ($NRMS_p$ et ΔRMS).

Indices EMG de coordination musculaire. Les séries temporelles des valeurs RMS obtenues lors de la phase d'extension ont été utilisées afin d'étudier les stratégies d'adaptation du système nerveux lorsque la fatigue s'installe. Ainsi, les phénomènes de compensation musculaire (hypothèse 3.4) entre les muscles spinaux ($n =$ quatre paires de muscles) ont été étudiés car les muscles extenseurs de la hanche ne peuvent compenser pour les muscles spinaux. L'analyse a consisté à faire des ratios-EMG entre différents muscles (Edgerton *et al.* 1996; Reeves *et al.* 2006; van Dieen *et al.* 2003a). L'amplitude EMG d'un muscle est tout simplement divisée par l'amplitude EMG d'un autre muscle, pour toutes les combinaisons de muscles possibles ($n = 6$), soient L4/L3, L4/L1, L4/T10, L3/L1, L3/T10, L1/T10. Ces ratios ont ensuite été transformés (Reeves *et al.* 2006), selon les formulations suivantes :

$$RatioA = \begin{cases} (ratio - 1) \cdot 100\%, & ratio \geq 1 \\ \left(\frac{1}{ratio} - 1 \right) \cdot 100\%, & ratio < 1 \end{cases} \quad \text{et} \quad RatioR = \begin{cases} (ratio - 1) \cdot 100\%, & ratio \geq 1 \\ - \left(\frac{1}{ratio} - 1 \right) \cdot 100\%, & ratio < 1 \end{cases}$$

où les $RatioA$ et $RatioR$ sont les ratios absolu et relatif, respectivement. Brièvement, le ratio relatif permet de déterminer la direction de la relation entre les deux muscles, en plus de sa grandeur. Le ratio absolu ne donne que la grandeur. Comme pour l'étude cinématique, les ratios-EMG ont été calculés à chaque répétition et les valeurs correspondant aux quatre intervalles (0-25%, 26-50%, 51-75%, 76-100%) de l'exercice ont été moyennées.

4.1.6 Analyses statistiques

Afin de pouvoir réaliser des analyses paramétriques, plusieurs variables ont dû être transformées à l'aide d'une transformation unique (Van Albada and Robinson 2007) permettant d'obtenir des distributions normales dans tous les cas, selon le test Wilk-Shapiro. Cependant, bien que certaines analyses statistiques aient été menées avec les variables transformées, il a été jugé plus pertinent, pour faciliter l'interprétation de ces résultats, que les moyennes et écarts-types rapportées dans les tableaux et figures correspondent aux variables non transformées.

Étude de la fatigue avec les indices EMG (hypothèse 3.1) et comparaison entre les sujets sains et lombalgiques (hypothèse 3.2)

Pour chaque modalité d'exercice, une ANOVA à deux voies ($2 \text{ Groupes} \times 7 \text{ Muscles}$) a permis de comparer le niveau de fatigue (variables $NFMI_p$, ΔFMI , $NRMS_p$ et ΔRMS) des sept groupes musculaires (moyenne des muscles homologues) et de vérifier si les résultats sont les mêmes chez les sujets sains et lombalgiques. Le test de Tuckey-Kramer a été utilisé pour les comparaisons a posteriori.

Une procédure similaire a été utilisée pour analyser le niveau de fatigue perçue (*Borg CR-10*) c'est-à-dire avec une ANOVA à deux voies ($2 \text{ Groupes} \times 5 \text{ Régions}$). Cela a permis de vérifier si les résultats des analyses objectives (EMG) corroborent les résultats des mesures subjectives en ce qui a trait à la région la plus sollicitée lors des exercices.

Finalement, pour chaque groupe de sujets (sains, lombalgiques), des corrélations de Pearson ont été réalisées entre $NbRep$ et $NFMI_p$ de chaque groupe musculaire afin de trouver quel groupe musculaire a limité la performance en endurance (corrélation la plus élevée).

Étude de mouvement des hanches et de la région lombaire (hypothèse 3.3)

Une analyse ANOVA mixte à deux voies ($2 \text{ Groupes} \times 4 \text{ Intervalles}$) avec mesures répétées sur le facteur *Intervalles* (quatre niveaux : 0-25%, 26-50%, 51-75%, 76-100% de $NbRep$) a permis de comparer les différentes variables cinématiques décrites à la section précédente.

Étude des phénomènes de compensation musculaire (hypothèse 3.4)

Des ANOVA à deux voies (deux *Groupes* \times quatre *Intervalles*) avec mesures répétées sur le facteur *Intervalles* ont été réalisées pour chaque ratio-EMG.

4.2 Résultats

4.2.1 Variables mécaniques

Le nombre de répétitions réalisées dans l'appareil avec charge externe a été équivalent (Mann-Whitney, $P = 0,656$) entre les sujets sains ($n = 23 \pm 13$ répétitions) et les sujets lombalgiques ($n = 27 \pm 16$ répétitions). Dans la chaise romaine, les sujets sains ont effectué significativement (Test-t, $P = 0,001$) plus de répétitions ($n = 34 \pm 12$ répétitions) que les sujets lombalgiques ($n = 23 \pm 10$ répétitions).

La force maximale volontaire obtenue dans le Biodex, servant à établir la charge relative de 60% FMV pour l'exercice dans l'appareil avec charge externe, était équivalente (Test-t, $P = 0,467$) entre les sujets sains (264 ± 103 Nm) et les sujets lombalgiques (231 ± 97 Nm).

Les corrélations de Pearson entre les mesures de performance ($NbRep$ et *Force*) et les mesures psychologiques associées à la douleur (TSK, PCS, VAS), réalisées chez les sujets lombalgiques, étaient non-significatives.

4.2.2 Indices EMG de fatigue musculaire

Afin d'aider à l'interprétation des résultats portant sur les comparaisons entre groupes et muscles, nous avons fait des analyses additionnelles dans le but de vérifier si les muscles présentaient des signes de fatigue en évaluant si les variables de pentes (*NFMip*, *NRMSp*) étaient significativement différentes de zéro (résultats de tous les sujets confondus). Les figures 8 et 9 illustrent les résultats pour l'appareil avec charges externes et la chaise romaine, respectivement. Il faut savoir que bien que l'indice EMG le plus fidèle et valide pour représenter la fatigue musculaire soit *NFMip*, le signe le plus évident de fatigue musculaire est la combinaison de valeurs *NFMip* négatives et de valeurs *NRMSp* positives (Luttmann *et al.* 2000). La présence seule de valeurs *NFMip* négatives indique une fatigue moins importante alors que la présence seule de valeurs *NRMSp* positives indique une contribution mécanique plus importante du muscle (Luttmann *et al.* 2000). Les résultats diffèrent en fonction de la modalité d'exercice (**Tableau 9**). Dans l'appareil avec charges externes, tous les muscles spinaux ainsi que les quadriceps présentaient des signes évidents de fatigue (*NFMip* négatives et *NRMSp* positives) alors que les extenseurs de la hanche (GF et BF) semblent démontrer des signes de recrutement musculaire sans présence de fatigue (*NRMSp* positives seulement). Dans la chaise romaine, il n'était pas possible de tenir compte de la variable *NRMSp* pour les muscles du dos correspondant aux électrodes L4 et L1 car le comportement des valeurs EMG RMS dans le temps n'était pas linéaire (ce point est repris dans la discussion). Si on ne retient que la variable *NFMip*, des signes de fatigue ont été obtenus pour L4, L3, L1, GF et VI alors qu'un recrutement musculaire sans présence de fatigue (*NRMSp* positives seulement) semble être en présence pour T10 et BF. Les analyses réalisées avec les variables ΔFMI et ΔRMS ont mené aux mêmes conclusions.

L'association entre ces variables de pentes (*NFMip*, *NRMSp*) et le nombre de répétitions maximales (*Tlim*) a aussi été évaluée avec des corrélations de Spearman (résultats : **Tableau 10**) de manière à identifier quels groupes musculaires expliqueraient l'arrêt de l'exercice (hypothétiquement les plus fatigués). Dans l'appareil avec charges externes, si on ne retient que les muscles où des signes de fatigue étaient présents, les corrélations significatives les plus élevées avec *NFMip* (meilleur indice de fatigue) ont été obtenues à L4 ($r = 0,68$), suivi de L3 ($r = 0,51$) et finalement VI ($r = 0,43$). Dans la chaise romaine, aucune corrélation n'a atteint le niveau de signification statistique.

Les résultats statistiques portant sur les comparaisons entre groupes et muscles, cela pour les deux modalités d'exercices, sont présentés dans le **Tableau 10**. Encore une fois, les résultats diffèrent en fonction de la modalité d'exercice. En général, les deux types d'analyse des variations de FMI et RMS dans le temps (pente vs différence) donnent des résultats similaires. En ce qui a trait à l'appareil avec charges externes, aucune interaction *Groupes* \times *Muscles* n'est ressortie statistiquement significative. Bien que l'effet *Groupes* était significatif pour l'échelle de Borg (sujets sains < sujets lombalgiques), aucun effet n'a été observé avec les variables EMG. L'effet principal *Muscles* est ressorti significatif pour l'échelle de Borg où la région du bas du dos démontrait plus de fatigue que les quatre autres régions considérées. Ces résultats sont appuyés par les résultats EMG (*NFMip* et ΔFMI , **Tableau 10**) démontrant plus de fatigue à L4 que pour tous les autres muscles (Figure 8 – exemple pour *NFMip*).

Dans la chaise romaine, aucun effet *Groupes* n'a été obtenu autant pour l'échelle de Borg que pour les variables EMG (**Tableau 10**, **Figure 9**). L'effet *Muscles*, de son côté, était significatif

pour toutes les variables. L'échelle de Borg a permis d'identifier la région du bas du dos comme étant la plus fatiguée. Les analyses spectrales de l'EMG (variables $NFMIp$ et ΔFMI) ont démontré quelques différences (L4, L1 et GF < T10 et BF) alors que les analyses temporelles (variables $NRMSp$ et ΔRMS) démontrent plusieurs effets se résumant par de plus petites valeurs au niveau lombaire (L4, L3, L1) qu'aux autres sites d'électrodes.

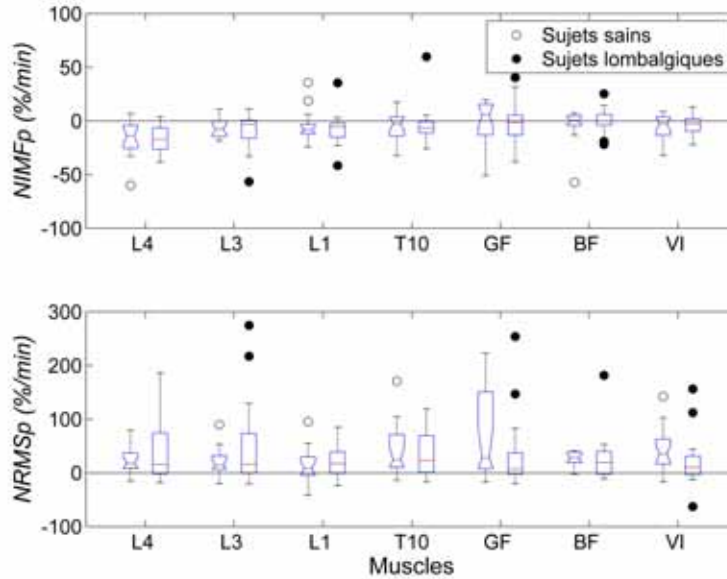


Figure 8. Appareil avec charges externes

Représentation sous forme de boxplot des résultats correspondant aux variables $NFMIp$ et $NRMSp$ de chaque groupe musculaire et de chaque groupe de sujets : Appareil avec charges externes. Cette représentation a été choisie car les données brutes n'étaient pas normalement distribuées. Rappelons que les statistiques ont été réalisées sur les données transformées afin d'avoir des distributions normales. Chaque boîte est caractérisée par une ligne plus ou moins en son centre, représentant la médiane, et délimitée (limites supérieure et inférieure) par le premier (25^e percentile) et le dernier (75^e percentile) quartile de la distribution. Les lignes verticales aux extrémités des boîtes sont délimitées par ± 1.5 intervalles inter-quartile et les points (cercles) en dehors de cet étendue sont considérées comme des données aberrantes. .

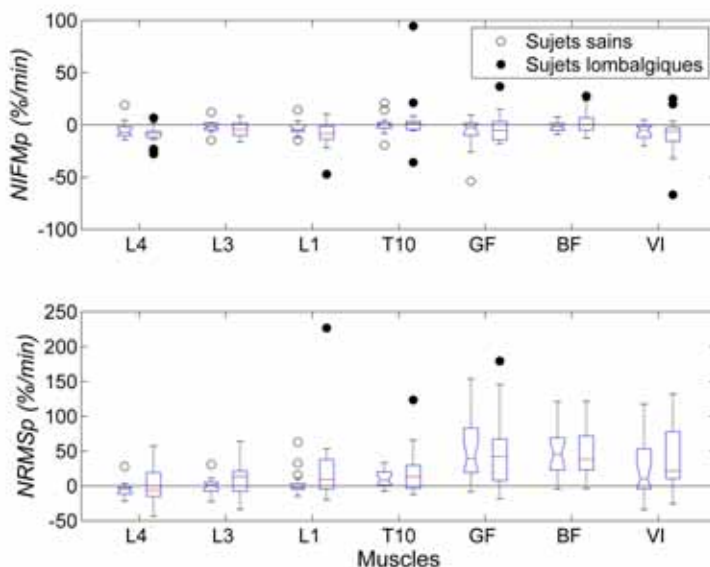


Figure 9. Chaise romaine

Représentation sous forme de boxplot (voir explications à la figure précédente) des résultats correspondant aux variables NFMip et NRMSp de chaque groupe musculaire et de chaque groupe de sujets : Chaise romaine.

Tableau 9. Résultats statistiques* portant sur la signification des variables EMG de pentes

Muscle	Appareil avec charge externe				Chaise romaine			
	NFMip		NRMSp		NFMip		NRMSp	
	≠ 0	r Tlim	≠ 0	r Tlim	≠ 0	r Tlim	≠ 0	r Tlim
L4	0,000 (<)	0,68	0,000 (>)	-0,65	0,000 (<)	0,27	0,242	-0,07
L3	0,001 (<)	0,51	0,000 (>)	-0,23	0,027 (<)	0,27	0,416	-0,17
L1	0,001 (<)	0,09	0,003 (>)	-0,26	0,000 (<)	0,34	0,208	-0,24
T10	0,015 (<)	0,04	0,000 (>)	-0,44	0,971	-0,07	0,000 (>)	-0,31
GF	0,946	-0,03	0,000 (>)	-0,47	0,029 (<)	-0,00	0,000 (>)	-0,12
BF	0,893	0,00	0,000 (>)	-0,19	0,386	-0,29	0,000 (>)	-0,15
VI	0,027 (<)	0,43	0,000 (>)	-0,23	0,000 (<)	0,21	0,000 (>)	-0,24

* Premièrement, il a été vérifié si les pentes étaient significativement différentes de zéro ($\neq 0$), avec un test de Wilcoxon (non-directionnel), en utilisant les valeurs *NFMip* et *NRMSp* non-transformées (résultats de tous les sujets confondus). Les valeurs *P* correspondantes sont indiquées dans les colonnes identifiées avec ' $\neq 0$ ' et les symboles entre parenthèses (<, >) indiquent la direction de l'effet. Deuxièmement, l'association entre ces pentes et le nombre de répétitions maximales (*Tlim*) a été évaluée avec des corrélations de Spearman. Les corrélations correspondantes sont rapportées dans les colonnes identifiées avec 'r Tlim' et les corrélations significatives ($P < 0,05$) sont identifiées en caractères gras.

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles para-vertébraux

Tableau 10. Résultats statistiques portant sur la fatigue des différents groupes musculaires

Variable	Valeurs <i>P</i> (ANOVA)			Direction des effets principaux	
	Groupe (G)	Muscle (M)	G × M	Groupe*	Muscle †
Appareil avec charge externe					
<i>NFMI_p</i>	0,724	0,000	0,993	/	L4 < tous
ΔFMI	0,766	0,000	0,954	/	L4 < tous
<i>NRMS_p</i>	0,095	0,427	0,304	/	/
ΔRMS	0,021	0,399	0,352	/	/
Borg	0,000	0,000	0,918	S < L	BAS > HT,FE,IS,QU
Chaise romaine					
<i>NFMI_p</i>	0,313	0,000	0,473	/	L4,L1,VI < T10,BF
ΔFMI	0,769	0,000	0,739	/	L4, VI < T10,BF
<i>NRMS_p</i>	0,107	0,000	0,716	/	≈ L4, L3,L1 < T10,GF, BF,VI
ΔRMS	0,185	0,000	0,300	/	≈ L4,L3,L1 < T10,GF, BF,VI
Borg	0,812	0,000	0,970	/	BAS > HT,FE,IS,QU

* Direction de l'effet GROUPE, lorsque significatif. Ex. : S < L signifie Sains < Lombalgiques. † Les groupes musculaires sont identifiés selon le site des électrodes. Pour la variable Borg, quatre régions ont été étudiées : 1 : haut du dos (HT), 2 : Bas du dos (BAS), 3 : Fesses (FE), 4 : Derrière cuisses ou ischio-jambiers (IS), 5 : Quadriceps (QU). ≈ indique l'allure générale des résultats car plusieurs différences significatives étaient présentes.

4.2.3 Analyses cinématiques

Cette partie ne concerne que l'exercice dans la chaise romaine. Il faut d'abord noter que la tâche a été exécutée adéquatement, car l'étendue de mouvement du tronc (senseur C7) est demeurée constante ($ROM_{C7} = 49 \pm 9^\circ$, par rapport à l'horizontale) tout au long de l'exercice (effet INTERVALLE non significatif), même si les angles du tronc au départ ($MIN_{C7} = 0 \pm 4^\circ$) et à la fin du mouvement ($MAX_{C7} = 49 \pm 9^\circ$) de flexion ont démontré une diminution significative (moins fléchi), bien que de faible amplitude (environ 4°), entre le premier et le dernier intervalle (**Tableau 11**).

Les analyses statistiques n'ont mené à aucun effet impliquant le facteur GROUPE, même en ce qui a trait à l'interaction GROUPE × INTERVALLE, à l'exception de l'étendue de mouvement lombaire (ROM_{L0}) où une interaction fût observée (**Tableau 11**). Cette interaction se traduit par une diminution plus marquée de l'étendue de mouvement lombaire chez les sujets sains par rapport aux sujets lombalgiques, de sorte que l'écart entre les groupes grandissait d'un intervalle

à l'autre (Figure 10 - ROM_{LO}). D'ailleurs, les comparaisons entre les groupes (tests-t) réalisées à chaque intervalle démontrent une différence significative dans le dernier intervalle (Intervalle 1 : P = 0,547; Intervalle 2 : P = 0,078; Intervalle 3 : P = 0,058; Intervalle 4 : P = 0,024). Un effet INTERVALLE a été obtenu pour toutes les variables à l'exception de ROM_{C7}. ROM_{HA} et ROM_{TH} ont augmenté de 2° et 7° respectivement alors que ROM_{LO} a diminué de 11° (Figure 10). Tel que le démontre la variable Ratio_{LO/HA}, l'amplitude de mouvement lombaire est plus élevée qu'aux hanches au début de l'exercice mais qu'une contribution plus égale des deux régions s'installe graduellement au cours de l'exercice (Figure 11 - Ratio_{LO/HA}). Ratio_{TH/LO}, de son côté, démontre une contribution équivalente entre la colonne lombaire et thoracique en début d'exercice mais que la contribution thoracique devient de plus en plus importante relativement à la contribution lombaire au cours de l'exercice (Figure 11 - Ratio_{TH/LO}).

Tableau 11. Résultats statistiques portant sur l'étude du mouvement des segments du tronc : Chaise romaine

Variable*	Valeurs P de l'ANOVA			Direction des effets principaux	
	Groupe (G)	Intervalle (I)	G × I	Groupe †	Intervalle ‡
ROM _{C7}	0,409	0,847	0,744	/	/
MIN _{C7}	0,639	0,000	0,270	/	1 < 3,4; 2 < 4
MAX _{C7}	0,296	0,000	0,945	/	1,2 < 4
ROM _{HA}	0,632	0,000	0,669	/	1 < 3,4
ROM _{LO}	0,075	0,000	0,014	/	1 < 2 < 3 < 4
ROM _{TH}	0,996	0,000	0,383	/	1,2,3 < 4; 1 < 3
Ratio _{LO/HA}	0,108	0,000	0,084	/	1 > 2 > 3 > 4
Ratio _{TH/LO}	0,688	0,000	0,680	/	1 < 2 < 3 < 4

*ROM : étendue de mouvement (Range Of Motion) ; MIN : minimum; MAX: maximum; C7 : senseur à C7; HA : articulation hanche (angle sacrum – cuisse); LO : articulations lombaires (angle L1-sacrum); TH : articulations thoraciques (angle C7-L1); HALO : articulations hanche et lombaires (angle L1-cuisse).

†Direction de l'effet GROUPE, lorsque significatif. Ex. : S < L signifie Sains < Lombalgiques. ‡ Les intervalles sont numérotés de la façon suivante : 1 : 0-25%, 2 : 26-50%, 3 : 51-75%, 4 : 76-100%

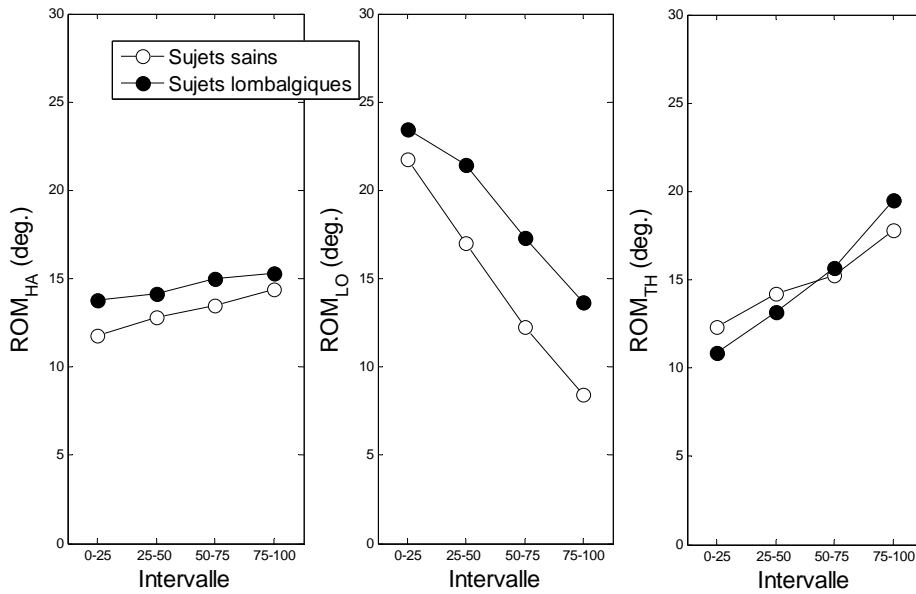


Figure 10. Valeurs moyennes de l'étendue de mouvement aux hanches

Valeurs moyennes de l'étendue de mouvement aux hanches (ROM_{HA}), lombaire (ROM_{LO}) et thoracique (ROM_{TH}) à chaque intervalle de l'exercice avec la chaise romaine, pour les deux groupes de sujets (sains, lombalgiques). La dispersion des points n'est pas représentée afin de faciliter la clarté de la figure.

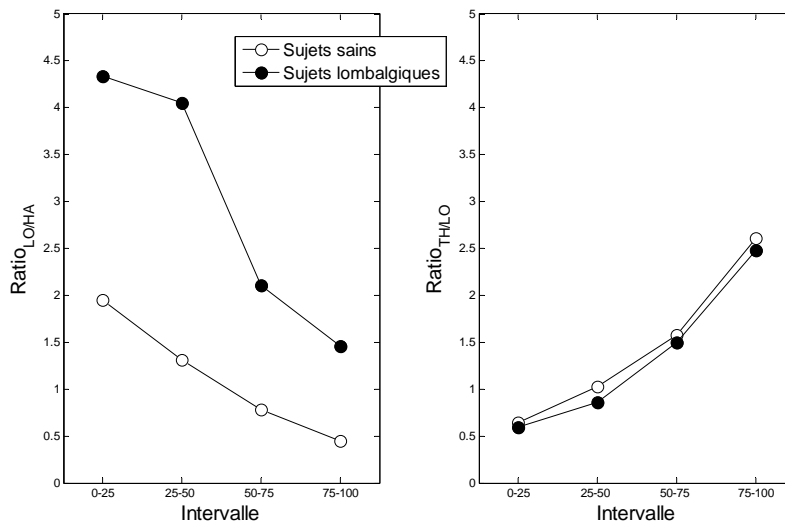


Figure 11. Valeurs moyennes du ratio entre l'étendue de mouvement lombaire et l'étendue de mouvement aux hanches

Valeurs moyennes du ratio entre l'étendue de mouvement lombaire et l'étendue de mouvement aux hanches (Ratio_{LO/HA}), ou entre l'étendue de mouvement thoracique et l'étendue de mouvement lombaire (Ratio_{TH/LO}) à chaque intervalle de l'exercice avec la chaise romaine, pour les deux groupes de sujets (sains, lombalgiques). La dispersion des points n'est pas représentée afin de faciliter la clarté de la figure.

4.2.4 Indices EMG de coordination musculaire

Les résultats correspondants (variables *RatioA* et *RatioR*) n'ont révélé aucun effet GROUPE, ni d'interaction GROUPE \times INTERVALLE, et cela pour les deux exercices, ce qui fait qu'ils ne sont pas détaillés (tableaux), ni illustrés (figures) ici. Quelques effets INTERVALLE ont été obtenus, comme le laissaient présager les résultats sur les indices EMG de fatigue obtenus avec les quantités RMS, mais ne sont pas d'intérêt ici.

4.3 Discussion

Les principaux résultats de la présente étude ont révélé, en ce qui a trait aux indices EMG de fatigue musculaire, que les signes de fatigue musculaire étaient plus importants pour les muscles spinaux que pour les extenseurs de la hanche en ce qui concerne l'appareil avec charge externe. Dans la chaise romaine, les signes de fatigue musculaire étaient moins évidents, mais semblaient tout de même concerner les muscles au niveau lombaire (L4, L3, L1) ainsi que le GF, mais ce dernier étant un peu moins affecté par la fatigue. Ces résultats sont appuyés par les perceptions des sujets dans les deux types d'exercice, avec une fatigue plus importante perçue dans le bas du dos que dans les autres régions. Étonnamment, il semble y avoir présence de fatigue des quadriceps pour les deux types d'exercice. En ce qui a trait aux différences entre groupes, bien que les résultats ont différé dans un cas entre les différentes mesures de la fatigue musculaire (mesures EMG, mécaniques et perceptuelles), les interactions *Groupes \times Muscles* sont toutes demeurées non-significatives. Finalement, les analyses cinématiques réalisées dans le cas de la chaise romaine ont démontré une diminution graduelle de la flexion lombaire et une augmentation graduelle de la flexion thoracique au cours des répétitions de l'exercice. Cependant, une diminution plus marquée de l'étendue de mouvement lombaire a été observée chez les sujets sains par rapport aux sujets lombalgiques au cours des répétitions, de sorte que l'écart entre les groupes grandissait au cours de l'exercice.

4.3.1 Variables mécaniques

Ces analyses ont d'abord permis de constater que les sujets lombalgiques semblent avoir fourni une performance maximale lors des exercices et lors des contractions maximales volontaires, car les mesures de performance correspondantes (*NbRep* et *Force*) étaient équivalentes entre les groupes, du moins dans l'appareil Biodex (exception de *NbRep* dans la chaise romaine), et n'étaient pas associées aux variables psychologiques associées à la douleur.

Étant donné que la charge relative soutenue lors de l'exercice avec charge externe était fort probablement équivalente (soit 60% FMV) entre les deux groupes, il est possible d'affirmer que les sujets lombalgiques recrutés pour la présente étude ne présentaient pas d'évidence de fatigabilité anormale de la musculature lombaire. D'ailleurs, les résultats non-significatifs pour les indices EMG de fatigue musculaire confirment ces résultats. Étonnamment, les sujets lombalgiques ont perçu plus de fatigue que les sujets sains lors de cette tâche, et cela indépendamment du groupe musculaire (interaction GROUPE \times MUSCLE non significative). Nous n'avons pas d'explication claire à donner sur ces résultats mais il est possible qu'il soit difficile, chez les sujets lombalgiques, de départager les inconforts causés par la douleur (nociception provenant des structures passives associées à la lésion) des inconforts causés par la fatigue musculaire. La seule étude où des conditions similaires sont réunies [CMVs équivalentes

entre les groupes, test de fatigue avec le tronc à la verticale (bien que la contraction était isométrique) et avec charge relative élevée (80% FMV)], soit la seule étude où l'effet confondant de ces variables semble avoir été évité, démontre une plus grande fatigabilité chez les sujets lombalgiques selon les indices EMG de fatigue musculaire (Roy *et al.* 1989). Cependant, notre tâche était dynamique plutôt que statique. Il est aussi possible que notre groupe de sujets lombalgiques ne présentait pas d'altération de leur composition musculaire, comme cela semble parfois le cas (Crossman *et al.* 2004), contrairement à d'autres (Mannion *et al.* 1997b). Crossman *et al.* (2004) proposent que ce ne sont pas tous les patients qui présentent des altérations histomorphométriques (composition en fibres) et les signes de faiblesse et de fatigue musculaires associées, dépendant s'ils sont des « avoiders » ou des « confronters », comme le décrit le modèle de peur-évitement (Vlaeyen and Linton 2000). D'ailleurs, une étude a démontré que les « avoiders » ont une fatigue plus accentuée que les « confronters » et que ces derniers sont comparables aux sujets normaux, selon leur propres analyses spectrales (variable équivalente à *NFMIP*) appliquées aux signaux recueillis à L4/L5 lors d'une contraction isométrique en extension (Biedermann *et al.* 1991).

Les sujets lombalgiques ont effectué significativement moins de répétitions (fatigue plus rapide) dans la chaise romaine, ce qui n'apparaît pas être expliqué par la fatigue musculaire localisée selon les résultats non significatifs obtenus avec la variable *NFMIP*. D'ailleurs, étant donné que l'endurance musculaire apparaît équivalente selon les résultats mécaniques et EMG dans l'appareil avec charge externe, il aurait été étonnant que *NFMIP* donne ici des différences, à moins que la charge dans la chaise romaine n'ait pas été équivalente entre les deux groupes. Cependant, la possibilité que la pesanteur du tronc ait représenté une charge relative différente entre les deux groupes apparaît improbable ici étant donné que le gabarit (taille, masse, % graisse) ainsi que la force maximale des deux groupes étaient équivalents. Le plus petit nombre de répétitions observé chez les sujets lombalgiques pourrait alors être expliqué par la douleur. Étant donné que les forces externes en présence sont différentes lors de ces deux exercices, ce qui implique des forces de compression et de cisaillement différentes au niveau lombaire, il est possible que les structures lésées aient généré plus de signaux de douleur dans la chaise romaine chez les sujets lombalgiques, ce qui aurait précipité un arrêt prématuré de l'exercice. Malheureusement, nous n'avons pas demandé l'intensité de la douleur ressentie lors de l'exercice. Les peurs spécifiques à l'exécution des deux exercices n'ont pas non plus été mesurées. Il est possible que l'exercice dans la chaise romaine soit perçu de façon plus négative que l'exercice dans l'appareil avec charge externe où les segments sont mieux stabilisés.

4.3.2 Évaluation de la fatigue musculaire localisée (EMG et Borg)

Les résultats correspondant aux deux modalités d'exercices différaient. Dans l'appareil avec charge externe, différents indicateurs (nombre de répétitions, indices EMG de fatigue) indiquent que la fatigue s'installait plus rapidement que dans la chaise romaine, ce qui a mené à des évidences de fatigue localisée ($\downarrow NFMIP + \uparrow NRMSp$) pour tous les muscles du dos ainsi que pour les quadriceps. Cependant, étant donné que les valeurs de *NFMIP* étaient significativement plus petites (pentes plus négatives) à L4 que pour tous les autres muscles, et que la corrélation entre *NFMIP* et *NbRep* était aussi plus importante à L4 ($r = 0.68$) et à L3 ($r = 0.51$), il apparaît que **la fatigue musculaire s'installe plus rapidement dans le bas du dos, ce qui supporte le fait que cet exercice est spécifique en terme d'entraînement de ces muscles**. D'ailleurs, l'évaluation subjective de la fatigue (échelle de Borg) confirme ces résultats avec une fatigue

plus élevée dans le bas du dos que dans les autres régions (haut du dos, fessiers, ischio-jambiers, quadriceps). Il aurait possiblement fallu plus de sujets pour obtenir des différences entre d'autres groupes musculaires, étant donné que le facteur MUSCLE n'était pas traité comme un facteur à mesures répétées dans les ANOVAs. Cela aurait peut-être permis de montrer des différences entre d'autres muscles du dos et les muscles des membres inférieurs (GF, BF, VI). Bien que les électrodes de surface situées à L4 ne permettent pas de mesurer directement l'activation des muscles profonds comme les multifides (Stokes *et al.* 2003), il serait intéressant de vérifier avec des mesures invasives d'activation musculaire si cet exercice spécifique peut renverser les atteintes en terme d'atrophie spécifique de ces muscles (Danneels *et al.* 2000; Hides *et al.* 1994). Aucun effet GROUPE n'a été obtenu, comme c'était aussi le cas dans la seule autre étude (Kankaanpaa *et al.* 2005) réalisée dans des conditions comparables (contractions dynamiques, appareil avec charge externe, indice EMG comparable à *NFMIp*). Finalement, aucune interaction GROUPE \times MUSCLE n'a été obtenue, ce qui suggère que **les résultats en rapport avec la spécificité de cet exercice en regard de la fatigue des muscles du bas du dos sont applicables autant chez les sujets lombalgiques que chez les sujets sains.**

Dans la chaise romaine, la fatigue musculaire semble s'installer dans les muscles au niveau lombaire (L4,L3,L1) ainsi que pour GF et VI. La présence de fatigue des quadriceps est étonnante, mais n'est pas confirmée par les mesures de perception. Étant donné que les pieds des sujets touchaient par terre lors de cet exercice, il est possible que ces muscles étaient recrutés pour accompagner la flexion de la hanche qui était peut-être nécessaire pour éviter que le corps pivote vers l'arrière, dû au poids des membres inférieurs. Parmi les extenseurs de la hanche, l'évidence de fatigue du GF, contrairement à BF, semble refléter les résultats obtenus au volet II où l'effet de flexion de la hanche n'avait un effet positif (réduction de l'activation) que pour les BF. Les comparaisons entre les différents groupes musculaires avec les variables *NFMIp* et ΔFMI ont permis de confirmer une fatigue plus importante à L4, L1 et VI qu'à T10 et BF, suggérant encore une fois que GF se situe entre ces deux groupes de muscles en ce qui a trait à la fatigue. Ici, les résultats de perception ne donnent pas tout à fait les mêmes réponses que l'EMG, avec une évidence de fatigue significativement plus importante dans le bas du dos que dans les quatre autres régions considérées. En somme, il apparaît que cet exercice n'est pas aussi spécifique pour entraîner les muscles spinaux que l'exercice avec charge externe, ce qui expliquerait pourquoi les différentes variables ou analyses ne convergent pas toutes dans la même direction. Il apparaît donc que la flexion de la hanche à 40° permet d'éviter la fatigue des BF mais les GF, de leur côté, semblent se fatiguer de façon non négligeable. Pour terminer, aucune différence entre groupes, ni d'interaction GROUPE \times MUSCLE n'était significative, ce qui suggère que les **résultats obtenus en ce qui a trait à la spécificité de cet exercice en regard de la fatigue des différents muscles sont applicables autant chez les sujets lombalgiques que chez les sujets sains.**

4.3.3 Évaluation de la coordination musculaire et inter-segmentaire

Étant donné que les analyses portant sur les ratios-EMG (variables *RatioA* et *RatioR*) n'ont mené à aucun résultat significatif et qu'aucune analyse cinématique n'a été réalisée pour l'exercice dans l'appareil avec charge externe, les prochains points de discussion porteront sur les analyses concernant la chaise romaine, soit l'analyse de l'activation musculaire (variable *NRMSp*) en relation avec l'analyse cinématique de la coordination inter-segmentaire.

Les résultats de récentes études portant sur l'exercice dans la chaise romaine démontrent que les muscles de la région lombaire (muscles du bas du dos) augmentent leur activation jusqu'à environ 60% de l'exercice où il y a ensuite désactivation graduelle alors que les muscles extenseurs de la hanche (fessiers et biceps fémoraux) rehaussent leur activation tout au long de l'exercice (Clark *et al.* 2003; Clark *et al.* 2002). Évidemment, ces résultats ne sont pas souhaitables en terme d'entraînement spécifique des muscles du dos. Nous avons été en mesure d'observer ce phénomène par l'étude des valeurs RMS dans le temps. Une augmentation linéaire des valeurs RMS a été observée pour les extenseurs de la hanche, ce qui est d'ailleurs bien quantifié avec la variable *NRMSp* qui suppose un comportement linéaire (variable de pente). En ce qui a trait aux muscles spinaux, une augmentation suivie d'une diminution de l'amplitude EMG est observable à L4 et L1 alors qu'à L3 et T10, cette augmentation se fait tout au long de l'exercice. La Figure 12 (électrode L4 droite) illustre ce phénomène qui n'est d'ailleurs pas observé dans l'appareil avec charge externe. Ces résultats peuvent partiellement expliquer pourquoi l'exercice dans la chaise romaine ne parvient pas à fatiguer les muscles spinaux de façon aussi spécifique (par rapport aux extenseurs de la hanche) que dans l'appareil avec charge externe. Ces résultats suggèrent donc que la flexion de la hanche à 40° n'empêcherait pas le dérecrutement graduel des muscles du bas du dos. Évidemment, l'utilisation de la variable *NRMSp* n'est pas adéquate dans le cas des muscles situés à L4 et L1 étant donné que le phénomène est non-linéaire. Cela explique d'ailleurs pourquoi les pentes *NRMSp* ne sont pas significativement différentes de zéro. Des analyses EMG plus détaillées devront donc être entreprises pour documenter ce phénomène correctement, en essayant d'expliquer la variabilité inter-individuelle dans les patrons d'activation des muscles situés à L4 et L1 (Figure 12) à l'aide des patrons d'activation des autres muscles et les analyses cinématiques.

La hausse d'activation des BF n'est pas accompagnée de fatigue musculaire, car les valeurs de *NFMIp* n'étaient pas significativement différentes de zéro. Ce recrutement graduel des BF pourrait s'expliquer par leur relation anatomique (bien qu'indirecte) avec le fascia thoraco-lombaire. En effet, ce fascia, lorsque mis sous tension, transmettrait des forces aux muscles spinaux afin de contribuer à l'extension du tronc (van Wingerden *et al.* 1993; Vleeming *et al.* 1995; Vleeming *et al.* 1996) qui apparaît d'ailleurs compromise par la fatigue et le dérecrutement graduel des muscles spinaux au cours de l'exercice.

En ce qui a trait aux analyses cinématiques, il a d'abord été observé que l'étendue de mouvement de la hanche est relativement petite (10 à 15° environ) au cours de cet exercice. Cela s'expliquerait non seulement par l'appui du bassin sur le coussin, mais aussi par l'allongement des extenseurs de la hanche qui a pour effet de retenir le bassin de façon passive. Malheureusement, aucune étude cinématique du bassin n'a été réalisée lors d'une exécution conventionnelle de cet exercice, ce qui nous empêche de conclure sur l'effet additionnel de stabilisation du bassin apporté par l'étirement des extenseurs de la hanche.

Dans la chaise romaine, l'analyse cinématique révèle aussi une diminution graduelle (linéaire) de l'étendue de mouvement lombaire qui apparaît être compensée par une augmentation de l'étendue de mouvement au niveau thoracique. Nous ne savons pas s'il y a une relation entre ces résultats cinématiques et l'évolution de l'amplitude des signaux EMG dans le temps pour les muscles sous les électrodes situées à L4 et L1 (comportement non-linéaire) de même qu'à L3 et T10 (comportement plus linéaire). Cependant, certaines études démontrent que les muscles médiaux (correspondent aux électrodes à L4 et L1) sont plus activés que les muscles latéraux

(électrodes à L3 et T10) dans les bas niveaux de force alors que le contraire se produit dans les niveaux de force plus élevés (Mayer *et al.* 2005; Vink *et al.* 1988). En d'autres mots, les muscles latéraux semblent plus participer lorsque les muscles médiaux atteignent leurs limites. Dans la présente étude, des signes de fatigue sont présents à L4, L3 et L1 alors qu'un recrutement musculaire sans présence de fatigue semble être en présence pour T10. Étant donné que la fatigue diminue la capacité en force d'un muscle, la fatigue (ou diminution en force) à L4, L3 et L1 serait ici compensée par une augmentation en force à T10. La diminution de l'étendue de mouvement lombaire va à l'encontre des résultats habituellement obtenus lors de contractions musculaires statiques (Essendrop *et al.* 2002) ou dynamiques (Dolan and Adams 1998; Marras and Granata 1997). Cependant, les efforts étaient réalisés en position debout dans ces études. Il est possible que l'effet de stabilisation du bassin généré par l'appui avant du bassin et par l'élongation des extenseurs de la hanche altère la coordination lombo-pelvienne. De plus, une diminution de l'étendue de mouvement lombaire implique des contractions moins dynamiques et donc moins énergivores (Bergstrom and Hultman 1988), ce qui peut aussi expliquer ces résultats qui peuvent paraître divergents par rapport à la littérature. Finalement, en ce qui concerne l'interaction GROUPE \times INTERVALLE révélant que les sujets lombalgiques diminuent moins l'étendue de mouvement lombaire que les sujets lombalgiques, nous n'avons présentement aucune explication à donner. Cependant, il faut réaliser que l'effet est marginal et peut donc ne pas avoir de signification physiologique.

Pour terminer, les analyses de coordination inter-segmentaire n'ont révélé aucune différence entre les groupes. D'ailleurs, d'autres types d'analyses, plus complexes (Burgess-Limerick *et al.* 1993; Thomas and Gibson 2007), avaient été réalisées mais n'ont pas été rapportées ici. Il est donc possible de conclure que la coordination inter-segmentaire était équivalente entre les deux groupes.

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles para-vertébraux

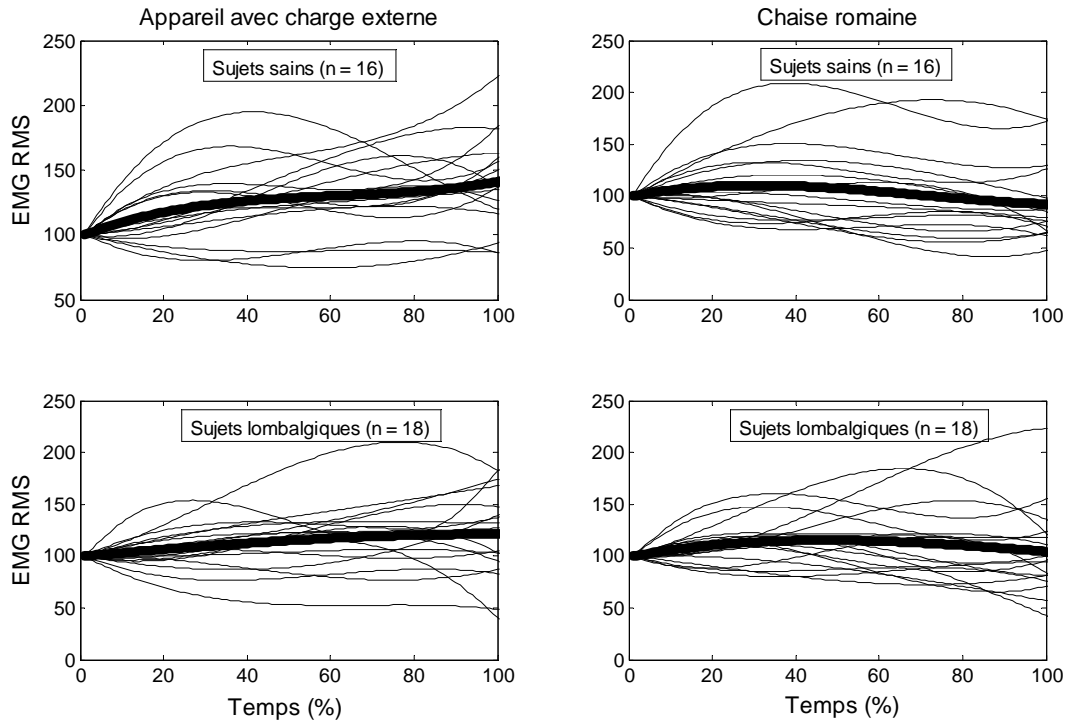


Figure 12. Courbes des valeurs RMS (site d'électrode L4 droit)

Correspondant à l'exercice dans l'appareil avec charge externe (graphiques de gauche) et dans la chaise romaine (graphiques de droite), pour les sujets sains (graphiques du haut) et les sujets lombalgiques (graphiques du bas). Afin de mieux distinguer l'allure générale des valeurs RMS dans le temps, un polynôme du 3^e degré a été passé à travers les données de RMS pour ensuite normaliser ces courbes par rapport à la valeur initiale et finalement normaliser toutes les courbes dans le temps (100 points). Dans chaque graphique, une courbe moyenne a été générée (trait épais) et nous révèle qu'en moyenne, il y a une augmentation graduelle de l'activation dans l'appareil avec charge externe alors que dans la chaise romaine, une augmentation est suivie d'une diminution.

5. DISCUSSION GÉNÉRALE ET CONCLUSION

Outre les résultats en relation avec les comparaisons entre les deux transformées spectrales (TRF vs OND), les résultats du volet I suggéraient que le test de fatigue était spécifique aux muscles du bas de la colonne vertébrale (MU-L4). À la lumière des connaissances disponibles, l'explication donnée était que la stabilisation du bassin permettait d'isoler l'action des muscles de la région lombaire, favorisant ainsi leur fatigue. Les résultats du volet II supportent cette explication, car une augmentation significative de l'activation des muscles spinaux avec une stabilisation complète (avant et arrière) du bassin, telle qu'utilisée dans le test de fatigue dans le volet I, a été observée pour tous les muscles spinaux. D'ailleurs, d'après les résultats du volet II, il apparaît qu'il aurait été suffisant de n'utiliser qu'un coussin, positionné à l'arrière du bassin, pour générer le même effet. Il aurait aussi été intéressant de savoir à ce moment que la position des genoux fléchis à 45° permettrait en plus de réduire la contribution des extenseurs de la hanche (résultats du volet II), ce qui aurait pu assurer une moins grande fatigue des biceps fémoraux qui affichaient une fatigue musculaire comparable à MU-L4, mais sans pour autant donner des corrélations significatives avec T_{lim} . En effet, les résultats du volet III ont permis de confirmer cette hypothèse en démontrant une fatigue localisée des muscles spinaux dans l'appareil avec charge externe, alors que les extenseurs de la hanche ne démontraient pas d'évidence de fatigue. Cependant, bien que cet exercice soit spécifique en terme de mise en fatigue des muscles spinaux, il reste qu'il nécessite un appareil plus coûteux que la chaise romaine.

L'exercice dans la chaise romaine requiert un appareil beaucoup plus simple et abordable en terme de coûts, mais n'apparaît pas fatiguer les muscles d'intérêts de façon aussi spécifique qu'un appareil avec charge externe, selon les résultats du volet III. En fait, selon les résultats du volet II, il faut remarquer que dans l'appareil avec charge externe, la stabilisation du bassin a fait augmenté le recrutement des muscles spinaux jusqu'à 34-69%, comparativement à 37-57% pour la chaise romaine, et cela malgré que l'intensité de l'exercice était un peu moindre dans l'appareil (40% MVC) lors du volet II. De plus, la position semi-assise a permis de diminuer la contribution relative des extenseurs de la hanche à des valeurs au moins comparables (17-29%) aux exercices dans la chaise romaine (12-30%).

En somme, les résultats du présent rapport de recherche permettent de faire la recommandation d'une modalité d'exercices dans l'appareil avec charge externe comme étant très efficace et spécifique à l'entraînement en endurance des muscles spinaux. Si l'achat d'un tel appareil n'est pas possible, l'utilisation de la chaise romaine permet aussi de fatiguer spécifiquement les muscles spinaux, mais de façon moins efficace. Bien que la stabilisation du bassin n'ait pas été efficace dans les deux types d'exercice pour augmenter l'activation des muscles spinaux (seulement dans l'appareil avec charge externe), il s'avère que l'allongement des muscles extenseurs de la hanche soit efficace pour diminuer l'activation des extenseurs de la hanche autant dans la chaise romaine [diminution de 4 à 18% (en moyenne) de l'activité des biceps fémoraux] que dans l'appareil avec charge externe [diminution de 8 à 27% (en moyenne) de l'activité des fessiers et biceps fémoraux)]. À l'exception des GF dans la chaise romaine, ces deux modalités ont le potentiel de fatiguer plus spécifiquement les muscles spinaux comparativement aux muscles extenseurs de la hanche, ce qui devrait créer une plus grande surcharge sur ces muscles, créer des changements physiologiques plus rapides et plus importants pour améliorer leur endurance et ultimement, diminuer les symptômes de douleur et permettre un

effet protecteur contre d'éventuelles récurrences. Cependant, ces effets potentiels restent à être démontrés.

Bien que l'endurance des muscles spinaux apparaît avoir un effet protecteur vis-à-vis l'occurrence d'un premier épisode de lombalgie (Adams *et al.* 1999; Biering-Sorensen 1984; Luoto *et al.* 1995), il n'est pas encore clair si ce sont les mouvements répétés de la région lombaire ou le chargement sur les muscles et autres structures lombaires qui produisent des effets cliniques favorables (Slade and Keating 2006; Slade and Keating 2007). Il est donc toujours possible que les exercices dans la chaise romaine produisent des effets cliniques comparables à un appareil avec charge externe en terme de réduction de la douleur et des incapacités. En fait, plusieurs questions demeurent. Il serait pertinent de comparer les effets physiologiques (endurance musculaire) et cliniques (douleurs, incapacités, etc.) des modalités d'exercices réalisées au sol comparativement aux deux modalités d'exercice recommandées ici. Finalement, il serait également intéressant de faire un suivi des patients après une période d'entraînement de manière à vérifier l'effet protecteur de ces exercices vis-à-vis les récurrences de lombalgies.

Avant de conclure, il est nécessaire d'identifier les principales limites du projet de recherche. Il faut d'abord souligner que les résultats obtenus peuvent être difficilement applicables à certaines clientèles comme les personnes obèses, par exemple. Dans le volet III, il est fort probable que le petit nombre de sujets lombalgiques recrutés ne représente pas bien l'hétérogénéité des lombalgies chroniques dites « non-spécifiques ». Bien que la problématique du diagnostic spécifique reste entière pour cette clientèle, de récentes évidences supportent que différents sous-groupes de patients répondent inégalement à différentes modalités d'intervention (Brennan *et al.* 2006; Childs *et al.* 2004; Fritz *et al.* 2003; Long *et al.* 2004), ce qui suggère en retour que différents mécanismes pathophysiologiques sont aussi en cause. Il n'est donc pas exclu que différents sous-groupes de patients démontrent différents patrons d'activation, ce qui pourrait impliquer des variations dans les résultats du présent projet. Aussi, ces résultats ne s'appliquent qu'aux muscles qui ne peuvent être évalués qu'avec l'électromyographie de surface, soit les muscles superficiels. Les muscles dorsaux profonds peuvent possiblement se comporter différemment. L'appareil Biodex a été choisi pour simuler différents appareils de musculation disponibles sur le marché, qui peuvent parfois être légèrement différents en ce qui a trait à la position du corps, les coussins pour stabiliser les segments et à la façon que la charge est appliquée (pas généré par une dynamomètre). Cependant, bien que nous ne sommes pas en mesure de juger des différences que cela peut produire, ces simulations nous apparaissent très réalistes. Certaines limites concernent le passage entre les volets II et III. En effet, des hypothèses simplificatrices ont été utilisées car la sélection des exercices pour le volet III ne s'est pas fait sur la base d'une analyse de la fatigue des différents groupes musculaires (plutôt sur le niveau d'activation), ni sur la base de résultats obtenus chez des sujets lombalgiques, ni sur la base de résultats obtenus à une même intensité de l'exercice dans l'appareil avec charge externe (40% FMV au lieu de 60% FMV au volet III). Rappelons qu'une analyse de la fatigue musculaire dans le volet II aurait nécessité plusieurs sessions de mesures ($n = 10$, soit 1 session de familiarisation et 9 correspondant à chaque modalité). L'évaluation de l'activation musculaire, plutôt que la fatigue, et ceci à un niveau d'effort un peu moins important (40% au lieu de 60% FMV), permettait de contourner ce problème tout en évitant une gradation de la fatigue au cours du protocole. Nous reconnaissons qu'il nous est impossible d'exclure avec certitude la possibilité que des modalités d'exercices différentes auraient pu être sélectionnées au volet II si le protocole plus exhaustif avait été utilisé.

6. RÉFÉRENCES

Adams, M. A., Mannion, A. F. and Dolan, P. (1999) Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine*, **24**, 2497-2505.

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

Arokoski, J. P. A., Kankaanpaa, M., Valta, T., Juvonen, I., Partanen, J., Taimela, S., Lindgren, K. A. and Airaksinen, O. (1999) Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **80**, 842-850.

Baecke, J. A. H., Burema, J. and Frijters, J. E. R. (1982) A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, **36**, 936-942.

Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W. and Malek, M. H. (2005) Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *J Electromyogr.Kinesiol.*, **15**, 190-199.

Benson, M. E., Smith, D. R. and Bybee, R. F. The muscle activation of the erector spinae during hyperextension with and without the pelvis restrained. *Physical Therapy in Sport* 3, 165-174. 2002.

Bergstrom, M. and Hultman, E. (1988) Energy cost and fatigue during intermittent electrical stimulation of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, **65**, 1500-1505.

Biedermann, H. J., Shanks, G. L., Forrest, W. J. and Inglis, J. (1991) Power spectrum analyses of electromyographic activity. Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine*, **16**, 1179-1184.

Biering-Sorensen, F. (1984) Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, **9**, 106-119.

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

Bonato, P. (1996) Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions: a time-frequency approach to assessing muscle fatigue. *IEEE Eng Med Biol*, **15**, 102-111.

Bonato, P., Roy, S. H., Knaflitz, M. and De Luca, C. J. (2001) Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Trans.Biomed Eng*, **48**, 745-753.

- Brennan, G. P., Fritz, J. M., Hunter, S. J., Thackeray, A., Delitto, A. and Erhard, R. E. (2006) Identifying subgroups of patients with acute/subacute "nonspecific" low back pain: results of a randomized clinical trial. *Spine*, **31**, 623-631.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B. and Neal, R. J. (1993) Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, **26**, 91-94.
- Callaghan, J. P. and McGill, S. M. (1995) Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. *Spine*, **20**, 992-998.
- Childs, J. D., Fritz, J. M., Flynn, T. W., Irrgang, J. J., Johnson, K. K., Majkowski, G. R. and Delitto, A. (2004) A clinical prediction rule to identify patients with low back pain most likely to benefit from spinal manipulation: a validation study. *Ann.Intern.Med.*, **141**, 920-928.
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M. and Khachatryan, A. (1997) Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, **22**, 2207-2212.
- Clark, B. C., Manini, T. M., Mayer, J. M., Ploutz-Snyder, L. L. and Graves, J. E. (2002) Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, **83**, 1547-1552.
- Clark, B. C., Manini, T. M. and Ploutz-Snyder, L. L. (2003) Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine*, **28**, 282-287.
- Crossman, K., Mahon, M., Watson, P. J., Oldham, J. A. and Cooper, R. G. (2004) Chronic low back pain-associated paraspinal muscle dysfunction is not the result of a constitutionally determined "adverse" fiber-type composition. *Spine*, **29**, 628-634.
- da Silva, R., Lariviere, C., Arsenault A.B., Nadeau, S. and Plamondon, A. (2008) The comparison of wavelet- and Fourier-based electromyographic indices of back muscle fatigue during dynamic contractions: validity and reliability results. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, **48**, 147-162.
- Danneels, L. A., Vanderstraeten, G. G., Cambier, D. C., Witvrouw, E. E., Bourgois, J., Dankaerts, W. and De Cuyper, H. J. (2001) Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain. *Br.J.Sports Med.*, **35**, 186-191.
- Danneels, L. A., Vanderstraeten, G. G., Cambier, D. C., Witvrouw, E. E. and De Cuyper, H. J. (2000) CT imaging of trunk muscles in chronic low back pain patients and healthy control subjects. *European Spine Journal*, **9**, 266-272.
- de Leva, P. (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, **29**, 1223-1230.
- Dederling, A., Hjelmsater, M. R., Elfving, B., Harms-Ringdahl, K. and Németh, G. (2000) Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 151-158.

- Dedering, A., Németh, G. and Harms-Ringdahl, K. (1999) Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics*, **14**, 103-111.
- Dolan, P. and Adams, M. A. (1993) Influence of lumbar and hip mobility on the bending stresses acting on the lumbar spine. *Clinical Biomechanics*, **8**, 185-192.
- Dolan, P. and Adams, M. A. (1998) Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, **31**, 713-721.
- Durnin, J. V. G. A. and Womersley, J. (1974) Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal of Nutrition*, **32**, 77-97.
- Edgerton, V. R., Wolf, S. L., Levendowski, D. J. and Roy, R. R. (1996) Theoretical basis for patterning EMG amplitudes to assess muscle dysfunction. *Medicine and science in sports and exercise*, **28**, 744-751.
- Enthoven, P., Skargren, E., Kjellman, G. and Oberg, B. (2003) Course of back pain in primary care: a prospective study of physical measures. *J.Rehabil.Med.*, **35**, 168-173.
- Essendrop, M., Schibye, B. and Hye-Knudsen, C. (2002) Intra-abdominal pressure increases during exhausting back extension in humans. *Eur J Appl Physiol*, **87**, 167-173.
- Farina, D. and Merletti, R. (2000) Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 337-349.
- Ferguson, S. A. and Marras, W. S. (1997) A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical Biomechanics*, **12**, 211-226.
- French, D. J., Roach, P. and Mayes, S. (2002) Peur du mouvement chez les accidentés du travail: l'Échelle de Kinésiophobie de Tampa (EKT). *Revue canadienne des sciences du comportement*, **34**, 28-33.
- Fritz, J. M., Delitto, A. and Erhard, R. E. (2003) Comparison of classification-based physical therapy with therapy based on clinical practice guidelines for patients with acute low back pain: a randomized clinical trial. *Spine*, **28**, 1363-1371.
- Garrow, J. S. and Webster, J. (1985) Quetelet's index (W/H²) as a measure of fatness. *International Journal of Obesity*, **9**, 147-153.
- Graves, J. E., Fix, C. K., Pollock, M. L., Leggett, S. H., Foster, D. N. and Carpenter, D. M. (1992) Comparison of two restraint systems for pelvic stabilization during isometric lumbar extension strength testing. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, **15**, 37-42.

Graves, J. E., Pollock, M. L., Carpenter, D. M., Leggett, S. H., Jones, A., MacMillan, M. and Fulton, M. (1990a) Quantitative assessment of full range-of-motion isometric lumbar extension strength. *Spine*, **15**, 289-294.

Graves, J. E., Pollock, M. L., Foster, D., Leggett, S. H., Carpenter, D. M., Vuoso, R. and Jones, A. (1990b) Effect of training frequency and specificity on isometric lumbar extension strength. *Spine*, **15**, 504-509.

Graves, J. E., Webb, D. C., Pollock, M. L., Matkozych, J., Leggett, S. H., Carpenter, D. M., Foster, D. N. and Cirulli, J. (1994) Pelvic stabilization during resistance training: Its effect on the development of lumbar extension strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **75**, 210-215.

Hagg, G. M., Luttmann, A. and Jager, M. (2000) Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 301-312.

Hansson, G. A., Asterland, P., Holmer, N. G. and Skerfving, S. (2001) Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Med Biol Eng Comput.*, **39**, 405-413.

Hayden, J. A., van Tulder, M. W., Malmivaara, A. V. and Koes, B. W. (2005a) Meta-analysis: exercise therapy for nonspecific low back pain. *Ann.Intern.Med.*, **142**, 765-775.

Hayden, J. A., van Tulder, M. W. and Tomlinson, G. (2005b) Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Ann.Intern.Med.*, **142**, 776-785.

Hides, J. A., Stokes, M. J., Saide, M., Jull, G. A. and Cooper, D. H. (1994) Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine*, **19**, 165-172.

Hlobil, H., Staal, J. B., Twisk, J., Koke, A., Ariens, G., Smid, T. and van Mechelen, W. (2005) The effects of a graded activity intervention for low back pain in occupational health on sick leave, functional status and pain: 12-month results of a randomized controlled trial. *J Occup.Rehabil.*, **15**, 569-580.

Holmstrom, E., Moritz, U. and Andersson, M. (1992) Trunk muscle strength and back muscle endurance in construction workers with and without low back disorders. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **24**, 3-10.

Hostens, I., Seghers, J., Spaepen, A. and Ramon, H. (2004) Validation of the wavelet spectral estimation technique in Biceps Brachii and Brachioradialis fatigue assessment during prolonged low-level static and dynamic contractions. *J Electromyogr.Kinesiol.*, **14**, 205-215.

Hultman, G., Nordin, M., Saraste, H. and Ohlsen, H. (1993) Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *Journal of Spinal Disorders*, **6**, 114-123.

- Jorgensen, K. (1997) Human trunk extensor muscles. Physiology and ergonomics. *Acta Physiologica Scandinavica.Supplementum*, **637**, 1-58.
- Kankaanpaa, M., Colier, W. N., Taimela, S., Anders, C., Airaksinen, O., Kokko-Aro, S. M. and Hanninen, O. (2005) Back extensor muscle oxygenation and fatigability in healthy subjects and low back pain patients during dynamic back extension exertion. *Pathophysiology.*, **12**, 267-273.
- Kankaanpaa, M., Laaksonen, D., Taimela, S., Kokko, S. M., Airaksinen, O. and Hanninen, O. (1998a) Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **79**, 1069-1075.
- Kankaanpaa, M., Taimela, S., Airaksinen, O. and Hanninen, O. (1999) The efficacy of active rehabilitation in chronic low back pain. Effect on pain intensity, self-experienced disability, and lumbar fatigability. *Spine*, **24**, 1034-1042.
- Kankaanpaa, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hanninen, S. and Airaksinen, O. (1998b) Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **79**, 412-417.
- Kankaanpaa, M., Taimela, S., Webber, C. L., Airaksinen, O. and Hanninen, O. (1997) Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *European Journal of Applied Physiology*, **76**, 236-242.
- Karlsson, S. and Gerdle, B. (2001) Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque - a study using the continuous wavelet transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **11**, 131-140.
- Karlsson, S., Yu, J. and Akay, M. (2000) Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, **47**, 228-238.
- Kavicic, N., Grenier, S. and McGill, S. M. (2004) Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, **29**, 2319-2329.
- Keller, A., Hellesnes, J. and Brox, J. I. (2001) Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test. *Spine*, **26**, 771-777.
- Kuukkanen, T. and Malkia, E. (1996) Muscular performance after a 3 month progressive physical exercise program and 9 month follow-up in subjects with low back pain. A controlled study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, **6**, 112-121.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2001a) Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **11**, 65-71.

- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2002) Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **12**, 135-146.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P. and Vadeboncoeur, R. (2002) Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil.*, **83**, 1206-1214.
- Lariviere, C., Gagnon, D., Gravel, D., Arsenault A.B., Dumas, J., Goyette, M. and Loisel, P. (2001b) A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clin.Biomech.*, **16**, 80-83.
- Lindstrom, I., Ohlund, C., Eek, C., Wallin, L., Peterson, L. E., Fordyce, W. E. and Nachemson, A. (1992a) The effect of graded activity on patients with subacute low back pain: a randomized prospective clinical study with an operant-conditioning behavioral approach. *Physical Therapy*, **72**, 279-293.
- Lindstrom, I., Ohlund, C., Eek, C., Wallin, L., Peterson, L. E. and Nachemson, A. (1992b) Mobility, strength, and fitness after a graded activity program for patients with subacute low back pain. A randomized prospective clinical study with a behavioral therapy approach. *Spine*, **17**, 641-652.
- Liu, Y. K., Laborde, J. M. and Van Buskirk, W. C. (1971) Inertial properties of a segmented cadaver trunk: their implications in acceleration injuries. *Aerospace Medicine*, 650-657.
- Long, A., Donelson, R. and Fung, T. (2004) Does it matter which exercise? A randomized control trial of exercise for low back pain. *Spine*, **29**, 2593-2602.
- Luoto, S., Heliovaara, M., Hurri, H. and Alaranta, H. (1995) Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, **10**, 323-324.
- Luttmann, A., Jager, M. and Laurig, W. (2000) Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *International Journal of Industrial Ergonomics*, **25**, 645-660.
- MacIsaac, D., Parker, P. A. and Scott, R. N. (2001) The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **11**, 439-449.
- Manniche, C. (1995) Assessment and exercise in low back pain. *DMB*, **41**, 301-313.
- Manniche, C., Asmussen, K., Lauritsen, B., Vinterberg, H., Karbo, H., Abildstrup, S., Fisher-Nielsen, K., Krebs, R. and Ibsen, K. (1993) Intensive dynamic back exercises with or without hyperextension in chronic back pain after surgery for lumbar disc protusion. A clinical trial. *Spine*, **18**, 560-567.
- Manniche, C., Hesselsoe, G., Bentzen, L., Christensen, I. and Lundberg, E. (1988) Clinical trial of intensive muscle training for chronic low back pain. *The Lancet*, **2**, 1473-1476.

- Manniche, C., Lundberg, E., Christensen, I., Bentzen, L. and Hesselsoe, G. (1991) Intensive dynamic back exercises for chronic low back pain: a clinical trial. *Pain*, **47**, 53-63.
- Mannion, A. F., Connolly, B., Wood, K. and Dolan, P. (1997a) The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **34**, 427-439.
- Mannion, A. F. and Dolan, P. (1994) Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, **19**, 1223-1229.
- Mannion, A. F., Weber, B. R., Dvorak, J., Grob, D. and Muntener, M. (1997b) Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *Journal of Orthopaedic Research*, **15**, 881-887.
- Marras, W. S. and Granata, K. P. (1997) Changes in trunk dynamics and spine loading during repeated trunk exertions. *Spine*, **22**, 2564-2570.
- Mayer, J. M., Graves, J. E., Clark, B. C., Formikell, M. and Ploutz-Snyder, L. L. (2005) The use of magnetic resonance imaging to evaluate lumbar muscle activity during trunk extension exercise at varying intensities. *Spine*, **30**, 2556-2563.
- Mayer, J. M., Graves, J. E., Robertson, V. L., Pierra, E. A., Verna, J. L. and Ploutz-Snyder, L. L. (1999) Electromyographic activity of the lumbar extensor muscles: effect of angle and hand position during roman chair exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **80**, 751-755.
- Mayhew, J. L., Ball, T. E., Arnold, M. D. and Bowen, J. C. Relative muscular endurance performance as a predictor of bench press strength in college men and women. *Journal of Applied Sport Science Research* 6[4], 200-206. 1992.
- McGill, S. (2002) *Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation*. Human Kinetics, Champaign, U.S.A.
- McGill, S. M. (1998) Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Physical Therapy*, **78**, 754-765.
- McMulkin, M. L., Woldstad, J. C. and Hughes, R. E. (1998) Torso loading via a harness method activates trunk muscles less than a hand loading method. *Journal of Biomechanics*, **31**, 391-395.
- Moffroid, M., Reid, S., Henry, S. M., Haugh, L. D. and Ricamato, A. (1994) Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, **20**, 81-87.
- Moffroid, M. T., Haugh, L. D., Haig, A. J., Henry, S. M. and Pope, M. H. (1993) Endurance training of trunk extensor muscles. *Physical Therapy*, **73**, 10-17.

Monod, H. and Scherrer, J. Capacité de travail statique d'un groupe musculaire synergique chez l'homme. *Comptes Rendus de la Société de Biologie (Paris)*, **151**, 1358-1362. 1957.

Nachemson, A. L. and Jonsson, E. (2000) *Neck and back pain*. Lippincott Williams & Wilkins, New York, U.S.A.

Nemeth, G. and Ohlsen, H. (1985) In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J Biomech.*, **18**, 129-140.

Nicolaisen, T. and Jorgensen, K. (1985) Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. *Scand.J.Rehabil.Med.*, **17**, 121-127.

Nordin, M., Kahanovitz, N., Verderame, R., Parnianpour, M., Yabut, S., Viola, K., Greenidge, N. and Mulvihill, M. (1987) Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation. *Spine*, **12**, 105-111.

Novak, G. J., Shipplein, O. D., Trafimow, J. H. and Andersson, G. B. J. (1993) Influence of erector spinae muscle fatigue on the lumbo-sacral moment during lifting. *Eur.J.of Exp.Musculoskel.Res.*, **2**, 39-44.

Panjabi, M. M. (1992) The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, **5**, 383-389.

Parnianpour, M., Nordin, M., Kahanovitz, N. and Frankel, V. (1988) The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. *Spine*, **13**, 982-992.

Petersen, C. M., Amundsen, L. R. and Schendel, M. J. (1987) Comparison of the effectiveness of two pelvic stabilization systems on pelvic movement during maximal isometric trunk extension and flexion muscle contractions. *Physical Therapy*, **67**, 534-541.

Plamondon, A., Marceau, C., Stainton, S. and Desjardins, P. (1999) Toward a better prescription of the prone back extension exercise to strengthen the back muscles. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, **9**, 226-232.

Plamondon, A., Serresse, O., Boyd, K., Ladouceur, D. and Desjardins, P. (2002) Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals. *Scand J Med Sci Sports*, **12**, 81-89.

Pool-Goudzwaard, A. L., Vleeming, A., Stoeckart, R., Snijders, C. J. and Mens, J. M. (1998) Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Man.Ther.*, **3**, 12-20.

Potvin, J. R., McGill, S. M. and Norman, R. W. (1991) Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine*, **16**, 1099-1107.

Reeves, N. P., Cholewicki, J. and Silfies, S. P. (2006) Muscle activation imbalance and low-back injury in varsity athletes. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **16**, 264-272.

Robinson, M. E., Cassisi, J. E., O'Connor, P. D. and MacMillan, M. (1992) Lumbar iEMG during isotonic exercise: chronic low back pain patients versus controls. *J Spinal Disord*, **5**, 8-15.

Rohmert, W. (1960) Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen. *Int Z angew Physiol einschli Arbeitsphysiol*, **18**, 123-164.

Roland, M. and Morris, R. (1983) A study of the natural history of back pain. Part I: Development of a baseline and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine*, **8**, 141-144.

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

Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., Oddsson, L. I. E., Buijs, R. J. C., Levins, J. A., Newcombe, D. S. and Jabre, J. F. (1997) Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **34**, 405-414.

San Juan, J. G., Yaggie, J. A., Levy, S. S., Mooney, V., Udermann, B. E. and Mayer, J. M. (2005) Effects of pelvic stabilization on lumbar muscle activity during dynamic exercise. *J. Strength. Cond. Res.*, **19**, 903-907.

Scheerlink-Bunkens, H. and Jorgensen, K. Activation strategies and fatigue development in trunk extensor synergists during prolonged submaximal static contraction. Organizing, committee. International Society of Biomechanics XVIIth Congress book of abstracts. 623. 1999.

Slade, S. C. and Keating, J. L. (2006) Trunk-strengthening exercises for chronic low back pain: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther.*, **29**, 163-173.

Slade, S. C. and Keating, J. L. (2007) Unloaded movement facilitation exercise compared to no exercise or alternative therapy on outcomes for people with nonspecific chronic low back pain: a systematic review. *J. Manipulative Physiol Ther.*, **30**, 301-311.

Smeets, R. J., Vlaeyen, J. W., Hidding, A., Kester, A. D., van der Heijden, G. J., van Geel, A. C. and Knottnerus, J. A. (2006a) Active rehabilitation for chronic low back pain: Cognitive-behavioral, physical, or both? First direct post-treatment results from a randomized controlled trial [ISRCTN22714229]. *BMC. Musculoskelet. Disord.*, **7**, 5.

Smeets, R. J., Vlaeyen, J. W., Kester, A. D. and Knottnerus, J. A. (2006b) Reduction of pain catastrophizing mediates the outcome of both physical and cognitive-behavioral treatment in chronic low back pain. *J Pain*, **7**, 261-271.

- Smidt, G., Herring, T., Amundsen, L., Rogers, M., Russell, A. and Lehmann, T. (1983) Assessment of abdominal and back extensor function. A quantitative approach and results for chronic low-back patients. *Spine*, **8**, 211-219.
- Smidt, G. L. and Blanpied, P. R. (1987) Analysis of strength tests and resistive exercises commonly used for low-back disorders. *Spine*, **21**, 1025-1034.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A. and Jagadeesh, J. M. (1999) Wavelet analysis of electromyography for back muscle fatigue detection during isokinetic constant-torque exertions. *Spine*, **24**, 1791-1798.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A. and Jagadeesh, J. M. (2000) Wavelet and short-time fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, **8**, 433-436.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Marras, W. S., Granata, K. P., Reinsel, T. E. and Simon, S. (1997a) Neuromuscular trunk performance and spinal loading during a fatiguing isometric trunk extension with varying torque requirements. *Spine*, **10**, 145-156.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E. and Simon, S. (1997b) Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. *Spine*, **22**, 418-426.
- Stokes, I. A., Henry, S. M. and Single, R. M. (2003) Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech.*, **18**, 9-13.
- Sullivan, M. J. L., Bishop, S. R. and Pivik, J. The Pain Catastrophizing Scale: Development and validation. *Psychological Assessment* **7**, 524-532. 1995.
- Taimela, S., Kankaanpää, M. and Luoto, S. (1999) The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position. A controlled study. *Spine*, **24**, 1322-1327.
- Thomas, J. S. and Gibson, G. E. (2007) Coordination and timing of spine and hip joints during full body reaching tasks. *Hum.Mov Sci.*, **26**, 124-140.
- Torstensen, T. A., Ljunggren, A. E., Meen, H. D., Odland, E., Mowinckel, P. and af Geijerstam, S. (1998) Efficiency and costs of medical exercise therapy, conventional physiotherapy, and self-exercise in patients with chronic low back pain. A pragmatic, randomized, single-blinded, controlled trial with 1-year follow-up. *Spine*, **23**, 2616-2624.
- Toussaint, H. M., de Winter, A. F., de Haas, Y., De Looze, M. P., van Dieen, J. H. and Kingma, I. (1995) Flexion relaxation during lifting: implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *Journal of Biomechanics*, **28**, 199-210.
- Udermann, B. E., Graves, J. E., Donelson, R. G., Ploutz-Syder, L., Boucher, J. P. and Irigoien, J. H. (1999) Pelvic restraint effect on lumbar gluteal and hamstring muscle electromyographic activation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **80**, 428-431.

- Van Albada, S. J. and Robinson, P. A. (2007) Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. *J.Neurosci.Methods*, **161**, 205-211.
- van Dieen, J. H., Cholewicki, J. and Radebold, A. (2003a) Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, **28**, 834-841.
- van Dieen, J. H., Heijblom, P. and Bunkens, H. (1998) Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **8**, 35-44.
- van Dieen, J. H., Selen, L. P. and Cholewicki, J. (2003b) Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 333-351.
- van Dieen, J. H., Vrieling, H. H. E. and Toussaint, H. M. (1993) An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology*, **66**, 70-75.
- van Tulder, M. W., Ostelo, R., Vlaeyen, J. W., Linton, S. J., Morley, S. J. and Assendelft, W. J. (2000) Behavioral treatment for chronic low back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane Back Review Group. *Spine*, **25**, 2688-2699.
- van Wingerden, J. P., Vleeming, A., Snijders, C. J. and Stoeckart, R. (1993) A functional-anatomical approach to the spine-pelvis mechanism: interaction between the biceps femoris muscle and the sacrotuberous ligament. *European Spine Journal*, **2**, 140-144.
- Verna, J. L., Mayer, J. M., Mooney, V., Pierra, E. A., Robertson, V. L. and Graves, J. E. (2002) Back extension endurance and strength: the effect of variable-angle roman chair exercise training. *Spine*, **27**, 1772-1777.
- Vink, P., van der Velde, E. A. and Verbout, A. J. (1988) A functional subdivision of the lumbar extensor musculature. Recruitment patterns and force-RA-EMG relationships under isometric conditions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, **27**, 517-525.
- Vlaeyen, J. W. S. and Linton, S. J. (2000) Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, **85**, 317-332.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Hammudoghlu, D., Stoeckart, R., Snijders, C. and Mens, J. M. A. (1996) The Function of the Long Dorsal Sacroiliac Ligament. Its Implication for Understanding Low back Pain. *Spine*, **21**, 556-562.
- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P. and Snijders, C. J. (1995) The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, **20**, 753-758.
- von Tscherner, V. (2000) Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 433-445.

Vuori, I. M. (2001) Dose-response of physical activity and low back pain, osteoarthritis, and osteoporosis. *Med Sci.Sports Exerc.*, **33**, S551-S586.

Walsworth, M. (2004) Lumbar paraspinal electromyographic activity during trunk extension exercises on two types of exercise machines. *Electromyogr.Clin.Neurophysiol.*, **44**, 201-207.

Winter, D. A. (1990) Biomechanics and motor control of human movement. In *Manque titre*. John Wileys & Sons, Inc., New York.

ANNEXE A

(Éléments de méthodologie)

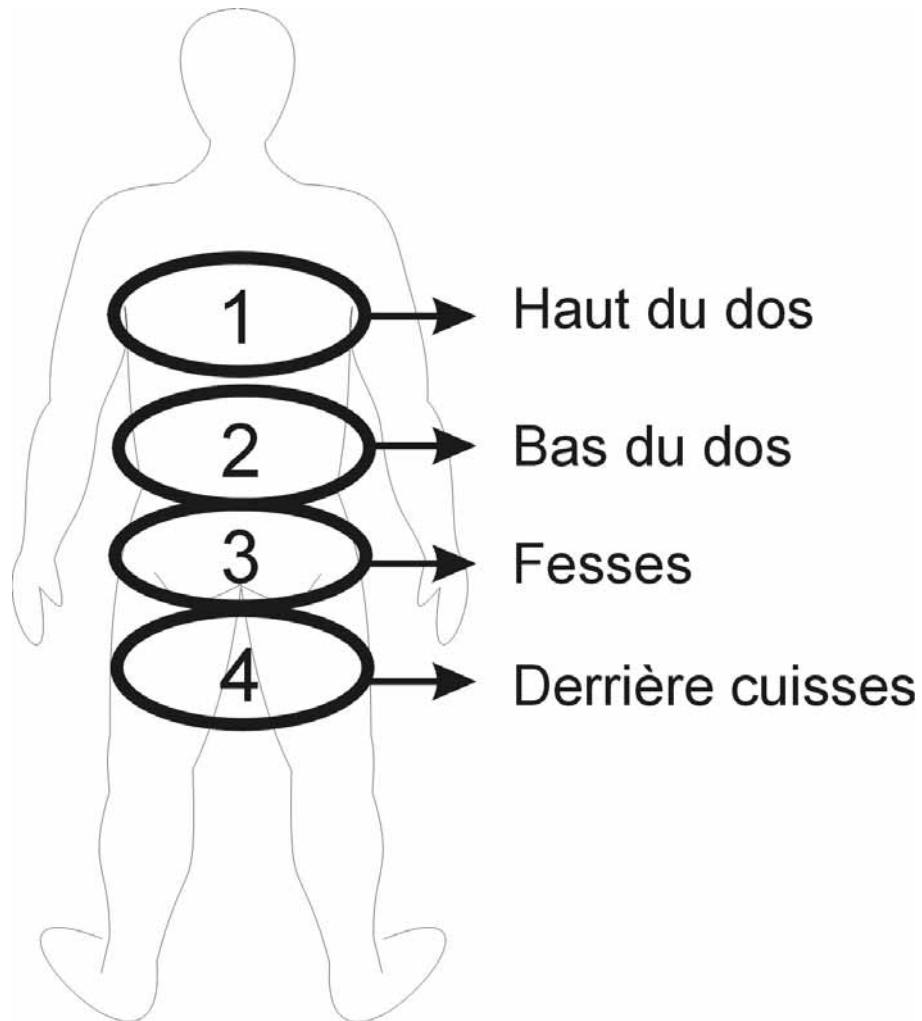


Figure A-1. Figure présentée au sujet afin de l'aider à caractériser le niveau de fatigue musculaire locale, à l'aide de l'échelle de Borg CR-10, correspondant à quatre régions du corps (groupes musculaires : 1 = spinaux thoraciques; 2 = spinaux lombaires; 3 = fessiers; 4 = ischio-jambiers).

ANNEXE B

(Résultats détaillés)

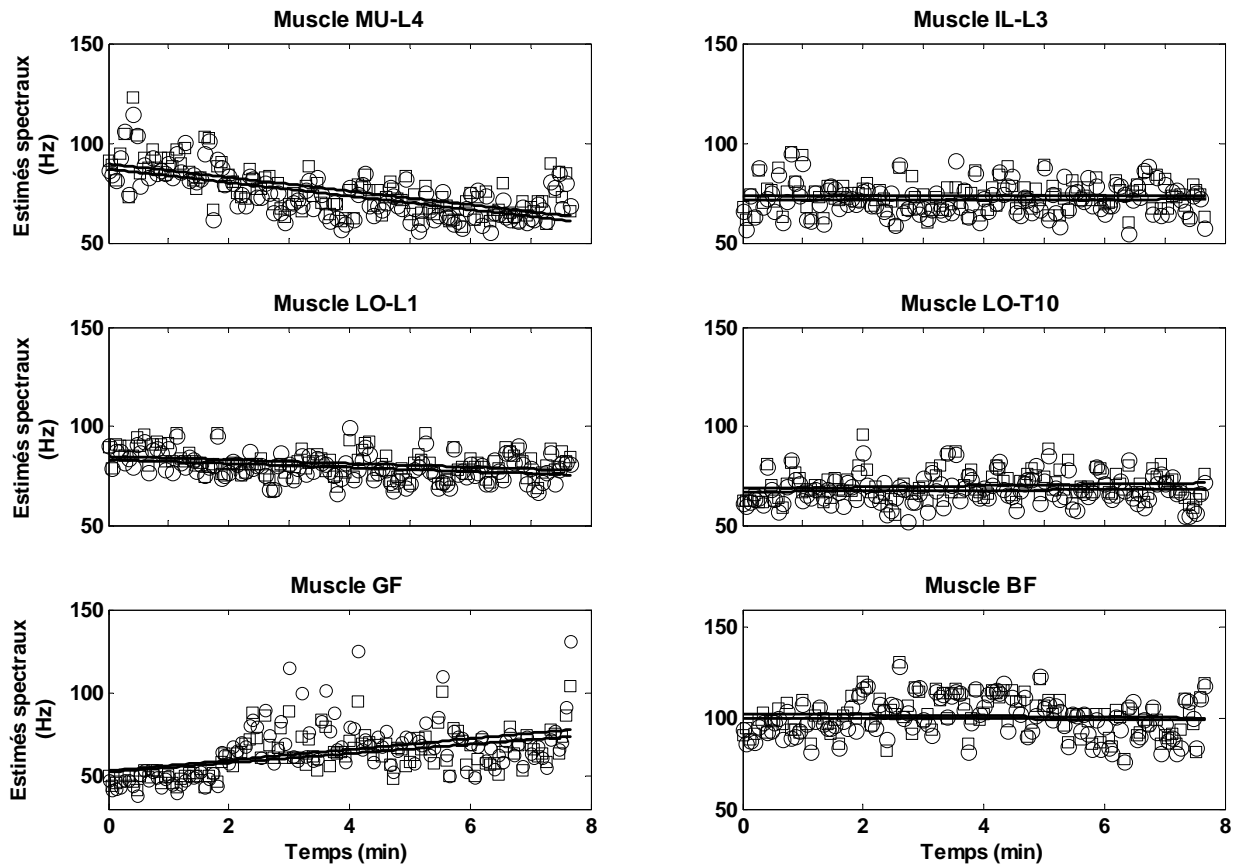


Figure B-1. Séries temporelles des estimés spectraux (FM: fréquence médiane - \circ ; FMI: fréquence médiane instantanée - \square) calculés à partir des deux transformées respectives (transformée rapide de Fourier et transformée en ondelettes). Chaque point correspond à la moyenne des estimés obtenus sur un cycle. Les pentes des lignes de régression représentent les indices EMG de fatigue musculaire.

Évaluation de la spécificité de différents exercices d'endurance des muscles para-vertébraux

Tableau B-1. Résultats correspondant à la validité de critère et la fidélité test-retest de l'indice EMG de fatigue $NFMI_p$ (ondelettes)

Temps (min.)	Paire de muscles	Validité de critère (r)		Fidélité test-retest		
		T_{lim}	$BORG_p$	CCIC	ESM	%ESM
1	MU-L4	0,10	-0,30	0,17	1,44	50
1	IL-L3	0,13	-0,18	0,39	2,13	300
1	LO-L1	0,07	-0,17	0,28	1,85	126
1	LO-T10	-0,29	0,15	0,00	3,46	1795
1	GF	-0,29	0,18	0,00	2,72	379
1	BF	0,43	-0,22	0,31	1,93	979
2	MU-L4	-0,48	-0,44	0,40	4,83	67
2	IL-L3	-0,44	-0,39	0,53	3,83	203
2	LO-L1	-0,26	-0,26	0,74	2,22	58
2	LO-T10	0,13	0,10	0,00	9,81	854
2	GF	0,09	0,02	0,68	2,49	129
2	BF	-0,19	-0,14	0,00	5,15	252

r : Corrélation de Pearson; T_{lim} : Temps limite ; $BORG_p$ - globale : Score de l'échelle de Borg ajusté pour T_{lim} et portant sur la fatigue musculaire globale; CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure exprimée dans l'unité de la mesure ou exprimé en fonction de la moyenne globale (%ESM).