

2008

Évaluation de la coordination des muscles dorso-lombaires chez des gens présentant une lombalgie : une base de données revisitée

Christian Larivière

IRSST, christian.lariviere@irsst.qc.ca

David McFadden

A. Bertrand Arsenault

IRSST

Thierry Petitjean-Roget

IRSST

Suivez ce contenu et d'autres travaux à l'adresse suivante: <https://pharesst.irsst.qc.ca/rapports-scientifique>

Citation recommandée

Larivière, C., McFadden, D., Arsenault, A. B. et Petitjean-Roget, T. (2008). *Évaluation de la coordination des muscles dorso-lombaires chez des gens présentant une lombalgie : une base de données revisitées* (Rapport n° R-564). IRSST.

Ce document vous est proposé en libre accès et gratuitement par PhareSST. Il a été accepté pour inclusion dans Rapports de recherche scientifique par un administrateur autorisé de PhareSST. Pour plus d'informations, veuillez contacter pharesst@irsst.qc.ca.

É

Réadaptation au travail

Études et recherches

RAPPORT R-564



Évaluation de la coordination des muscles dorso-lombaires chez des gens présentant une lombalgie

Une base de données revisitée

*Christian Larivière
David McFadden
A. Bertrand Arsenault
Thierry Petitjean-Roget*



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
2008

ISBN : 978-2-89631-273-3 (version imprimée)

ISBN : 978-2-89631-274-0 (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,
mai 2008



Réadaptation au travail

Études et recherches

■ RAPPORT R-564

Évaluation de la coordination des muscles dorso-lombaires chez des gens présentant une lombalgie

Une base de données revisitée

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 Larivière,
Service de la recherche, IRSST*

*David McFadden,
Consultant*

*A. Bertrand Arsenault,
Direction scientifique, IRSST*

*Thierry Petitjean-Roget,
Direction des finances et de l'administration, IRSST*



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

Problématique de santé et sécurité du travail et objectifs spécifiques : Le développement d'outils quantitatifs d'évaluation des déficiences ou des incapacités qui résultent de ces déficiences représente un des axes de recherche définis dans le champ réadaptation de l'IRSST. La littérature actuelle démontre que les gens présentant une lombalgie chronique ont une coordination musculaire altérée, ce qui représente un marqueur intéressant pour des fins d'évaluation lors d'un programme de réadaptation. C'est qu'une coordination musculaire qui revient à la normale pourrait indiquer que les structures lésées ont été réparées. Cependant, l'étude de la coordination musculaire n'est pas facile à quantifier chez cette clientèle. Des stratégies d'évaluation novatrices, combinant des tâches standardisées et une analyse adéquate des signaux électromyographiques (EMG) des muscles investigués, doivent donc être mises de l'avant afin de contourner les difficultés rencontrées. Les objectifs du projet étaient d'implanter et d'évaluer le potentiel de nouvelles analyses EMG qui s'avère d'intérêt pour quantifier la coordination musculaire chez des gens présentant une lombalgie chronique.

Méthode : Les méthodes d'analyses des signaux EMG qui ont été implantées ont ensuite été évaluées en utilisant une base de données issue d'un projet antérieur (#097-054). Cette base de données comporte 37 sujets sains (24 hommes et 13 femmes) et 57 hommes lombalgiques chroniques pour lesquels des signaux EMG (n = 8) avaient été recueillis lors de contractions statiques réalisées dans un dynamomètre. Il s'agissait de trois contractions graduelles en extension, dites « en rampe », réalisée en 7 s et allant jusqu'à la force maximale volontaire. Différents sous-groupes de sujets avaient été utilisés dans les différentes étapes de ce projet (194 sessions de laboratoire au total) et ont été réutilisés ici pour évaluer cinq éléments. En bref, les nouvelles variables EMG ont été évaluées en ce qui a trait à (1) leur degré de sensibilité au niveau de la force produite, (2) au type de contraction statique produite (rampe vs palier), (3) leur fidélité test-retest, (4) leur sensibilité à l'effet de genre et/ou la présence d'une lombalgie incapacitante et (5) leur valeur diagnostique (classification des sujets).

Résultats et discussion: La plupart des quantités EMG calculées étaient influencées par le niveau de force mais à des degrés différents, ce qui a modulé la façon dont ces quantités EMG allaient être caractérisées à travers les niveaux de force. La fidélité test-retest de plusieurs de ces variables variait de bonne à excellente à quelques exceptions près (variables éliminées). Les analyses univariées ont démontré plusieurs différences entre les genres mais peu de différences associées à la présence d'une lombalgie chronique, ne supportant pas leur utilisation pour l'étude de la coordination musculaire chez cette clientèle. Cependant, certaines analyses multi-variées ont eu du succès à classer correctement les sujets sains et lombalgiques (80 à 87% correctement classés), ce qui suggère que l'interaction entre ces variables de coordination musculaire contient une information physiologique pertinente. Finalement, d'autres variables EMG ont démontré des différences entre les genres, ce qui représente des résultats originaux qui supportent leur utilisation dans l'avenir.

Conclusion : La présente étude a permis d'exploiter une base de données existante de manière à évaluer de nouvelles méthodes d'analyse des signaux EMG en ce qui a trait à leurs caractéristiques métriques et leur contenu physiologique en regard de la coordination des muscles dorso-lombaires. Parmi les variables EMG investiguées, certaines ont démontré une bonne fidélité test-retest mais aucune d'entre-elles, lorsque considérées individuellement (analyses univariées), n'a permis de différencier les sujets lombalgiques des sujets sains. Néanmoins, certaines analyses multi-variées ont eu du succès à classer correctement les sujets

sains et lombalgiques (80 à 87% correctement classés), ce qui suggère que l'interaction entre ces variables de coordination musculaire contient une information physiologique pertinente. Il est difficile de se prononcer clairement, à partir des résultats actuels, sur la pertinence des analyses EMG considérées ici pour évaluer la coordination des muscles dorso-lombaires chez des gens souffrant d'une lombalgie chronique. Cependant, les bonnes qualités métriques des variables EMG retenues et les résultats positifs des analyses multi-variées portent à croire à l'utilité de ces variables pour identifier les mécanismes d'action mis à contribution lors de différentes modalités d'intervention en réadaptation.

TABLE DES MATIÈRES

1.	INTRODUCTION	1
1.1	Considérations épidémiologiques et problématique d'évaluation des lombalgies chroniques en réadaptation	1
1.2	Les mesures de déficience lombaire	2
1.2.1	Étude de la coordination musculaire avec les ratios-EMG	4
1.2.2	Étude du recrutement des unités motrices	5
1.2.2.1	Stationnarité du signal EMG	5
1.2.2.2	Quantification du contenu fréquentiel du signal EMG	5
1.2.2.3	Analyse fréquentielle des signaux EMG avec les transformées en ondelettes 6	
1.2.2.4	Analyses non-linéaires des signaux EMG	6
1.3	Objectifs et hypothèses de recherche	8
1.4	Pertinence de l'étude	11
2.	MÉTHODOLOGIE	13
2.1	Sujets et tâches	13
2.2	Techniques de mesure	14
2.3	Traitement des signaux EMG	14
2.3.1	Analyses dans le domaine temporel	15
2.3.2	Analyses dans le domaine fréquentiel	17
2.3.3	Analyses non-linéaires	17
2.4	Plan d'analyse	18
2.4.1	Questions 1 et 2 : Influence du niveau de force et du type de contraction	18
2.4.2	Question 3 : Fidélité test-retest	19
2.4.3	Question 4 : Sensibilité au genre et la présence d'une lombalgie chronique	20
2.4.4	Question 5 : Classification des sujets (analyses multi-variées)	21
3.	RÉSULTATS ET DISCUSSION	23
3.1	Questions 1 et 2 : Influence du niveau de force et du type de contraction	23
3.2	Question 3 : Fidélité test-retest	24
3.3	Question 4 : Sensibilité au genre et la présence d'une lombalgie chronique	27
3.4	Question 5 : Classification des sujets (analyses multi-variées)	29
3.4.1	Analyses logistiques	29
3.4.2	Analyses factorielles de correspondance	30
4.	DISCUSSION GÉNÉRALE	33
5.	CONCLUSION	37
6.	RECOMMANDATIONS	39
7.	RÉFÉRENCES	41
	ANNEXE A	49
	ANNEXE B	61
	ANNEXE C	73

LISTE DES FIGURES

Figure 1. Illustration de la force musculaire (moment à L5/S1).....	3
Figure 2. Illustration du fonctionnement des analyses non-linéaires des signaux EMG.....	8
Figure 3. Montage expérimental.....	14

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Description des différentes quantités EMG calculées à chaque niveau de force.....	16
Tableau 2. Caractéristiques des sujets utilisés pour répondre à la question 4 (comparaison sujets sains vs lombalgiques).....	21
Tableau 3. Résultats des analyses réalisées pour évaluer l'influence du niveau de force et du type de contraction (rampes vs paliers) et des analyses pour évaluer l'association entre les différentes quantités EMG (domaine temporel et non-linéaire) et le moment d'extension (M_{ext}).....	26
Tableau 4. Résultats des analyses réalisées pour évaluer l'influence du niveau de force et du type de contraction (rampes vs paliers) et des analyses pour évaluer l'association entre les différentes quantités EMG (domaine fréquentiel) et le moment en extension à L5/S1 (M_{ext}).....	27
Tableau 5. Description des différents modèles de régression multiples.....	30
Tableau 6. Identification des variables actives.....	32

1. INTRODUCTION

1.1 Considérations épidémiologiques et problématique d'évaluation des lombalgies chroniques en réadaptation

Les lombalgies représentent le plus important problème de santé dans les pays industrialisés (Hildebrandt 1995; Spitzer *et al.* 1987). Au Québec, 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, ont 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 de 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 psycho-sociaux (anxiété-détresse-stress, humeur-dépression, peurs et croyances et stratégies de « coping », comportements et cognitions associés à la douleur) (Ferguson & Marras, 1997; Nachemson & 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 psycho-sociaux prenant de plus en plus d'importance (Ferguson & Marras, 1997; Nachemson & Jonsson, 2000). Il n'est donc pas surprenant que les modalités d'intervention les plus efficaces vis-à-vis les patients souffrant d'une lombalgie chronique nécessitent une prise en charge multidisciplinaire, orientée vers une intervention cognitivo-comportementale jumelée avec des exercices physiques. Étant donné qu'il y a un lien entre les comportements face à la douleur, la fonction (activité physique, mouvement, travail) et le développement de la chronicité (Verbunt *et al.*, 2003), ce type d'intervention prend tout son sens.

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.*, 2006b; van Tulder *et al.*, 2000). Cependant, la plupart des essais cliniques randomisés (ECR) n'arrivent pas à démontrer la supériorité de certains types d'exercices par rapport à d'autres (Hayden *et al.*, 2005; 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.*, 2006a). En fait, les mécanismes d'action de l'exercice peuvent être de différents ordres. L'exercice peut induire des changements physiologiques (force et endurance musculaire, contrôle moteur) favorables au maintien de la stabilité lombaire (hypothèse A), mais a aussi une influence sur des facteurs psychologiques, qui, à leur tour, peuvent avoir des bienfaits sur la douleur et l'incapacité prolongée (hypothèse B). 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.*, 2005; Vuori *et al.*, 2001).

Généralement, des questionnaires permettent de mettre en lumière les effets de l'exercice sur les principales variables cliniques (douleur, incapacité, retour au travail). Il arrive aussi de plus en plus fréquemment que des questionnaires soient utilisés pour documenter les effets sur les variables psychologiques (peurs et croyances, peurs du mouvement, pensées catastrophiques, sentiment d'efficacité personnelle, affect de la douleur, etc.), en relation avec l'hypothèse B. Cependant, rares sont les ECRs qui mesurent les effets sur les variables physiques (déficiences) spécifiques à la région lombaire (force, endurance, étendue de mouvement, proprioception, équilibre, patrons d'activation musculaire, etc.), ce qui empêche d'identifier les possibles mécanismes physiologiques sous-jacents à l'amélioration des résultats cliniques (hypothèse A). Il faut reconnaître que les mesures de déficiences lombaires actuelles ne permettent pas de bien isoler les effets physiologiques des effets psychologiques car la plupart d'entre elles, telles la force maximale volontaire et l'endurance musculaire, sont des mesures de performance maximales. Or, il ne fait maintenant aucun doute que ce type de mesures est invalidé par l'influence de la peur de la douleur (Hirsch et al., 1991; Ropponen et al., 2005), ce qui laisse encore une fois peu de chance aux mécanismes physiologiques de se faire reconnaître (hypothèse A), si c'est le cas bien sûr. Cela explique pourquoi le développement de mesures « objectives » de déficiences lombaires représente une priorité de recherche. Le présent projet de recherche s'inscrit dans ce champ d'activité.

1.2 Les mesures de déficience lombaire

En ce qui a trait aux déficiences lombaires répertoriées dans la littérature chez des personnes souffrant d'une lombalgie chronique, on note des problèmes au niveau de la structure et de la fonction des muscles dorsaux tels qu'une atrophie musculaire et/ou une altération de la composition en fibres (Mannion *et al.* 1997b; Ng *et al.* 1998), ainsi qu'une faiblesse et une fatigabilité accrue (Verbunt *et al.* 2003). Des déficiences sont aussi présentes au niveau de plusieurs composantes permettant d'assurer un contrôle moteur adéquat, telles qu'une moins bonne proprioception lombaire, une altération des réponses motrices préparatoires et de rétroaction (réponses réflexes) et une altération de la coordination des muscles (abdominaux et dorsaux) qui entourent la colonne vertébrale (Ebenbichler *et al.* 2001; Hodges and Moseley 2003; van Dieen *et al.* 2003b).

Il est évident qu'il y a des interactions entre les différents types de déficiences lombaires de sorte que leur ordre d'apparition dans le temps (problème de l'œuf et la poule), de même que leur rôle, ne sont pas bien connus. Par exemple, on ne sait toujours pas si les altérations observées dans la coordination des muscles (abdominaux et dorsaux) qui entourent la colonne vertébrale représentent une **désorganisation**, et donc une déficience, ou une **réorganisation** et donc une adaptation permettant de compenser pour une lésion des tissus passifs de la colonne vertébrale (disques, ligaments, etc.). Dans les deux cas, il y a un intérêt à développer des méthodes permettant d'objectiver les « déficiences » dans la coordination musculaire afin d'objectiver leur évolution lors d'un programme de réadaptation.

L'étude de la coordination musculaire n'est pas facile chez les personnes lombalgiques chroniques avec l'électromyographie (EMG) de surface. C'est que si on veut comparer le niveau d'activation musculaire entre différents individus (ex. : sujets sains vs lombalgiques), cela nécessite l'emploi d'une valeur EMG de référence obtenue lors d'une contraction maximale volontaire (CMV), que l'on nommera ici EMGmax. En d'autres mots, il s'agit d'une procédure

de calibrage que l'on nomme normalisation des signaux EMG. Or, les personnes lombalgiques sont réticentes à produire des efforts maximaux (Hirsch *et al.* 1991), ce qui a pour effet d'invalider cette approche. Il faut donc utiliser des stratégies alternatives pour contourner ce problème.

Une approche intéressante est d'étudier la coordination musculaire en réalisant des contractions musculaires à différents niveaux de force de manière à faire intervenir le phénomène de recrutement des unités motrices (ou fibres musculaires). Les quantités EMG d'intérêt sont d'abord obtenues à plusieurs niveaux de force pour ensuite calculer la pente de la relation linéaire entre la variable EMG et la force produite. Évidemment, pour que la nouvelle variable de « pente » ait une signification, il faut que la relation entre les deux variables soit linéaire, ce qui est souvent le cas. Une relation linéaire entre les deux variables a aussi l'avantage de permettre la comparaison entre les sujets sains et lombalgiques, même si les sujets lombalgiques ne produisent pas les niveaux de force plus élevés. C'est que si la relation est linéaire, la pente de cette relation devrait être la même, qu'elle soit calculée avec les premiers niveaux de force ou avec tous les niveaux de force. Bien entendu, il faut s'assurer de recueillir assez de mesures (plusieurs niveaux de force) pour obtenir une pente stable. Une tâche idéale pour générer plusieurs mesures est de produire une contraction statique dont le niveau d'intensité augmente progressivement jusqu'à l'atteinte du niveau de force que le sujet sera apte à produire « volontairement ». Il s'agit d'une **contraction en rampe**, telle qu'illustrée à la Figure 1.

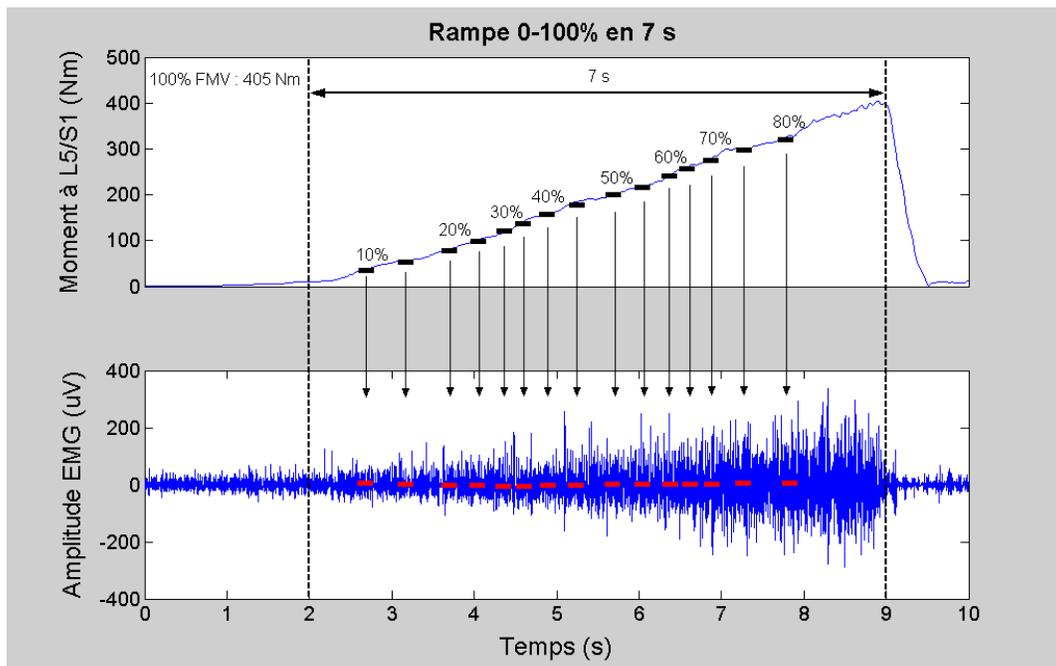


Figure 1. Illustration du moment à L5/S1

mesuré par un dynamomètre (graphique du haut) et d'un signal EMG brut (graphique du bas) lors d'une contraction en rampe. Les quantités EMG d'intérêt sont calculées à plusieurs niveaux de force.

Nous avons exploité cette façon de faire à l'intérieur d'un projet financé par l'IRSST (Arsenault et al., #097-054) afin d'appliquer des méthodes d'analyses proposées dans la littérature et qui avaient le potentiel d'objectiver (1) la présence de faiblesse musculaire et (2) une modification de la composition musculaire. Or, ces méthodes d'analyses, qui apparaissaient prometteuses pour l'évaluation des muscles des membres inférieurs ou supérieurs, ne se sont pas avérées sensibles aux déficiences en question pour les muscles dorsaux (Lariviere *et al.* 2002b). Des tendances avaient tout de même été relevées dans les résultats, ce qui nous laisse croire que d'autres méthodes d'analyse permettront peut-être de mieux faire apparaître les phénomènes étudiés. En effet, de nouvelles méthodes ont été proposées depuis ce temps et des évidences scientifiques ont mêmes été apportées pour une application avec les muscles dorsaux (voir sections suivantes), ce qui offre un meilleur potentiel de succès que pour notre étude antérieure. Les deux nouvelles approches qui nous intéressent seront présentées dans les prochaines sections ainsi que les questions de recherche qui leur sont associées.

1.2.1 Étude de la coordination musculaire avec les ratios-EMG

Une façon d'éviter de normaliser les signaux EMG par rapport à l'EMGmax est de faire des ratios-EMG entre différents muscles. L'amplitude EMG d'un muscle est tout simplement divisée par l'amplitude EMG d'un autre muscle. Le plus souvent, ces ratios sont faits entre des muscles qui ont la même fonction (muscles synergistes) de façon à mettre en lumière les compensations qui peuvent s'opérer entre ces muscles.

Les ratios-EMG gagnent en popularité pour évaluer les déficiences au niveau de la coordination des muscles du dos car ces ratios ont été démontrés sensibles à la présence d'une lombalgie chronique (Edgerton *et al.* 1996;Edgerton *et al.* 1997;Reeves *et al.* 2006;van Dieen *et al.* 2003a). Il faut faire ici la distinction avec les ratios-EMG entre muscles homologues (muscles gauches et droits) où les résultats sont plus controversés (Lariviere *et al.* 2005;Oddsson and De Luca 2003;Oddsson *et al.* 1997;Reeves *et al.* 2006). La méthode des ratios-EMG s'est aussi montrée particulièrement efficace pour mettre en lumière des différences entre groupes (sains vs lombalgiques) pour les muscles abdominaux (O'Sullivan *et al.* 1997;O'Sullivan *et al.* 1998). D'ailleurs, O'Sullivan et al. (1997) ne démontrent aucune différence inter-groupe lorsque les amplitudes d'activation sont comparées une à une (un muscle à la fois).

Si on revient aux ratios-EMG entre les muscles dorsaux, les travaux antérieurs démontrent la sensibilité des ratios-EMG à la présence d'une lombalgie chronique (Edgerton *et al.* 1996;Edgerton *et al.* 1997;Reeves *et al.* 2006;van Dieen *et al.* 2003a). De plus, contrairement aux ratios-EMG entre muscles homologues (Lariviere *et al.* 2005), ces ratios-EMG ont été démontrés fidèles (Edgerton *et al.* 1997) avec des coefficients de corrélation intra-classe (CCIC) variant entre 0,74 et 0,96. Cependant, il reste plusieurs questions à répondre afin de démontrer la valeur clinique réelle de ces ratios-EMG.

Nous croyons que les ratios-EMG sont plus sensibles que les analyses réalisées sur chaque muscle individuellement car dans le cas des ratios-EMG, un effet plus important sera détecté si le numérateur (1^{er} muscle) et le dénominateur (2^e muscle) bougent dans des directions différentes. Nous parlons alors d'une variable EMG qui permet de mieux évaluer la **coordination** entre les muscles.

1.2.2 Étude du recrutement des unités motrices

Le contenu en fréquences des signaux EMG apparaît être sensible au phénomène de recrutement des différents types de fibres musculaires. C'est que ce contenu en fréquences est associé à la vitesse de conduction des potentiels d'action parcourant la surface des fibres musculaires recrutées qui à son tour est associée au diamètre de ces fibres musculaires. Ceci laisse croire qu'il sera possible un jour d'estimer la composition musculaire en terme de fibres avec l'EMG de surface, ce qui représenterait une sorte de biopsie non-invasive (De Luca 1984). Dans nos travaux antérieurs, une analyse fréquentielle des signaux EMG a été réalisée lors des contractions en rampes afin de mettre en lumière ce phénomène. Cependant, les comparaisons entre les groupes d'intérêt (hommes vs femmes; sujets sains vs lombalgiques) se sont avérées non-concluantes (Lariviere *et al.* 2002b). Or, l'analyse fréquentielle utilisée à l'époque [transformées de Fourier à court terme (TFCT) ou « short-time Fourier transform »] n'était pas adéquate pour deux raisons : (1) cette méthode est sensible au niveau de stationnarité du signal analysé et (2) les variables permettant de quantifier le spectre de fréquences étaient trop grossières. Ces deux points seront développés séparément dans les deux prochaines sections. Par la suite, une troisième section mettra en lumière une solution à ces difficultés et une dernière section présentera une autre méthode d'analyse qui sera mise à l'essai (exploration).

1.2.2.1 Stationnarité du signal EMG

La principale condition à respecter lorsque les TFCT sont utilisées est la stationnarité du signal EMG. Un signal est dit « stationnaire » lorsque son contenu fréquentiel est stable dans le temps. Les deux facteurs qui influencent le plus la stationnarité sont (1) la stabilité de la position de l'électrode par rapport aux fibres musculaires et (2) la stabilité du patron d'activation des unités motrices (UM). Cette stationnarité est donc grandement compromise dans des conditions où la tension, la longueur ou la vélocité de la contraction musculaire n'est pas constante dans le temps. Le respect de la condition de stationnarité pour l'utilisation des TFCT réduit donc les applications EMG à des conditions statiques i.e. sans mouvement ainsi qu'à des conditions isotoniques, i.e. sans variations dans le niveau de tension musculaire. Cette dernière condition avait donc été violée en utilisant des contractions en rampes, ce qui a théoriquement eu pour effet de donner des estimations moins précises du contenu spectral des signaux EMG.

1.2.2.2 Quantification du contenu fréquentiel du signal EMG

La quantification du changement du spectre des fréquences du signal EMG se fait généralement avec des statistiques d'allure centrale telles que la fréquence médiane ou la fréquence moyenne du spectre complet, comme cela a été fait dans nos travaux antérieurs (Lariviere *et al.* 2002b). Cependant, la littérature supporte clairement l'hypothèse que les différentes zones (bandes) du spectre des fréquences répondent à des phénomènes physiologiques différents (De Luca 1997; Lowery *et al.* 2000). Les basses fréquences du spectre seraient plus influencées par la fréquence de décharge des UM alors que le reste du spectre serait influencé par la forme du potentiel d'action des UM (recrutement fibres musculaires de différents types). Le phénomène qui nous intéresse étant le **recrutement** des UM (et de ses fibres associées), il faut donc exclure les effets confondants de la **fréquence de décharge**. Une approche novatrice permettant

d'étudier le spectre de fréquence dans des bandes de fréquence ciblées, sera évaluée comme décrit dans la prochaine section.

1.2.2.3 Analyse fréquentielle des signaux EMG avec les transformées en ondelettes

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;Sparto *et al.* 1999). De plus, les transformées en ondelettes sont de loin supérieures en terme de résolution lorsque l'on veut suivre l'évolution de phénomènes physiologiques qui se concentrent dans des bandes de fréquence spécifiques (Samar *et al.* 1999). Les raisons de cette supériorité ne seront pas exposées ici.

L'analyse par ondelettes de von Tscherner (2000) permet de quantifier les portions d'intensité du signal EMG qui appartiennent à 11 bandes de fréquence, ce qui permet d'obtenir une analyse localisée du spectre de fréquence des signaux EMG. Or, le groupe de von Tscherner a ensuite proposé des méthodes d'analyse qui viennent se greffer à la méthode originale, permettant ainsi de mieux gérer l'information plutôt abondante qui y est produite. Des procédures statistiques basées sur les composantes principales y ont été ajoutées (von Tscherner 2002), ce qui a permis de faire ressortir des patrons d'activation très fins permettant de différencier certaines clientèles (von Tscherner and Goepfert 2003) et/ou conditions expérimentales (von Tscherner *et al.* 2003), ce qui n'était pas possible avec les méthodes traditionnelles d'analyse des signaux EMG. Par la suite, une procédure très innovatrice, basée sur une analyse statistique en composantes principales, a été implantée de manière à diviser le spectre de fréquences en deux portions pour séparer la contribution en fréquences issue des deux principaux types de fibres musculaires, les fibres lentes et les fibres rapides (von Tscherner and Goepfert 2006). Ce type d'outil d'analyse ouvre la porte à l'étude du recrutement des différents types de fibres musculaires dans différentes tâches, que ces tâches comportent des variations en force ou la fatigue musculaire. Étant donné que les sujets lombalgiques démontrent une altération de la composition en fibres des muscles dorsaux (Mannion *et al.* 1997b;Mannion *et al.* 2000), il est possible que leur mode de recrutement soit aussi altéré, notamment à travers les niveaux de force.

En résumé, nous croyons que les transformées en ondelettes proposées seront plus sensibles aux variations dans la composition musculaire que les TFCT utilisées dans nos travaux antérieurs. Deux raisons supportent cette hypothèse : (1) chaque estimation du contenu fréquentiel sera plus précise, ce qui augmentera leur fidélité et conséquemment, leur sensibilité, et (2) une analyse plus localisée des différentes zones du spectre de fréquence permettra d'isoler l'action de différents types de fibres musculaires.

1.2.2.4 Analyses non-linéaires des signaux EMG

Contrairement aux analyses traditionnelles temporelles ou fréquentielles, les analyses non-linéaires sont effectuées à l'aide d'un graphique de récurrence (Figure 2). Ce graphique permet d'obtenir plusieurs informations d'un signal d'un simple coup d'œil. Tout d'abord, chaque portion du signal est comparée à toutes les autres portions du signal et représentée sur un graphique. Une ligne noire, causée par la comparaison d'une portion du signal avec lui-même, sépare le graphique en deux régions symétriques. Le graphique correspondant à un signal

aléatoire ne démontre donc que des points isolés n'ayant aucune partie se répétant dans le temps. Quelques éléments peuvent être quantifiés dans ce graphique dont (1) le pourcentage de récurrence, (2) le taux de déterminisme et (3) l'entropie. Le **pourcentage de récurrence** se définit par la somme des points récurrents divisée par le total des points. Le **déterminisme** est caractérisé par l'apparition de lignes diagonales qui indiquent la présence de patrons spécifiques se répétant dans le temps. Ces patrons spécifiques apparaîtront avec différentes durées et leur occurrence sera classée en conséquence (par longueur). Ainsi, une diminution ou une augmentation du déterminisme d'un signal dans le temps sera rapidement repérée par un dégradé de noir vers les extrémités. Les travaux récents avec des signaux EMG simulés avec un modèle mathématique permettent d'affirmer que par rapport aux variables spectrales, les pourcentages de récurrence et de déterminisme sont plus sensibles aux changements des propriétés musculaires, tel que représentées par la vitesse de conduction (Farina *et al.* 2002). De plus, le déterminisme est plus sensible au phénomène de synchronisation des UM lors de conditions où il y a un haut taux de synchronisation, comme on peut observer lorsqu'il y a un tremblement physiologique où avec la maladie de Parkinson (Fattorini *et al.* 2005). Finalement, l'**entropie** est une variable permettant de mesurer la quantité d'information requise pour coder un signal et est donc utilisée afin de mesurer le degré de complexité d'un signal. Un encodage nécessitant peu de mémoire (en bits) sous-entend un système générateur simple. Par contre un signal nécessitant plus de mémoire sera considéré comme moins déterministe et donc plus aléatoire. Une tendance positive ou négative de la quantité de bits requise pour coder un signal, en fonction de la force ou du temps, pourrait nous indiquer un changement dans les modes de recrutement des UM ainsi que sur leur synchronisation. Une évidence, bien que très limitée, suggère que cette variable pourrait être utile pour discriminer les sujets sains et lombalgiques (Sung *et al.* 2005) car les blessures auraient tendance, selon eux, à réduire la complexité des systèmes biologiques.

Le graphique suivant illustre les étapes nécessaires au calcul de l'entropie. Tout d'abord, un graphique de récurrence est créé (graphique en haut à droite) en calculant la norme sur la différence des vecteurs d'une fenêtre de 10 points se déplaçant le long du signal et comparé à chaque autres fenêtres du signal. Un seuil est appliqué, réduisant la similarité entre ces fenêtres à un nombre binaire (graphique en bas à gauche). Finalement, un histogramme logarithmique des occurrences de longueurs de segments valides est utilisé dans le calcul des probabilités utilisé pour le calcul de l'entropie (graphique en bas à droite).

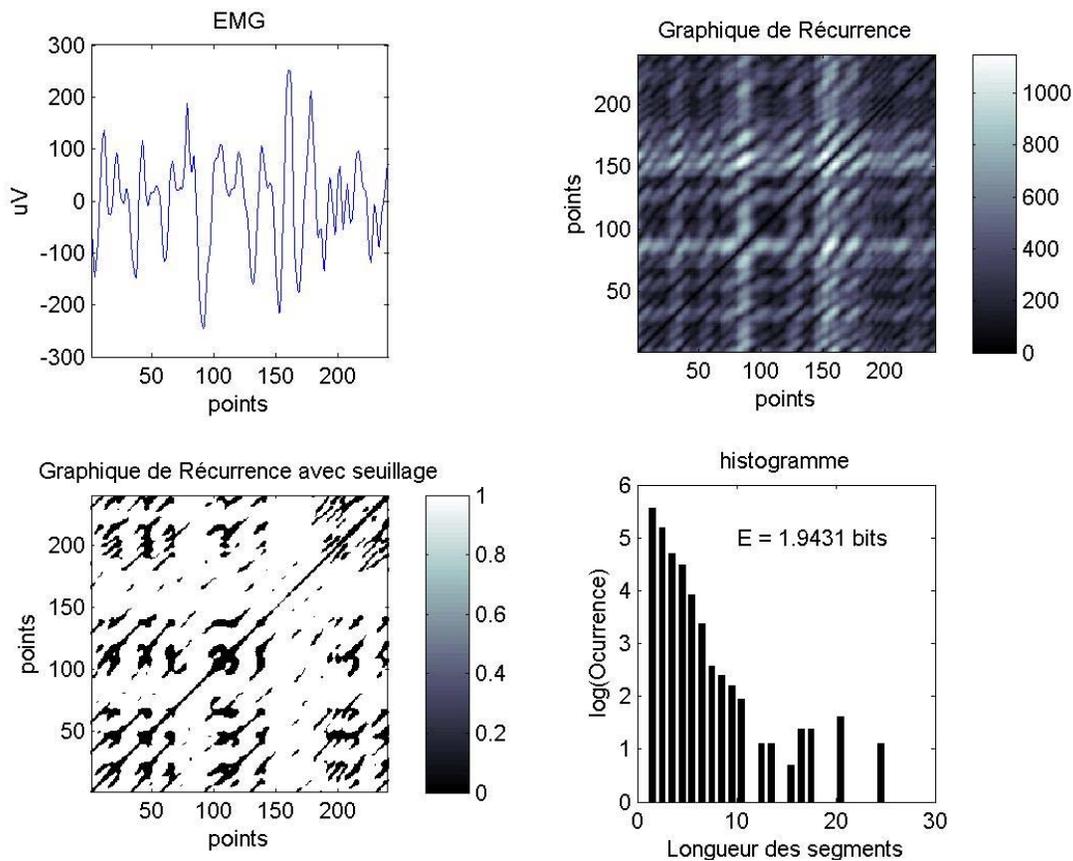


Figure 2. Illustration du fonctionnement des analyses non-linéaires des signaux EMG.

1.3 Objectifs et hypothèses de recherche

L'objectif principal du présent projet était de réanalyser une base de données existante à la lumière de nouvelles analyses des signaux EMG (ratios-EMG, analyses spectrales et non-linéaires plus avancées). Les signaux EMG utilisés provenaient d'une base de données comportant plusieurs sujets sains et lombalgiques. Plus spécifiquement, pour chaque type de variable EMG, différents sous-groupes de sujets ont été utilisés pour répondre à une série de questions. Ces questions devaient être répondues dans l'ordre qui suit afin de prendre des décisions sur les meilleures approches d'analyse à retenir d'une étape à l'autre.

Avant de continuer, il est important de distinguer les **quantités EMG** qui ont été calculées à chaque niveau de force (*RMS*, *FMI*, ratios-EMG, etc.) et les **variables EMG** qui ont été calculées en caractérisant la relation entre les quantités EMG et les moments en extension à L5/S1. En fait, les questions 1 et 2 ont permis d'analyser les quantités EMG afin de voir comment en faire des variables EMG qui seront par la suite évaluées sur le plan de la fidélité (question 3) et utilisées pour comparer nos sujets (questions 4 et 5).

Q1. Est-ce que les **quantités EMG** sont influencées par le niveau de force, et ceci pour chaque muscle investigué (ou combinaison de muscles, pour les ratios-EMG) ?

Étant donné qu'il est impossible de définir avec certitude, notamment chez les sujets lombalgiques, une intensité d'effort en fonction de la « vraie » force maximale volontaire (charge relative), deux scénarios seraient idéaux pour permettre la comparaison entre sujets sains et lombalgiques.

Le premier scénario demande que les quantités EMG ne varient pas en fonction du niveau de force déployée. Cela permettrait de demander tout simplement un effort absolu (ex. : 70 Nm) pour tous les sujets, i.e. sans avoir à se préoccuper de la force relative (par rapport à la force maximale) que cela implique pour chaque sujet. Dans le cas des ratios-EMG, cela n'est possible que si la contribution relative des différentes composantes musculaires reste la même à travers les niveaux de force. Cette caractéristique de mesure a déjà été documentée de façon favorable pour les ratios-EMG entre muscles homologues (Lariviere *et al.* 2005; Oddsson and De Luca 2003) mais aucune démonstration n'a été réalisée pour les ratios-EMG entre différents muscles synergistes non-homologues. Certains résultats laissent déjà présager que cette condition ne sera pas respectée pour les ratios composés des muscles dorsaux médiaux et latéraux (Mayer *et al.* 2005; Oddsson and De Luca 2003; Vink *et al.* 1988). D'ailleurs, nos travaux récents supportent aussi ces résultats (Lariviere *et al.* 2006a).

Le deuxième scénario serait que s'il y a une dépendance avec le niveau de force, que la relation soit linéaire ? Si c'est le cas, la façon de caractériser cette relation sera de calculer la pente de la relation. Il faut alors ne retenir que les variables (et muscles) pour lesquels cette condition est remplie.

Q2. Pour les variables répondant à l'un des deux scénarios décrits à la question 1, est-ce que le type de contraction isométrique demandée influence les **quantités EMG** ?

Les contractions que nous avons en main sont les contractions en rampes et les contractions en paliers. Ces dernières consistent à développer la force demandée (ex : 20% FMV) et de la retenir quelques secondes (3-5 secondes). Évidemment, l'approche par paliers requiert plusieurs contractions, au lieu d'une seule pour les rampes, pour générer assez de points pour établir une relation entre les quantités EMG et la force. Cependant, ces deux types de contractions, qui impliquent un mode de recrutement apparemment différent (Lariviere *et al.* 2001), influencent possiblement la modulation de la fréquence de décharge, ce qui génère des réponses différentes en terme de contenu fréquentiel. Ceci pourrait affecter les quantités EMG issues des analyses spectrales, voire des analyses non-linéaires. Cependant, aucune différence n'est attendue pour les ratios-EMG car l'amplitude EMG demeurerait la même pour les deux types de contractions (Lariviere *et al.* 2001).

Q3. Est-ce que les **variables EMG** calculées à partir des résultats des étapes d'analyse antérieures sont fidèles (fidélité test-retest) ?

Cette qualité métrologique essentielle à tout outil d'évaluation clinique doit être documentée. Une analyse, basée sur la théorie générale de la fidélité (Generalizability Theory), a permis d'identifier les sources d'erreur et d'estimer la fidélité correspondant à deux stratégies de

mesure : une mesure (rampe) par séance vs la moyenne de trois mesures par séance (détaillé à la section 4). Seules les variables démontrant une fidélité acceptable ont été retenues pour l'étape suivante.

Q4. Est-ce que les **variables EMG** retenues aux étapes d'analyse antérieures sont sensibles au genre et/ou à la présence d'une lombalgie chronique ?

Les sujets lombalgiques chroniques dont nous disposons n'étaient en moyenne pas très affectés car ils étaient tous au travail, démontraient un niveau d'incapacité faible selon la gradation de Fairbank (Fairbank *et al.* 1980) avec le questionnaire Oswestry portant sur la capacité fonctionnelle (< 20% = incapacité légère), et démontraient un niveau d'activité physique (travail + sport + loisir) équivalent aux sujets sains. Cependant, il est possible de pallier à cette limite et d'avoir une idée du potentiel discriminant des variables EMG en réalisant deux types de comparaisons :

Q4.1 En comparant les hommes et les femmes. Les femmes démontrent une composition musculaire différente des hommes (Mannion *et al.* 1997a; Thorstensson and Carlson 1987), ce qui représente une condition idéale, notamment pour évaluer les variables EMG issues des analyses spectrales. Pour ce qui est des ratios-EMG, une différence entre les genres ne peut être prise pour acquise. Cependant, si cela se produisait, il s'agirait de résultats intéressants à rapporter, notamment pour la recherche fondamentale et pour donner une idée préliminaire à savoir si ces évaluations EMG requerront des bases de données différentes pour les hommes et les femmes.

Q4.2 En comparant les sujets sains (hommes) avec deux sous-groupes de sujets lombalgiques (hommes) qui se distinguent par rapport au critère de 20% sur l'échelle Oswestry. Le premier groupe était composé des sujets présentant un score Oswestry inférieur ou égal à 20% (n=37; moyenne : 12 ± 6 ; étendue : 0 – 20%), ce qui correspondrait à une incapacité légère. Le second groupe était composé des sujets présentant un score Oswestry supérieur à 20% (n=20; moyenne : 33 ± 10 ; étendue : 22 – 50%), ce qui correspondait à une incapacité plus sévère, bien qu'aucune valeur ne dépassait 50%.

Ici, nous faisons l'hypothèse que les sujets ayant plus d'incapacité démontreront plus de déficiences lombaires, ce qui pourrait apparaître dans les variables EMG. Cette hypothèse est supportée par une étude qui démontre une diminution significative de la force maximale des muscles dorsaux entre les sujets sains et les sujets lombalgiques avec incapacité sévère seulement (Hupli *et al.* 1996). D'ailleurs, les scores Oswestry ressemblaient étrangement aux scores de notre échantillon de sujets (rapportés ci-haut), autant pour les sujets souffrant d'une légère incapacité (n = 20; moyenne : 13 ± 8) que pour les sujets souffrant d'une incapacité sévère (n = 18; moyenne : 35 ± 14). Le score d'Oswestry a aussi démontré des corrélations significatives, variant entre 0,27 et 0,32, avec la force dynamique des muscles dorsaux (Kaivanto *et al.* 1995) et avec l'endurance de ces mêmes muscles (Enthoven *et al.* 2003; Kuukkanen and Malkia 1996). Notre approche apparaît donc soutenue par les données actuellement disponibles sur la relation entre l'Oswestry et les déficiences lombaires.

Q5. Analyses multi-variées (classification des sujets)

Des méthodes d'analyses statistiques multi-variées (analyses logistiques) ont été appliquées pour essayer de classer les sujets dans leur groupe respectif (sains vs lombalgie) à l'aide des variables EMG seules. Afin d'aller encore plus loin, d'autres approches statistiques ont aussi été utilisées afin de vérifier s'il existe des sous-groupes à l'intérieur des échantillons de sujets.

L'identification de sous-groupes de patients lombalgiques a le potentiel de soulever des pistes de recherche très prometteuses en ce qui a trait à la détermination de profils cliniques différents dépendamment de l'importance de l'atteinte. Ce type de recherche a fait émergence très récemment avec la proposition de différentes méthodes d'identification de sous-groupes à l'aide de l'examen clinique (Dankaerts *et al.* 2005; Dankaerts *et al.* 2006; O'Sullivan 2005). Plus encore, la prescription de traitements (exercices) spécifiques à différents sous-groupes de patients donne déjà des résultats probants (Brennan *et al.* 2006). Nous comptons donc vérifier si de tels sous-groupes sont identifiables avec les variables EMG que nous investiguerons. Si c'est le cas, nous pourrions alors faire des efforts de recherche afin d'identifier ce qui caractérise ces sous-groupes, en terme de ce qui est possible de recueillir à l'examen clinique, et comment ils réagissent à différents programmes d'exercice.

1.4 Pertinence de l'étude

Il est de notre avis que les signaux EMG dont nous disposons contiennent une information physiologique pertinente en ce qui concerne l'évaluation de la coordination des muscles dorso-lombaires en lien avec des déficiences lombaires. Il s'agit maintenant de trouver la façon de faire ressortir cette information avec des approches d'analyse plus récentes et/ou plus élaborées. Les fondements théoriques et empiriques exposés précédemment appuient une telle démarche mais seule la confrontation avec des données réelles permettra de juger de leur crédibilité. Bien entendu, dans un tel contexte, la contribution scientifique sera originale, que les résultats soient négatifs ou positifs. C'est qu'une telle approche n'a jamais été tentée auparavant.

La présente étude méthodologique utilisera des signaux EMG utilisés provenant d'une banque de données existante pour mettre à l'épreuve les nouvelles approches d'analyses des signaux EMG présentées plus tôt. Cette façon de faire évitera une nouvelle collecte de données et sauvera du temps, ce qui est favorable sur le plan coût/efficacité. La base de données en question, qui sera détaillée dans la méthodologie, comporte non seulement plusieurs sujets et des mesures répétées permettant de documenter la fidélité test-retest, mais permettra aussi de comparer des sous-groupes pour lesquels on pourrait s'attendre à des différences en ce qui a trait à la fonction musculaire. Des résultats positifs permettraient ainsi de documenter la validité de construit de ces nouvelles approches d'analyse des signaux EMG.

2. MÉTHODOLOGIE

2.1 Sujets et tâches

Au total, 37 sujets normaux et 57 sujets lombalgiques âgés entre 20 et 60 ans ont été recrutés dans la population générale (échantillon de convenance). La lombalgie était définie par une douleur lombaire ou lombosacrée avec ou sans douleurs radiculaires proximales (limitées aux genoux) et la présence de douleur chronique se définissant par une douleur quotidienne ou presque quotidienne pendant plus de trois mois. Les critères d'exclusion des sujets normaux ont été : (1) présence d'un mal de dos dans les derniers six mois ou d'un mal de dos d'une durée de plus d'une semaine dans les années précédentes, (2) avoir perdu une journée de travail à cause d'un mal de dos et (3) avoir consulté pour un mal de dos. Les critères d'exclusion généraux (normaux et lombalgiques) ont été : (1) avoir eu une chirurgie au niveau de l'appareil musculo-squelettique du tronc, (2) avoir une malformation de la colonne (ex. : scoliose), (3) 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 selon (Garrow and Webster 1985)), et (4) ne pas présenter de réponse positive au Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (QAAP) de manière à éliminer les personnes susceptibles de manifester des troubles cardiaques. Le projet ainsi que le formulaire de consentement ont été approuvés par le comité d'éthique de l'Institut de Réadaptation de Montréal.

Différents sous-groupes de sujets ont été utilisés dans les différentes étapes du projet et seront utilisés ici pour répondre à différentes questions, tel que décrit plus loin. Un grand total de 194 sessions de laboratoires ont été réalisées car certains sujets ($n = 40$) qui devaient faire trois sessions de mesure. Dans toutes les étapes du projet, des contractions isométriques en extension du tronc ont été réalisées dans un dynamomètre triaxial (Figure 3A) permettant de mesurer les moments de force à l'articulation L5/S1. Des contractions maximales volontaires ($n = 3$) étaient d'abord effectuées afin d'estimer la valeur de la force maximale volontaire (FMV). Enfin, connaissant cette FMV en Nm (moment de force à L5/S1 en extension), un feedback fut offert au sujet afin de lui permettre de contrôler la vitesse de contraction en extension du dos, ceci pour des contractions dites en rampe ($n = 3$), donc se produisant de 0 à 100% de la FMV sur une période de 7 secondes (Figure 1). Des tâches supplémentaires étaient aussi demandées, dépendant de l'étape du projet et seront décrites plus loin.

Des données anthropométriques de base (taille, masse) ainsi que des plis cutanés (biceps, triceps, abdominal, sous-scapulaire) ont été recueillis afin de calculer l'IMC, estimer le pourcentage de graisse (Durnin and Womersley 1974) ainsi que la masse maigre. Le niveau d'activité physique général a aussi été quantifié avec un questionnaire (Baecke *et al.* 1982). Finalement, chez les sujets lombalgiques, quatre questionnaires auto-administrés ont été considérés : (1) l'intensité de la douleur déterminée avec une échelle visuelle analogue de 10 cm (EVA douleur), (2) l'échelle de perception d'incapacité Oswestry (Fairbank *et al.* 1980), (3) le questionnaire sur les peurs et croyance (FABQ : fear avoidance beliefs questionnaire) associée au travail (FABQt) et à l'activité physique (FABQp), (4) le questionnaire d'état de santé physique (SF-12p) et mentale (SF-12m).

2.2 Techniques de mesure

Dynamométrie. Le dynamomètre a été construit pour les fins de nos projets de recherche (Larivière et al., 2001a). Il est composé d'une plate-forme triaxiale (Advanced Mechanical Technology Incorporated, modèle MC6-6-1000) montée sur une armature d'acier permettant de stabiliser les membres inférieurs et le bassin [Figure 3A; plus de détails dans l'article de Larivière *et al.* (2001a)]. Lors de chaque effort, le sujet devait suivre une cible qui suit le patron d'effort illustré à la Figure 1 (rampe) à l'aide d'une rétroaction visuelle des moments de force à L5/S1 donnée en temps réel sur un moniteur. Ce dispositif permet aussi de minimiser les efforts en rotation axiale de manière à produire des efforts essentiellement en extension. C'est que les efforts en rotation axiale sont perceptibles par le sujet (mouvements latéraux du curseur représentant le sujet), ce qui lui permet de se corriger (revenir vers le centre de la cible). Les moments de force en extension à L5/S1 seront représentés par la variable M_{ext} .

Électromyographie. Huit électrodes de surface (électrodes actives avec gain de 1 K et bande passante de 20-450 Hz; modèle DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, M) ont recueilli les signaux EMG à une fréquence d'échantillonnage de 2048 Hz. Ces électrodes sont constituées de deux barres d'argent (longueur : 1 cm, largeur : 1 mm), séparées de 1 cm (en parallèle). En bref, après avoir nettoyé la peau avec de l'alcool, les électrodes ont été positionnées en tenant compte de la direction des fibres propres à chaque muscle (Defoa *et al.* 1989), soit bilatéralement, vis-à-vis le multifide au niveau L5, l'ilio-costal lombaire au niveau L3 et le long dorsal aux niveaux L1 et T10 [Figure 3B, plus de détails dans Larivière et al. (2001b)].

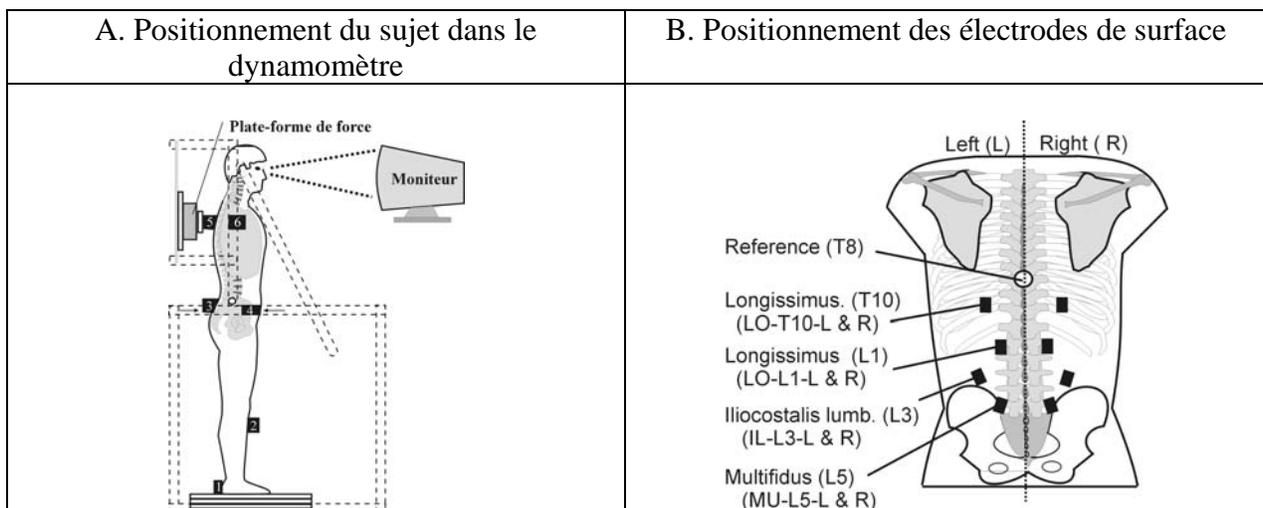


Figure 3. Montage expérimental

2.3 Traitement des signaux EMG

Différents traitements numériques ont été réalisés sur les signaux EMG afin d'obtenir des quantités EMG contenant différents types d'information. Il s'agit des analyses réalisées dans les domaines temporel (amplitude de l'EMG) et fréquentiel (contenu en fréquences de l'EMG) ainsi que les analyses non-linéaires. Toutes ces quantités EMG ont été calculées à l'intérieur de fenêtres d'analyse de 250 ms positionnées à tous les 5% MVC, entre 10 et 80% MVC de chaque

contraction en rampe ($n = 15$ fenêtres d'analyse). En ce qui a trait aux contractions en paliers (Questions 1 et 2), les fenêtres de 250 ms étaient positionnées au début du palier, aussitôt que M_{ext} était stable. En général, peu importe la quantité EMG calculée, il est possible de faire la moyenne des valeurs des côtés gauche et droit car les réponses des muscles homologues ont toujours été similaires (analyses statistiques non-significatives). Ceci permet de réduire de moitié le nombre de paramètres EMG et de rehausser leur fidélité. Les quantités EMG qui en résulteront correspondront donc à différents groupes et/ou fascicules musculaires qui seront identifiés selon le niveau vertébral (L5, L3, L1 et T10) où sont positionnées les électrodes. Une brève définition des quantités EMG calculées ainsi que les acronymes qui leur seront attribués tout au long du rapport est donnée dans le Tableau 1. Les prochaines sections décrivent le calcul de ces quantités EMG.

2.3.1 Analyses dans le domaine temporel

L'amplitude RMS (Root Mean Square) du signal EMG a été calculée selon cette équation :

$$RMS = \sqrt{\sum_i \frac{x_i^2}{N}}$$

où chaque donnée x au temps i contenue dans la fenêtre d'analyse doit être considérée.

Les ratio-EMG ont ensuite été calculés avec des quantités RMS, pour toutes les combinaisons de muscles possibles ($n = 6$), soient L5/L3, L5/L1, L5/T10, L3/L1, L3/T10, L1/T10. Ces ratios ont ensuite été transformés (Reeves *et al.* 2006), selon les formulations suivantes :

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

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

où les *RatioA* et *RatioR* sont les ratio 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.

Tableau 1. Description des différentes quantités EMG calculées à chaque niveau de force

MUSCLES	DESCRIPTION
Analyses dans le domaine temporel	
Indices <i>RMS</i> - Valeur rms du signal EMG brut	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Valeur RMS du signal EMG brut préfiltré.
Indices <i>RatioA</i> et <i>RatioR</i> – Ratios absolu et relatif des valeurs rms	
6 indices / ratio: L5/L3; L5/L1; L5/T10; L3/L1; L3/T10; L1/T10	Ratio absolu ou relatif des valeurs RMS de chaque groupe de muscles. 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.
Analyses dans le domaine fréquentiel	
Indices <i>FMDI</i> : Fréquence médiane instantanée	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Fréquence médiane instantanée calculée à l'aide du scalogramme obtenu par décomposition continue par ondelettes de type 'Morlet'
Indices <i>FMI</i> : Fréquence moyenne instantanée	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Fréquence moyenne instantanée calculée à l'aide du scalogramme obtenu par décomposition continue par ondelettes de type 'Morlet'
Indices <i>OND6-11</i>	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Intensité moyenne du scalogramme composé uniquement des ondelettes 6 à 11. Ces ondelettes ont des fréquences centrales variant entre 128 et 395 Hz.
Indices <i>ONDlen</i>	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Fréquence maximale de la distribution principale du contenu fréquentiel composant le scalogramme (analyse des composantes principales).
Indices <i>ONDráp</i>	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Fréquence maximale de la distribution secondaire du contenu fréquentiel composant le scalogramme (analyse des composantes principales).
Analyses non-linéaires	
Indices <i>RQArc</i> : Pourcentage de récurrence	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Pourcentage de points récurrents (points noirs) du graphique de récurrence. Un vecteur de dimension N est considéré comme récurrent que lorsque sa distance Euclidienne avec un autre vecteur est en-deçà d'un certain seuil.
Indices <i>RQAdet</i> : Pourcentage de déterminisme	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Pourcentage de points récurrents formant les diagonales du graphique de récurrence, permettant de quantifier si des patrons se répètent dans le temps.
Indices <i>RQAent</i> : mesure de l'entropie (bits)	
4 indices : L5; L3; L1; T10	Calculé avec l'équation de Shannon et dont les probabilités sont tirées du pourcentage d'apparition des segments de longueurs variables. Permet de quantifier le degré de complexité d'un signal. L'unité de mesure est en bits.

2.3.2 Analyses dans le domaine fréquentiel

Différents types de quantités spectrales ont été examinées en tirant profit des recommandations de la section 2, soit en utilisant des transformées en ondelettes et en réalisant des analyses spectrales plus spécifiques à certaines bandes de fréquences afin d'éliminer l'influence du phénomène de fréquence de décharge. Donc, à partir des transformées en ondelettes, les quantités EMG suivantes ont été calculées :

- La fréquence moyenne instantanée (*FMI*) a été obtenue à partir d'une transformée en ondelette continue (CWT), i.e. en utilisant 62 échelles de l'ondelette mère 'morlet' (Karlsson and Gerdle 2001).
- La fréquence médiane instantanée (*FMDI*) utilise la même décomposition en ondelettes que pour *FMI* à l'exception que la fréquence médiane se trouve exactement où l'intensité du scalogramme est divisée en deux parties égales selon une formulation antérieure (Bonato *et al.* 2001).
- Une autre approche basée sur les ondelettes a aussi été utilisée. Il s'agit de la famille d'ondelettes de von Tscharner (2000) qui a été constituée spécifiquement pour l'analyse des signaux EMG. Il s'agit de 11 ondelettes (11 bandes de fréquences) couvrant une bande de fréquences correspondant à l'EMG de surface [(OND1) : 2-12; (OND2) : 12-27; (OND3) : 27-49; (OND4) : 48-76; (OND5) : 75-110; (OND6) : 108-149; (OND7) : 147-194; (OND8) : 192-244; (OND9) : 242-301; (OND10) : 297-364; (OND11) : 359-432 Hz]. L'approche d'analyse de von Tscharner (2000) consiste à calculer l'intensité du signal EMG contenu dans chaque bande de fréquence (ondelette), ce qui donne une information localisée. À partir de cette information, deux types de quantités ont été calculées :
 - La sommation des intensités spectrales contenues dans la bande de fréquence de 100 à 450 Hz [ondelettes #6 à 11 selon (von Tscharner 2000)], ce qui représente une façon d'éliminer l'influence du phénomène de fréquence de décharge (variable confondante). Cette quantité EMG a été nommée *OND6-11*.
 - Les fréquences maximales extraites des deux premières composantes principales strictement positives (von Tscharner and Goepfert 2006), qui ont été nommées *ONDlen* et *ONDrap*. L'information contenue dans ces quantités EMG correspondrait à des groupes de fibres musculaires distincts, soit les fibres lentes (*ONDlen*) et rapides (*ONDrap*). Cette méthode suppose que les fibres lentes et rapides seraient constituées de différents types de fibres (type 1, 2a, 2ab, 2c) et contribueraient au spectre de fréquence de façon distincte.

2.3.3 Analyses non-linéaires

Les analyses non-linéaires (RQA pour « Recurrence Quantification Analysis ») se servent du graphique de récurrence pour calculer certaines quantités EMG, tel que présenté dans la section introduction (Figure 2). Un logiciel disponible sur internet, développé par un des principaux utilisateurs (Charles L. Webber) de cette méthode avec les signaux EMG de surface (Ikegawa *et al.* 2000; Webber and Zbilut 1994; Webber *et al.* 1995), a été utilisé : <http://homepages.luc.edu/~cwebber/> et contrôlé via Matlab. Les paramètres d'entrée de ces analyses ont été les suivants : nombre de dimensions (« embedded dimensions ») : 10; délai (« delay ») : 10 ms ; rayon (« radius ») : 20%; nombre de points : 1024 (donc fenêtres de 500 ms); décalage (« shift ») : 0 ms. Trois quantités EMG, aussi présentées dans la section

introduction, ont été utilisées pour qualifier les divers phénomènes qui se produisent dans un graphique de récurrence :

- Le pourcentage de récurrence (*RQAre*) est défini comme étant le nombre de points récurrents (noir) par rapport à l'ensemble des points totaux.
- Le pourcentage de déterminisme (*RQAdet*) quantifie le pourcentage de points récurrents calculé sur l'ensemble des diagonales. Lorsque des patrons spécifiques se répètent dans le temps, des lignes noires continues, appelées segments, se forment sur les diagonales. Un segment est considéré comme valide si un minimum de deux points récurrents adjacents se trouvent sur une diagonale.
- L'entropie (*RQAent*) mesure le degré de complexité du graphique de récurrence. Un histogramme formé des occurrences de la durée des segments, calculé sur les diagonales est utilisé afin de mesurer la probabilité de chaque segment. En utilisant un principe découlant de la théorie de l'information, i.e. l'entropie de Shannon, il est possible de calculer la complexité d'un signal par le nombre de bits d'information requis pour coder ce signal.

2.4 Plan d'analyse

2.4.1 Questions 1 et 2 : Influence du niveau de force et du type de contraction

Vingt hommes en santé qui avaient réalisé deux contractions en rampes (0 à 100% FMV en 7 s) et deux contractions en palier de 5 s à cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). La méthodologie détaillée (ordre de passation des tâches, périodes de repos, etc) est présentée dans (Lariviere *et al.* 2001). Afin de permettre une comparaison entre les deux modes de contraction (rampe et palier), les quantités EMG lors des rampes ont été calculées aux mêmes niveaux de force que pour les paliers, soit cinq niveaux de force.

Analyses statistiques. Il a d'abord fallu vérifier si les quantités EMG changeaient en fonction du niveau de force (Q1). Ensuite, l'équivalence des quantités EMG entre les contractions en rampes et les contractions en paliers a été évaluée (Q2). Ces réponses ont été obtenues avec une ANOVA à deux voies avec mesures répétées sur les deux facteurs (2 types de contraction × 5 niveaux de force). Avant de réaliser les ANOVA, la normalité des distributions ont été vérifiées et seules les quantités *RatioA* et *RQAre* ont dues être transformées (logarithme naturel) afin de corriger la situation. Le but étant de vérifier quelles sont les variables (type de contraction, niveau de force) qui influencent les quantités EMG, les comparaisons *a posteriori* n'ont pas été réalisées en ce qui a trait au facteur « niveaux de force ».

L'influence ou non du niveau de force permettait de prendre une décision sur la façon dont la relation EMG/force allait être caractérisée, c'est-à-dire sous forme de pente de cette relation (si le niveau de force influence) ou sous forme de moyenne des valeurs à travers plusieurs niveaux de force, dans le cas contraire. Afin d'avoir de l'information supplémentaire pour prendre cette décision, des corrélations de Pearson ont été réalisées entre les quantités EMG calculées lors des

rampes (15 valeurs de 10 à 80% FMV i.e. avec un pas de 5% FMV) et les valeurs M_{ext} correspondantes.

Avant d'évaluer la fidélité test-retest, des régressions linéaires ont été réalisées afin de caractériser la relation entre les différentes quantités EMG et M_{ext} . Une évaluation du degré de variation de chaque quantité EMG de part et d'autre de sa propre ligne de régression a ensuite été effectuée en calculant les résidus correspondants et en calculant la valeur quadratique (RMS) des résidus normalisés. Cette normalisation permet de comparer les résidus entre les différentes quantités EMG.

2.4.2 Question 3 : Fidélité test-retest ¹

Quarante sujets masculins (20 sains et 20 lombalgiques chroniques) ont participé à cette étude (Larivière *et al.* 2002b). En bref, ces sujets ont réalisé trois contractions en rampes par session de mesure et cela, lors de trois sessions séparées d'au moins deux jours mais à l'intérieur d'une période de deux semaines de manière à s'assurer de la stabilité de la condition (douleur, perception de la capacité fonctionnelle) des sujets lombalgiques, ce qui a été réussi (Larivière *et al.* 2002).

L'analyse de la fidélité, basée sur la théorie générale de la fidélité [generalizability theory; (Shavelson and Webb 1991)], a permis non-seulement d'identifier les sources de variabilités (variances inter-sujets, inter-essais, inter-jours, interactions doubles et triple), mais aussi d'estimer le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des variables EMG fidèles. La théorie générale de la fidélité consiste en deux parties: la première est l'étude-G qui estime les composantes de variance jugées importantes pour la mesure d'intérêt. Dans le cas présent, il s'agit des composantes de variances dues au Sujet, Essai, Jour et leurs interactions à partir des résultats du design expérimental (mesures répétées sur trois jours). L'étude-G sera essentiellement une ANOVA à deux voies avec mesures répétées sur les facteurs Essais (3 rampes) et Jour (3 sessions de mesure). Les composantes de variance sont alors calculées à partir des valeurs de moindres carrés de l'ANOVA [Sujet (σ_S^2), Essai (σ_E^2), Jour (σ_J^2), Sujet \times Essai (σ_{SE}^2), Sujet \times Jour (σ_{SJ}^2), Essai \times Jour (σ_{EJ}^2), Sujet \times Essai \times Jour (σ_{SEJ}^2)]. La deuxième partie de la théorie générale de la fidélité est l'étude-D permettant de donner une estimation de la fidélité pour divers devis de recherche (stratégies de mesures) autres que l'étude-G. Les sources de variances sont utilisées pour calculer le coefficient de dépendabilité (ϕ) et l'erreur standard de mesure (ESM). Grâce à l'étude D, il est possible d'estimer l'amélioration de la fidélité lorsque les mesures sont moyennées sur plusieurs essais et/ou plusieurs jours. Bien entendu, réaliser des mesures sur plusieurs jours n'est pas pratique d'un point de vue clinique. Ici, nous ne vérifierons que la fidélité correspondant à la prise d'une seule mesure ou essai et à la prise de trois mesures, cette dernière stratégie de mesure correspondant à ce qui a été fait dans le protocole.

Le coefficient de dépendabilité (ϕ) correspond à la proportion de variance expliquée par le facteur Sujet et donne les mêmes résultats que le CCIC communément utilisé pour quantifier la

¹ Ces analyses ont été réalisées avec de nouvelles variables EMG, calculées à partir des quantités EMG détaillées plus tôt, à la lumière des résultats obtenus pour les questions 1 et 2. Pour aider à justifier et à mieux comprendre ces nouvelles variables EMG, leur description est faite à la fin de la section 3.1 (résultats des questions 1 et 2).

fidélité [(Shrout and Fleiss 1979), CCIC (type 2,1)] alors le terme CCIC sera utilisé ici. L'ESM sera exprimé en pourcentage de la moyenne des mesures (à travers les essais et jours). Le CCIC et l'ESM donnent des informations complémentaires. Le CCIC donne une idée de la capacité de la mesure à différencier (ordonner) les sujets et a donc une valeur diagnostique qui est importante lorsque l'on compare des individus. Le ESM, qui est une mesure de la variabilité de la mesure, indique la capacité à détecter un changement dans le temps (sensibilité au changement) et a donc une importance lorsque des mesures répétées sont réalisées, comme c'est le cas pour évaluer les effets de la réadaptation.

2.4.3 Question 4 : Sensibilité au genre et la présence d'une lombalgie chronique ²

Sensibilité au genre. Il s'agit de 12 hommes et 13 femmes, comparables en âge, qui sont décrits dans une étude antérieure (Lariviere *et al.* 2002b).

Sensibilité à la présence d'une lombalgie chronique. Vingt-quatre hommes en santé et 57 hommes lombalgiques chroniques ont participé à cette étude (Tableau 2). Les sujets sains ont été comparés à deux sous-groupes de sujets lombalgiques qui se distinguent par rapport au critère de 20% sur l'échelle Oswestry. Le premier groupe était composé des sujets présentant un score Oswestry inférieur ou égal à 20% (n=37; moyenne : 12 ± 6 ; étendue : 0 – 20%), ce qui correspondrait à une incapacité légère. Le second groupe était composé des sujets présentant un score Oswestry supérieur à 20% (n=20; moyenne : 33 ± 10 ; étendue : 22 – 50%), ce qui correspondrait à une incapacité sévère.

Analyses statistiques. Afin de pouvoir réaliser des analyses paramétriques, la plupart des variables EMG ont dû être transformées afin d'obtenir des distributions normales, selon le test Wilk-Shapiro. Ces transformations sont identifiées dans les tableaux de l'Annexe C. Afin de comparer les groupes, des analyses de covariance (ANCOVA) ont été réalisées afin d'ajuster pour des variables confondantes potentielles (covariables) qui ont été identifiées (différences significatives), parmi les variables démographiques (âge, taille, masse, IMC) et la FMV, avec des analyses bivariées entre les groupes. Pour comparer les genres, les covariables suivantes ont été considérées : taille, masse et FMV. Pour comparer les sujets sains et lombalgiques, les covariables ont été la masse et la FMV.

² Ces analyses ont été réalisées avec de nouvelles variables EMG, calculées à partir des quantités EMG détaillées plus tôt, à la lumière des résultats obtenus pour les questions 1 et 2. Pour aider à justifier et à mieux comprendre ces nouvelles variables EMG, leur description est faite à la fin de la section 3.1 (résultats des questions 1 et 2).

Tableau 2. Caractéristiques des sujets utilisés pour répondre à la question 4 (comparaison sujets sains vs lombalgiques)

Variable	Sujets sains (n = 24)		Sujets lombalgiques avec légère incapacité (n = 37)		Sujets lombalgiques avec incapacité sévère (n = 20)		ANOVA (valeur P)
	Moyenne	Écart- type	Moyenne	Écart- type	Moyenne	Écart- type	
Âge (années)	38	(13)	37	(12)	43	(12)	0,216
Taille (m)	1,75	(0,04)	1,78	(0,07)	1,76	(0,08)	0,109
Masse (kg)	73	(9)	82	(13)	80	(9)	0,007
IMC	23,8	(2,5)	25,6	(3,6)	25,9	(3,2)	0,063
Activité phys	8,8	(1,0)	8,8	(1,5)	8,7	(1,6)	0,071
EVA douleur	/	/	16	(18)	36	(28)	0,008
FABQp	/	/	8	(5)	10	(5)	0,080
FABQt	/	/	12	(10)	17	(14)	0,180

IMC: indice de masse corporelle; Activité phys. : niveau d'activité physique général (Baecke et al., 1982) ; EVA douleur : intensité de la douleur avec une échelle visuelle analogue ; FABQp et FABQt : questionnaire sur les peurs et croyances en rapport avec les activités physiques et de travail, respectivement.

2.4.4 Question 5 : Classification des sujets (analyses multi-variées) ³

Deux types d'analyses multi-variées ont été réalisées avec les variables EMG et les sous-groupes de sujets (hommes, femmes, sains, lombalgiques) traitées à la question 4. La première est une **analyse logistique** ayant pour but de classer les sujets sains (n = 24 hommes) et lombalgiques (n = 57 hommes). La deuxième est une analyse factorielle de correspondance (AFC) suivie d'une classification ascendante hiérarchique (forme d'analyse par grappes ou « clusters »), qui ont permis de définir des sous-groupes homogènes de sujets sans savoir *a priori* à quel groupe ces sujets appartiennent (hommes, femmes, sains, lombalgiques). Voici une description plus détaillée de chaque analyse.

Analyses logistiques. Ces analyses ont été réalisées dans le logiciel statistique NCSS 2004 (Number Cruncher Statistical Systems, Kaysville, Utah, USA). Les variables EMG transformées des 24 hommes sains et les 57 hommes lombalgiques, telles qu'utilisées à la question 4, ont été réutilisées ici. Cependant, cinq sujets lombalgiques ont dû être éliminés à cause de données manquantes, ce qui donnait un échantillon total de 76 sujets. L'option « Hierarchical forward with switching », une forme de procédure « stepwise », a été utilisée pour sélectionner les variables. Les résultats du test de Wald qui ont servi à ne retenir que les variables qui contribuaient de façon significative ($p < 0.05$) aux différents modèles de régression testés. Sept prédicteurs au maximum ont été considérés dans chacun des modèles afin de respecter la règle du pouce qui recommande qu'il y ait 10 sujets de disponibles par prédicteur entré dans le modèle (ici, n = 76), ce qui assure une certaine robustesse aux modèles développés. Les coefficients des

³ Ces analyses ont été réalisées avec de nouvelles variables EMG, calculées à partir des quantités EMG détaillées plus tôt, à la lumière des résultats obtenus pour les questions 1 et 2. Pour aider à justifier et à mieux comprendre ces nouvelles variables EMG, leur description est faite à la fin de la section 3.1 (résultats des questions 1 et 2).

équations de régression ont tous été vérifiés (erreurs standards disproportionnées) afin de détecter les problèmes numériques potentiels en rapport avec la colinéarité entre les prédicteurs (Hosmer and Lemeshow 1989).

Les différents modèles testés ont permis de mettre en lumière l'importance relative de différents types de variables EMG (pentes vs moyennes) ainsi que le nombre d'électrodes EMG nécessaires pour optimiser la capacité de classification des sujets. La possibilité d'éliminer les variables EMG de type « moyenne » a été évaluée car ces variables sont définies à l'aide d'un critère (75 Nm - défini à la suite des premières analyses) qui peut être discutable. D'ailleurs, ce critère risque de ne pas toujours être atteint par certains patients, comme c'était le cas pour quatre d'entre eux. Les variables EMG de type « pentes » ne souffrent pas de cette limite. La possibilité de ne retenir que les électrodes plus près de la colonne (L5 et L1) a aussi été investiguée car les variables EMG provenant de ces électrodes sont généralement plus fidèles (Lariviere *et al.* 2002a; Lariviere *et al.* 2006a), même si cela n'a pas nécessairement été le cas dans la présente étude (Question 3). Nous avons donc fait ce choix afin d'être cohérent avec nos études antérieures afin de développer des protocoles EMG requérant toujours les mêmes positionnements d'électrodes.

Analyses factorielles de correspondance (AFC) et classification ascendante hiérarchique (CAH). Ces analyses ont été réalisées dans le logiciel SPAD (version 6.0 pour Windows, Paris, 2006). Les variables EMG non-transformées, ainsi que d'autres variables démographiques/anthropométriques (âge, taille, masse, masse maigre, IMC), les réponses aux questionnaires (niveau d'activité physique, SF-12 physique et mentale, FABQ- activité physique et travail, Oswestry, EVA douleur, durée lombalgie) ainsi que la force maximale ont d'abord été classées en quatre catégories selon leur rang percentile : (1) 0-20, (2) 20-50, (3) 50-80, (4) 80-100. Par la suite, toutes les variables EMG ont été soumises comme « variables actives » (prédicteurs) alors que les autres variables (démographiques, anthropométriques, questionnaires, force maximale) ont été proposées comme variables illustratives (explicatives). Comme pour les analyses logistiques, différents modèles ont été évalués dans le but de déterminer s'il était possible d'éliminer certaines catégories de variables sans trop affecter les résultats de classification. Les variables de type « moyennes » ont donc été éliminées en premier pour ensuite évaluer la possibilité d'éliminer les électrodes à L3 et T10.

3. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Pour chaque question de recherche, les résultats sont immédiatement interprétés (discutés) afin de faciliter le suivi des étapes d'analyse d'une question à l'autre. Cela permettra de mieux suivre et comprendre les interprétations spécifiques de chaque question. Une discussion générale sera ensuite reprise à la section 4 afin d'évaluer dans leur ensemble la signification des résultats de la présente étude.

3.1 Questions 1 et 2 : Influence du niveau de force et du type de contraction

Le comportement des différentes quantités EMG en fonction de M_{ext} lors des rampes ainsi que les comparaisons entre les rampes et les paliers à certains niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV) sont illustrés à l'annexe A. Les courbes individuelles (figures du haut) permettent d'apprécier les sources de variabilité inter-sujets et intra-sujet (degré de linéarité).

Sans aller dans les détails, il apparaît que le **type de contraction** influence la plupart des quantités EMG considérées, qu'elles soient des domaines temporel (Tableau 3), fréquentiel (Tableau 4) ou non-linéaire (Tableau 3). Ceci signifie que l'étude de ces quantités EMG à travers différents niveaux de force ne peut se faire de façon interchangeable avec des contractions en rampes ou en paliers. L'**effet du niveau de force**, de son côté, est encore plus évident avec des niveaux de significations très élevés. En fait, l'effet du niveau de force n'était pas significatif que dans quelques cas d'exception (7 / 44 quantités EMG), dont cinq de ces cas ont été observés pour les quantités *ONDlen* et *ONDráp*. L'effet du recrutement des UM est évident sur les quantités EMG où l'amplitude du signal est en cause (*RMS*, *OND6-11*). En ce qui a trait à la baisse de la *FMI* à travers les niveaux de force, elle apparaît être associée au recrutement graduel des fibres musculaires de type II qui ont un diamètre atypiquement plus petit que les fibres de type I pour les muscles du dos (Mannion *et al.* 1997a;Ng *et al.* 1998). L'étude des autres quantités EMG à travers les niveaux de force n'a jamais été faite et les résultats correspondants sont plus difficiles à interpréter. À quelques exceptions près, les ratios-EMG (*RatioA* et *RatioR*) des niveaux 10 et 20% sont comparables entre-eux alors que les ratios-EMG des niveaux 40, 60 et 80% sont comparables entre-eux. En d'autres mots, il y a généralement des différences significatives entre les niveaux de force de ces deux sous-groupes de niveaux de force, avec des effets ayant des directions différentes dépendant du type de ratio (*RatioA* et *RatioR*) et des muscles impliqués. *RQAdet* et *RQArc* ont le potentiel d'être sensibles aux changements des propriétés musculaires, telles que représentées par la vitesse de conduction (Farina *et al.* 2002). Ici, cela se traduirait par le recrutement d'UM ayant des propriétés différentes à travers les niveaux de force. Les résultats aux questions suivantes aideront à clarifier si ces quantités sont plus sensibles que les quantités dérivées des analyses fréquentielles à cet effet. Finalement, la plupart (5/8) des variables des analyses fréquentielles plus poussées (*ONDlen*, *ONDráp*) ne varient pas en fonction du niveau de force. Cela peut encore s'expliquer par la morphologie atypique des fibres musculaires des muscles dorsaux en terme de diamètre (fibres type I > fibres type II). Cependant, étant donné que le diamètre des fibres ne semble pas la seule variable responsable de la vitesse de conduction des potentiels d'action des UM [les propriétés de leurs membranes aussi selon (Kupa *et al.* 1995)], il est parfois difficile d'obtenir une influence du niveau de force.

Les analyses corrélationnelles (Tableau 3 et 4) réalisées entre les quantités EMG ($n = 15$ valeurs entre 10 et 80% FMV) et M_{ext} correspondant démontrent des associations parfois très élevées (RMS , $OND6-11$; r entre 0,89 et 0,97), parfois plus modeste ($RatioA$, $RatioR$, $RQAreC$, FMI ; r entre 0,37 et 0,70) et parfois plus basses ($RQAdet$, $RQAent$, $ONDlen$, $ONDrapp$; r entre 0,21 et 0,36). Cependant, étant donné le faible échantillon ($n = 15$ points) utilisé pour réaliser chaque corrélation, il faut noter que les corrélations ne devenaient significatives ($p < 0,05$) que lorsque les valeurs dépassaient 0,51. Ces derniers résultats donnent tout de même des indications sur la façon dont cette relation devrait être caractérisée, i.e. en calculant la pente de la ligne de régression passant à travers les points (quantités EMG avec corrélations plus élevées), en calculant la valeur moyenne de plusieurs valeurs (quantités EMG avec corrélations basses), ou ces deux façons de faire (quantités EMG avec corrélations modérées). C'est d'ailleurs ce qui a été réalisé afin de produire les variables de pente (RMS_p , $RatioA_p$, $RatioR_p$, FMI_p , $OND6-11_p$, $RQAreC_p$) et les variables de moyenne ($RatioA_m$, $RatioR_m$, FMI_m , $RQAreC_m$, $RQAdet_m$, $RQAent_m$, $ONDlen_m$, $ONDrapp_m$). Ces variables EMG ont donc été créées pour les étapes suivantes (Questions 3, 4 et 5).

Les résultats statistiques portant sur les niveaux de force ainsi que la visualisation du comportement des quantités EMG en fonction de M_{ext} (degré de linéarité) ont permis de déterminer qu'il était mieux de ne pas considérer les quantités EMG obtenues avant d'atteindre 75 Nm. En effet, plusieurs quantités EMG démontrent un effet de niveau de force surtout au début de la rampe, ce qui laisse croire que le ratio EMG/bruit n'est peut-être pas très bon au début de la rampe et que les petites stratégies d'activation individuelles, pour les quantités $RatioA$ et $RatioR$, et la grande proportion de bruit de hautes fréquences, pour les quantités comme FMI , peuvent possiblement faire fluctuer grandement ces quantités EMG au début des contractions. D'ailleurs, la visualisation des courbes individuelles démontre beaucoup moins de variabilité inter-sujet après 75 Nm chez les hommes. Une valeur équivalente chez les femmes serait de 50 Nm ($50 \text{ Nm} / 75 \text{ Nm} = 0,66$) car les femmes ont démontrées une FMV variant entre 62 (Lariviere *et al.* 2006b) et 70% (Lariviere *et al.* 2002b) de la FMV des hommes dans ce dynamomètre. Ces seuils de 75 et 50 Nm ont donc été utilisés pour calculer les variables de moyenne énumérés dans le dernier paragraphe.

Pour terminer, les quantités $RQAent$, $ONDlen$ et $ONDrapp$ ont démontré des résidus normalisés plus élevés que les autres, ce qui suggère, comme en faisaient état les basses corrélations avec M_{ext} (Tableau 3 et 4), que l'utilisation de régression linéaire est moins appropriée.

Les variables EMG de pente et de moyenne proposées ont été corrélées (corrélations de Spearman) avec la FMV chez les 24 hommes en santé, c'est-à-dire pour ceux dont on peut avoir confiance à la mesure de la FMV. Dix variables EMG de pente sur 24 (FMI_p des 4 muscles : r entre 0,47 et 0,71; six différents ratios-EMG: r entre -0,44 et -0,49 et entre 0,41 et 0,60) et aucune variable EMG de moyenne sur 28 ont révélé des corrélations de Pearson significatives

3.2 Question 3 : Fidélité test-retest

Les résultats des analyses de fidélité sont détaillés à l'annexe B, cela pour chaque variable EMG et chaque façon de caractériser (pente relation linéaire avec M_{ext} vs moyenne valeurs supérieures à 75 Nm) ainsi que pour chaque groupe de sujets (sains et lombalgiques).

Les sources de variance obtenues à l'aide de l'étude G sont typiques de ce que l'on retrouve pour l'EMG de surface en général (Delisle *et al.* 2005; Larivière *et al.* 2002a; Sparto and Parnianpour 2001), c'est-à-dire que les plus grandes portions de variance se partagent entre σ_s^2 (variance sujet), la variance qui inclut les sources d'erreur aléatoires (σ_{SEJ}^2 i.e. Sujet \times Essai \times Jour) et σ_{SJ}^2 (Sujet \times Jour). σ_{SJ}^2 est attribuable au repositionnement des électrodes ainsi qu'aux variations systématiques dans les stratégies d'activation d'une session à l'autre, à condition que ces deux sources de variation systématique prennent des directions différentes d'un sujet à l'autre, sinon ce serait une autre source de variance qui serait affectée (σ_j^2). Des changements de stratégies d'activation pourraient effectivement être possibles, notamment chez des sujets lombalgiques dont l'état peut varier d'une session à l'autre.

En ce qui a trait à l'étude D, les résultats correspondant à deux stratégies de mesure ont été détaillés à l'Annexe B, soit la possibilité (stratégie 1) de ne recueillir qu'une seule mesure par jour (une contraction en rampe) ou la possibilité (stratégie 2) de réaliser trois mesures (rampes) dans une session de mesure. Il est donc possible d'apprécier le gain en terme de fidélité de la mesure en adoptant la stratégie 2. D'ailleurs, seuls les résultats correspondant à cette stratégie ont été pris en compte car ils correspondent à ce qui a été fait dans la présente étude. Selon ces résultats, il est possible de dresser un portrait rapide en détectant les variables qui ont un CCIC supérieur à 0,60, ce qui indique une certaine capacité à distinguer les sujets (valeur diagnostique). Il a été jugé plus prudent d'utiliser un critère de 0,60 afin de ne pas éliminer des variables qui, bien que parfois modérément fidèles (CCIC entre 0,60 et 0,75), ont potentiellement une grande valeur discriminante sur les plans physiologique et clinique. La seule variable ne répondant à ce critère, c'est-à-dire pour la majorité des muscles et les deux groupes de sujets, était $RQArec_m$ qui fût ainsi éliminée des analyses subséquentes (Questions 4 et 5).

Des CCIC très élevés ($> 0,80$) ont été observés pour plusieurs muscles de certaines variables de pente (RMS_p , $OND6-11_p$) et de moyenne ($RatioA_m$, $RatioR_m$, FMI_m , $RQAdet_m$, $RQAent_m$), ce qui démontre leur potentiel au niveau de la valeur diagnostique. Des ESM(%) inférieurs à 20% ont aussi été relevés pour plusieurs muscles de certaines variables de pente (RMS_p) et de moyenne (FMI_m , $ONDlen_m$, $ONDrap_m$, $RQAdet_m$, $RQAent_m$). L'ESM est révélateur de la capacité de la mesure à détecter un changement, ce qui est particulièrement utile pour déterminer le changement détectable, d'un point de vue métrique, au-delà duquel un effet de réadaptation est jugé significatif en ce qui a trait à la mesure (mais pas nécessairement au point de vue clinique). Cependant, il faut faire attention en ce qui a trait à l'interprétation de l'ESM lorsqu'il est exprimé en valeur relative car des valeurs très élevées sont parfois dues à une variable dont les valeurs se situent aux alentours de zéro.

L'excellente fidélité des variables de type pentes pour les quantités EMG dépendant de l'amplitude du signal (RMS_p , $OND6-11_p$) est en accord des travaux antérieurs (DeVries 1968; Weir *et al.* 1992), comme c'est aussi le cas en ce qui concerne les statistiques spectrales comparables à la variable FMI_m qui sont généralement très fidèles car généralement peu influencées par le niveau de force (Nargol *et al.* 1999). En contre partie, c'est aussi ce qui explique la moins bonne fidélité de la variable FMI_p . La bonne fidélité des ratios-EMG est aussi en accord avec des résultats antérieurs mais lors de tâches isométriques où différentes postures

étaient adoptées (Edgerton *et al.* 1997). En ce qui a trait aux autres variables ($RQAdet_m$, $RQAent_m$, $ONDlen_m$, $ONDrapp_m$), aucune étude de fidélité n'est disponible dans la littérature.

Tableau 3. Résultats des analyses réalisées pour évaluer l'influence du niveau de force et du type de contraction (rampes vs paliers) et des analyses pour évaluer l'association entre les différentes quantités EMG (domaine temporel et non-linéaire) et le moment d'extension (M_{ext})

Quantité EMG (transfor- mation) ⁺	Muscle	Rampes vs paliers (n = 20)			Rampes (n = 20)	
		Résultats ANOVA (valeurs P)			Corrélations	Résidus
		Type contraction	Niveau de force	Interaction	Avec M_{ext} Moy. (ET)	normalisés Moy. (ET)
<i>RMS</i>	L5	0,000	0,000	0,000	0,97 (0,02)	0,03 (0,01)
	L3	0,000	0,000	0,000	0,97 (0,01)	0,03 (0,02)
	L1	0,000	0,000	0,000	0,97 (0,02)	0,04 (0,02)
	T10	0,325	0,000	0,590	0,95 (0,04)	0,03 (0,02)
<i>RatioA</i> (log)	L5/L3	0,484	0,001	0,168	0,49 (0,25)	0,06 (0,03)
	L5/L1	0,488	0,000	0,112	0,50 (0,26)	0,08 (0,03)
	L5/T10	0,000	0,000	0,002	0,65 (0,26)	0,05 (0,03)
	L3/L1	0,773	0,000	0,628	0,47 (0,25)	0,08 (0,04)
	L3/T10	0,003	0,037	0,057	0,40 (0,25)	0,07 (0,04)
	L1/T10	0,000	0,000	0,132	0,36 (0,23)	0,07 (0,03)
<i>RatioR</i>	L5/L3	0,850	0,000	0,015	0,70 (0,20)	0,04 (0,03)
	L5/L1	0,178	0,000	0,000	0,55 (0,23)	0,03 (0,02)
	L5/T10	0,001	0,000	0,000	0,58 (0,24)	0,03 (0,03)
	L3/L1	0,363	0,000	0,098	0,47 (0,25)	0,04 (0,02)
	L3/T10	0,000	0,000	0,016	0,40 (0,27)	0,06 (0,03)
	L1/T10	0,000	0,000	0,154	0,38 (0,22)	0,05 (0,03)
<i>RQAdet</i>	L5	0,000	0,000	0,000	0,34 (0,23)	0,07 (0,02)
	L3	0,000	0,000	0,000	0,36 (0,25)	0,06 (0,02)
	L1	0,000	0,000	0,269	0,34 (0,23)	0,06 (0,02)
	T10	0,051	0,000	0,499	0,35 (0,23)	0,07 (0,03)
<i>RQArc</i> (log)	L5	0,069	0,000	0,018	0,34 (0,24)	0,12 (0,03)
	L3	0,000	0,000	0,000	0,47 (0,21)	0,13 (0,03)
	L1	0,003	0,000	0,002	0,49 (0,21)	0,15 (0,03)
	T10	0,009	0,000	0,007	0,46 (0,22)	0,15 (0,03)
<i>RQAent</i>	L5	0,967	0,277	0,646	0,25 (0,18)	0,12 (0,04)
	L3	0,000	0,001	0,000	0,33 (0,22)	0,09 (0,03)
	L1	0,000	0,001	0,252	0,30 (0,19)	0,10 (0,03)
	T10	0,025	0,105	0,413	0,30 (0,19)	0,09 (0,03)

⁺ : Transformation nécessaire pour rendre les distributions normales selon le test Wilk-Shapiro.
Les différences significatives sont en bleu

Tableau 4. Résultats des analyses réalisées pour évaluer l'influence du niveau de force et du type de contraction (rampes vs paliers) et des analyses pour évaluer l'association entre les différentes quantités EMG (**domaine fréquentiel**) et le moment en extension à L5/S1 (M_{ext})

Quantité EMG	Muscle	Rampes vs paliers (n = 20)			Rampes (n = 20)	
		Résultats ANOVA (valeurs P)			Corrélations	Résidus
		Type contraction	Niveau de force	Interaction	Avec M_{ext} Moy. (ET)	normalisés Moy. (ET)
<i>FMI*</i>	L5	0,005	0,000	0,307	0,39 (0,23)	0,04 (0,02)
	L3	0,009	0,000	0,154	0,45 (0,20)	0,06 (0,03)
	L1	0,360	0,000	0,015	0,41 (0,18)	0,06 (0,03)
	T10	0,042	0,000	0,001	0,46 (0,19)	0,08 (0,03)
<i>OND6-11</i>	L5	0,000	0,000	0,000	0,95 (0,02)	0,03 (0,02)
	L3	0,058	0,000	0,008	0,93 (0,03)	0,03 (0,03)
	L1	0,000	0,000	0,000	0,93 (0,04)	0,03 (0,02)
	T10	0,040	0,000	0,000	0,89 (0,07)	0,02 (0,03)
<i>ONDlen</i>	L5	0,078	0,431	0,162	0,25 (0,15)	0,14 (0,05)
	L3	0,031	0,018	0,054	0,26 (0,17)	0,14 (0,05)
	L1	0,100	0,411	0,098	0,21 (0,15)	0,15 (0,05)
	T10	0,629	0,000	0,193	0,22 (0,16)	0,17 (0,06)
<i>ONDrap</i>	L5	0,196	0,232	0,588	0,22 (0,18)	0,10 (0,03)
	L3	0,008	0,001	0,969	0,25 (0,17)	0,09 (0,03)
	L1	0,009	0,747	0,010	0,26 (0,17)	0,09 (0,03)
	T10	0,001	0,670	0,866	0,24 (0,16)	0,10 (0,03)

Les différences significatives sont en bleu

* Les résultats pour *FMDI* sont les mêmes que pour *FMI* et ne sont donc pas présentés dans ce tableau.

3.3 Question 4 : Sensibilité au genre et la présence d'une lombalgie chronique

Il est tout d'abord intéressant de constater que l'IMC n'était pas différent entre les sous-groupes comparés, ce qui permet de rejeter la possible influence de l'épaisseur du pli adipeux sur les variables EMG (Nordander *et al.* 2003). Les résultats des ANCOVA sont détaillés dans les tableaux de l'annexe C. On peut d'abord remarquer que les covariables investiguées (masse, taille, FMV) ont à quelques reprises (23/112 comparaisons à travers les différentes variables, muscles et groupes) modifié les effets de façon significative ($p < 0.05$), ce qui suggère que des variables confondantes influencent certaines variables EMG. C'est la masse qui a été identifiée dans presque tous ces cas (17/23 cas), et pour des variables en particulier (RMS_p , $OND6-11_p$, FMI_m , $RQAdet_m$, $RQAent_m$). On pourrait associer la masse avec une plus grande force musculaire ou, alternativement, à un plus grand pourcentage de gras mais si ces variables avaient été impliquées, les covariables FMV ou IMC auraient été identifiées dans le processus d'analyse.

Nous sommes donc incapables d'émettre des hypothèses pour expliquer l'influence de la masse sur ces indices EMG en particulier.

En ce qui a trait aux comparaisons entre les genres, des différences significatives ont été relevées dans 15 cas sur un total de 56 comparaisons (variables et muscles différents) alors que pour la comparaison entre sujets sains et lombalgiques, ce sont seulement trois cas sur 56. Considérant une erreur de 5% de faire une erreur de type II ($\alpha = 0,05$), il est probable que les quelques cas ($n = 3$) relevés pour les comparaisons sains/lombalgiques soient dus à la chance, ce qui rend l'interprétation de ces différences un exercice inutile. L'effet du genre, de son côté, mérite une attention particulière d'autant plus que des différences dues au genre en ce qui concerne la composition musculaire (Mannion *et al.* 1997a; Thorstensson and Carlson 1987) et dans certains cas, la coordination musculaire (Pincivero *et al.* 2000; von Tscharnen and Goepfert 2003), ont été observées. Ces différences ont été observées pour les variables RMS_p ($n = 3/15$), $OND6-11_p$ ($n = 2/15$) et les différents types de ratio-EMG ($n = 10/15$). RMS_p est une mesure d'efficacité neuromusculaire et les valeurs plus élevées observées chez les hommes indiquent qu'ils sont moins efficaces, en terme d'amplitude d'EMG produit, pour générer une quantité de force donnée. Selon la littérature, il y aurait une relation entre RMS_p et la force maximale des individus car les personnes plus faibles auraient à produire plus d'EMG pour générer une force donnée (Christensen *et al.* 1984; DeVries 1968; Moritani and DeVries 1979). Nos résultats de comparaison entre les genres sont donc en opposition avec ces études réalisées sur des groupes musculaires des membres supérieurs. D'ailleurs, les corrélations non significatives obtenues entre RMS_p et la FMV chez les 24 hommes en santé (fin de la section 3.1) laissent déjà présager ces résultats. Il est possible que les mêmes principes ne s'appliquent pas pour les muscles pluri-articulaires du dos qui peuvent présenter différentes synergies musculaires en fonction du rôle à occuper (stabilisation vs mouvement des articulations). Les variables $OND6-11_p$, de leur côté, semblent mesurer approximativement le même phénomène que RMS_p , même si $OND6-11_p$ ne retient que l'amplitude EMG correspondant aux hautes fréquences (> 108 Hz), car ces deux variables sont fortement et significativement corrélées entre-elles (r de Pearson variant entre 0,84 et 0,96 selon le muscle). Nous leur accordons donc les mêmes interprétations.

Les ratios-EMG, qu'ils soient quantifiés de différentes façons à travers les niveaux de force (variables de type pente ou moyenne), ou qu'ils impliquent différents muscles, sont sensibles à l'effet du genre. Les ratios-EMG exploitent une pseudo-méthode de normalisation en amplitude des signaux EMG permettant d'éviter de réaliser des CMV, ce qui est pratique pour des applications cliniques. Cependant, afin que les ratios-EMG puissent être comparés entre deux individus, il faut que la répartition des tissus adipeux qui atténuent le signal EMG sous chacune des électrodes impliquées dans le ratio soit équivalente entre les deux individus. En d'autres mots, disons que l'amplitude du signal est atténuée de 30 uV à L1 et de 50 uV à L5 (tissus adipeux plus épais à L5 dans ce cas), il faudra que le changement que cela implique dans le ratio-EMG soit équivalent d'un sujet à l'autre. Or, nous ne savons pas s'il y a des différences entre les genres en ce qui a trait à la répartition des tissus adipeux dans le dos. Cependant, la variable de type pente ne devrait pas, en théorie, être sensible à ce possible biais et des différences entre les genres y sont aussi observées. Nous croyons donc que cette variable confondante potentielle n'est pas impliquée et que ces résultats reflètent réellement une différence dans la coordination des muscles du dos.

3.4 Question 5 : Classification des sujets (analyses multi-variées)

3.4.1 Analyses logistiques

La composition des différents modèles investigués ainsi que leurs performances en terme de classification des sujets sains et lombalgiques sont détaillés dans le Tableau 4. Les rapports de cote (RC) sont aussi inscrits mais il faut rappeler que ces RC ne peuvent pas être comparés entre-eux étant donné que les différentes variables impliquées n'ont pas les mêmes unités de mesure. En comparant les modèles 1 à 3, il apparaît d'abord que les deux types de variables EMG (pentes et moyennes) sont nécessaires à une bonne prédiction. En comparant ensuite les modèles 1 et 4, il apparaît aussi que éliminer les électrodes à T10 ne serait pas un choix judicieux. En fait, réduire le nombre d'électrodes à quatre en éliminant les électrodes à L3 et T10, comme nous avons déjà fait dans des travaux antérieurs en ce qui a trait à la mesure de la fatigue musculaire, n'apparaît pas justifié ici. D'ailleurs, contrairement à l'évaluation de la fatigue musculaire, les électrodes à T10 semblent fournir de l'information très pertinente pour discriminer les groupes lors des contractions en rampes.

À la lumière des résultats des modèles 1 à 4, le modèle #1, incluant six prédicteurs, est le plus approprié, avec 80% des sujets correctement classés. Le test de McNemar a été appliqué afin de vérifier la répartition des sujets mal classés. Ce test s'est avéré statistiquement significatif pour les modèles 2 et 3, ce qui signifie que la répartition de ces sujets n'est pas aléatoire et que ces modèles doivent être rejetés. Un modèle à sept prédicteurs a été investigué et permettait de classer correctement 88% des sujets (sensibilité : 90% ; spécificité : 83%), mais comportait un prédicteur qui n'avait pas tout à fait atteint la signification statistique selon le test de Wald ($P = 0,067$). Un échantillon de sujets plus important aurait possiblement confirmé ce modèle. Dans le modèle #1, différents types de variables EMG ont été utilisés ($OND6_{11p}$, différents ratios-EMG, RMS_p). Cependant, étant donné que la plupart de ces variables n'étaient pas significatives selon les analyses univariées réalisées à la question 4, il apparaît que c'est l'interaction entre les variables qui permet de classer les sujets. Certaines variables (les différents ratios-EMG) contiennent de l'information sur la coordination entre les muscles alors que d'autres ($OND6_{11p}$ -L5, $RatioR_m$ -L5/L1, RMS_p -L5) contiennent de l'information complémentaire sur le recrutement des UM à l'intérieur d'un même muscle.

L'apport possible de variables en rapport avec certaines caractéristiques personnelles (âge, taille, masse, masse maigre) et sur certaines variables confondantes potentielles (IMC – influence sur EMG) a été évalué dans le modèle #5. Seule la taille a été considérée et ce modèle, avec ses sept prédicteurs, permet de classer correctement 87% des sujets. Par contre, il nous est impossible d'expliquer la nature de l'interaction entre la taille et les variables EMG sur le plan physiologique ou neuromusculaire.

Tableau 5. Description des différents modèles de régression multiples

logistiques développés pour prédire l'appartenance aux groupes de sujets sains (n = 24) et lombalgiques (n = 52).

#	Variables considérées	Variables sélectionnées	RC	Sensibilité & Spécificité †	Proportion (%) des sujets bien classés	Test de McNemar
1	- <i>EMG pentes</i> (8 électrodes) - <i>EMG moyennes</i> (8 électrodes)	<i>OND6_11_p-L5</i> <i>RatioA_p-L1/T10</i> <i>RatioA_m-L5/L1</i> <i>RatioR_m-L5/L1</i> <i>RMS_p-L5</i> <i>RatioR_p-L3/T10</i>	31,00164 325,07029 0,04107 1,05115 0,00825 0,06831	0,90385 & 0,58333	80	0,197
2	- <i>EMG pentes</i> (8 électrodes)	<i>OND6_11_p-T10</i> <i>RatioA_p-L1/T10</i>	2,61843 25,11337	0,87500 & 0,29167	70	0,041
3	- <i>EMG moyennes</i> (8 électrodes)	<i>RatioA_m-L5/L1</i> <i>RatioR_m-L5/L1</i> <i>RQAdet_m-L5</i>	0,12177 1,04038 4,20291	0,92308 & 0,25000	71	0,003
4	- <i>EMG pentes</i> (4 électrodes) - <i>EMG moyennes</i> (4 électrodes)	<i>FMI_p-L1</i> <i>RatioA_m-L5/L1</i> <i>RatioR_m-L5/L1</i> <i>FMI_m-L5</i>	>10000 0,11790 1,04266 0,00000	0,86538 & 0,45833	74	0,180
5	- <i>EMG pentes</i> (8 électrodes) - <i>EMG moyennes</i> (8 électrodes) - Caractéristiques personnelles ‡	<i>FMI_p-L1</i> <i>OND6_11_p-T10</i> <i>ONDrap_m-L1</i> <i>RatioA_p-L1/T10</i> <i>RatioA_p-L3/T10</i> <i>RatioA_m-L5/T10</i> Taille	>10000 2,67195 0,00000 >10000 0,01709 4,27779 0,86754	0,92308 & 0,75000	87	0,527

RC : Rapport de Cote (du terme anglais : « Odds Ratio »)

† Sensibilité et spécificité par rapport à la classification des sujets lombalgiques chroniques selon un point de coupure de 0,5

‡ Les caractéristiques personnelles comprennent l'âge, la masse, la taille, l'indice de masse corporelle et la masse maigre.

3.4.2 Analyses factorielles de correspondance

Les résultats de cette analyse démontrent que les trois premiers facteurs expliquent un pourcentage cumulé (7,5 + 5,3 + 4,9%) de 18% de la variance. À partir du 4^e facteur, il y a une légère chute dans la variance expliquée (4,0 %) et ensuite une diminution beaucoup plus graduelle pour les autres facteurs. L'analyse du dendrogramme (arbre de classification) a permis de constater que les coupures en deux ou en six classes étaient les plus appropriées. Cependant,

bien que des sous-groupes aient été formés à l'aide des variables EMG, il est difficile de saisir la nature de ces regroupements à la lumière des variables illustratives que nous avons en main. En effet, les variables cliniques associées à la douleur (durée, intensité), à la santé générale (SF12 – sous-échelles mentale et physique), aux peurs et croyances (FABQ - sous-échelles travail et activité physique), au niveau d'activité physique et aux incapacités perçues (Oswestry) n'ont pas permis de caractériser ces sous-groupes. Plus encore, les sous-groupes évalués à la question 4 (femmes saines, hommes sains, lombalgiques avec peu d'incapacités, lombalgiques avec incapacités modérées) ont été utilisés comme variable illustrative mais sans succès. Seules certaines variables physiques (masse, IMC, force maximale du dos) donnent quelques indications, comme le démontraient aussi les ANCOVA réalisées à la question 4.

L'identification des variables EMG qui ont le plus contribué aux trois premiers facteurs du modèle est d'intérêt pour les recherches futures. Seules les variables qui ont des valeurs test supérieur à 4,0 (2,03 représentant le seuil de signification statistique) ont donc été identifiées dans le Tableau 5. Tout d'abord, il n'est pas surprenant de constater que ce sont les sous-groupes extrêmes (groupes 1 et 4 correspondant aux percentiles 0-20 et 80-100, respectivement) qui caractérisent le plus les trois premiers facteurs du modèle. Cependant, il est plus intéressant de voir quelles variables EMG sont en cause. Les variables ayant les valeurs tests les plus élevées (> 5) sont RMS_p , FMI_p et $OND6_{11_p}$. Ensuite viennent les variables de type $RQAdet_m$ et $RQAent_m$ des analyses non-linéaires. Finalement, on retrouve FMI_m et différents ratios-EMG impliquant surtout les électrodes à T10. On pourra remarquer la quasi absence dans ce tableau des variables $ONDlen$ et $ONDráp$ ainsi que les ratios-EMG n'impliquant pas les électrodes à T10. Ce portrait reflète globalement ce qui ressort des analyses logistiques réalisées à l'étape précédente.

Tableau 6. Identification des variables actives

(variables EMG) qui ont le plus participé à la définition des trois premiers facteurs de l'analyse factorielle de correspondance ainsi que les variables illustratives (soulignées) les plus importantes

Facteur 1		Facteur 2		Facteur 3	
Variable (catégorie) *	VT †	Variable (catégorie) *	VT †	Variable (catégorie) *	VT †
<i>OND6-11_p-L5</i> (4)	6,71			<i>FMI_p-L3</i> (1)	5,63
<i>RMS_p-L5</i> (4)	6,65				
<i>OND6-11_p-L3</i> (4)	6,49				
<i>RMS_p-T10</i> (4)	6,25				
<i>OND6-11_p-T10</i> (4)	6,06				
<i>OND6-11_p-L1</i> (4)	6,05				
<i>RMS_p-L1</i> (4)	5,85				
<i>RMS_p-L3</i> (4)	5,30	<i>RQAdet_m-T10</i> (4)	5,39		
<i>RQAdet_m-L1</i> (1)	4,97	<i>RQAent_m-T10</i> (4)	4,80	<i>FMI_p-T10</i> (1)	4,86
<i>FMI_m-L1</i> (4)	4,66			<i>FMI_p-L1</i> (1)	4,86
<i>ONDrapp_m-L1</i> (4)	4,66			<i>RatioR_m-L5/T10</i> (4)	4,72
<u>MASSE</u>	4,60			<i>ONDtypeI_m-T10</i> (1)	43,60
<i>RatioR_p-L1/T10</i> (1)	4,41			<i>RatioA_m-L5/T10</i> (4)	4,53
<i>RQAdet_m-L3</i> (1)	4,34			<i>RatioR_p-L5/L1</i> (1)	4,52
<i>RatioR_p-L5/T10</i> (1)	4,30				
<i>FMI_m-L3</i> (4)	4,29				
<i>FMI_m-L5</i> (4)	4,20				
<i>RatioA_p-L5/T10</i> (1)	4,01	<i>FMI_m-T10</i> (1)	4,08		
<i>RMS_p-L5</i> (2)	-4,09			<i>OND6-11_p-L3</i> (3)	-4,05
<i>FMI_m-L3</i> (1)	-4,10			<i>RatioA_p-L5/L3</i> (3)	-4,05
<u>IMC</u>	-4,12				
<i>RatioA_p-L5/T10</i> (3)	-4,14				
<i>RatioR_p-L1/T10</i> (3)	-4,19				
<i>OND6-11_p-L5</i> (1)	-4,35	<i>RatioA_m-L1/T10</i> (1)	-4,24		
<i>FMI_m-L5</i> (1)	-4,37	<i>RQAent_m-T10</i> (1)	-4,26		
<i>FMI_m-L1</i> (1)	-4,44	<i>RatioR_m-L5/T10</i> (1)	-4,28		
<i>RQAdet_m-L5</i> (4)	-4,54	<i>FMI_m-T10</i> (4)	-4,54		
<i>OND6-11_p-L3</i> (1)	-4,70	<i>RatioR_m-L3/T10</i> (1)	-4,57		
<i>RQAent_m-L1</i> (4)	-4,83	<i>RatioA_p-L5/T10</i> (4)	-4,82		
<i>RQAdet_m-L1</i> (4)	-4,83	<i>RQAdet_m-T10</i> (1)	-4,88		

* Catégorisation de chaque variable EMG en fonction de leur rang centile : (1) 0-20, (2) 20-50, (3) 50-80, (4) 80-100.

† VT : valeur test correspondant à un test t de Student. Seules les VT > 2,03 ou VT < -2,03 donne une différence statistiquement significative ($p < 0,05$). Dans ce tableau, afin d'identifier que les variables les plus importantes, seules les variables dont une VT supérieure à 4,0 ou inférieures à -4,0 ont été considérées.

4. DISCUSSION GÉNÉRALE

Étant donné que les résultats les plus spécifiques ont déjà été discutés dans la section précédente, l'objectif de la présente section est de prendre un recul sur les principaux résultats afin de juger de leur signification en ce qui a trait à leur valeur scientifique et leur utilité en regard de la problématique des maux de dos.

Rappelons que l'idée générale de cette étude méthodologique est d'exploiter une base de données existante de manière à évaluer de nouvelles méthodes d'analyse des signaux EMG qui s'avèrent crédibles selon la littérature actuelle. Ces méthodes ont été appliquées aux signaux EMG des muscles du dos recueillis lors de trois contractions en rampe pour mettre en évidence de possibles déficiences dans la coordination des muscles dorso-lombaires des sujets souffrant d'une lombalgie chronique. Les variables EMG calculées avec ces signaux devaient être indépendantes de la force relative exercée par le sujet, permettant ainsi de comparer des sujets sains et lombalgiques sans qu'ils aient à déployer des efforts maximaux. En d'autres mots, le but ultime visé était d'obtenir des variables EMG indépendantes de la motivation des sujets à fournir un effort maximal afin de révéler des déficiences musculaires associées à la coordination des muscles du dos.

Afin de bien mettre à l'épreuve les nouvelles analyses EMG proposées, une démarche rigoureuse a été suivie afin (1) d'évaluer l'influence de différentes variables confondantes potentielles tel que le niveau de force (question 1) et le type de contraction (question 2), (2) de calculer des variables EMG en tenant compte de l'effet du niveau de force, (3) de ne retenir que les variables EMG qui ont un certain niveau de fidélité test-retest et (4) en tenant compte de certaines variables confondantes potentielles en réalisant des ANCOVA afin d'éviter que les comparaisons entre les groupes ne soient pas biaisées par ces covariables.

Malgré les efforts employés pour rehausser la crédibilité de notre démarche, ces analyses EMG n'ont pas présenté de signes clairs en ce qui a trait à leur potentiel pour détecter des effets dus à une lombalgie chronique. Les nombreuses analyses univariées (ANCOVAs de la question 4) non significatives donnaient déjà un aperçu de la situation. Cependant, il restait toujours la possibilité qu'il y ait seulement certains sujets lombalgiques qui démontrent les déficiences que nous essayons de capturer, ce qui réduirait les chances d'obtenir des différences significatives entre les groupes. En fait, il ne faut pas s'attendre à ce que les sujets lombalgiques chroniques représentent une population homogène de sorte que différents sujets ont différentes pathologies sous-jacentes et conséquemment, peuvent présenter différentes stratégies de coordination musculaire. Afin de répondre à cette problématique, certaines analyses multi-variées (AFC combinée avec une CAH) ont été réalisées. Les résultats ont démontré que des sous-groupes existent parmi les sujets sains et lombalgiques considérés dans les analyses. Toutefois, il s'avère difficile de saisir la nature de ces regroupements à la lumière des variables illustratives que nous avons en main. Même la plus importante d'entre-elles, c'est-à-dire celle correspondant aux sous-groupes (femmes saines, hommes sains, lombalgiques avec peu d'incapacités, lombalgiques avec incapacités modérées), n'a pas ressorti. Cependant, bien que les variables illustratives de nature clinique qui ont été considérées (intensité de la douleur, Oswestry, FABQ, SF-12) font partie des indicateurs les plus recommandés pour caractériser les patients souffrant d'une lombalgie chronique (Bombardier 2000; Deyo *et al.* 1998), toutes sont auto-rapportées (questionnaires) et

aucune est de nature physiologique ou associée à un diagnostic, ce qui limite la portée de la présente étude.

Contrairement aux résultats des AFC, les modèles de régression logistiques ont clairement démontré l'aptitude de certaines variables à discriminer les sujets sains et lombalgiques, avec des proportions de sujets correctement classés allant jusqu'à 87% dépendant des modèles. Cependant, comme mentionné précédemment, étant donné que la plupart de ces variables n'étaient pas significatives selon les analyses univariées réalisées à la question 4, il apparaît que c'est l'interaction entre les variables qui permet de classer les sujets. En d'autres mots, il apparaît que différents sujets utilisent différentes stratégies de coordination musculaire, ce qui laisserait peu de chance de détecter des différences significatives entre les groupes à l'aide d'analyses univariées considérant chaque variable EMG individuellement. Ces analyses de régression logistique semblent donc suggérer que les variables EMG évaluées contiennent une information physiologique pertinente en terme de déficiences de la coordination musculaires associées à une lombalgie chronique. Ces résultats supportent des résultats récents portant sur les ratios-EMG (van Dieen 2007).

Considérant les difficultés à identifier un diagnostic chez cette clientèle, ces variables EMG pourraient éventuellement être évaluées en ce qui a trait à leur potentiel à identifier des sous-groupes de patients qui répondent bien ou pas du tout à certaines modalités spécifiques de traitement. Étant donné que diverses modalités de traitement sont prévues pour répondre à différentes pathologies spécifiques, il serait alors possible d'associer ce type de mesures EMG avec une condition clinique plus spécifique, donnant ainsi une certaine valeur diagnostique aux mesures utilisées. Les études portant sur le développement de règles de prédiction clinique (« clinical prediction rules ») suivent ce principe. Ces règles peuvent être appliquées à différents types d'intervention, passant des manipulations vertébrales (Childs *et al.* 2004; Childs and Cleland 2006; Cleland *et al.* 2007; Flynn *et al.* 2002) aux exercices de stabilisation lombaire (Hicks *et al.* 2005). Cette façon de faire permet d'attribuer des modalités d'intervention spécifiques à certains sous-groupes de patients et d'obtenir des résultats cliniques plus importants (Brennan *et al.* 2006; Childs *et al.* 2004; Fritz *et al.* 2003; Long *et al.* 2004). Présentement, les mesures utilisées pour identifier ces sous-groupes sont de nature clinique (examen physique, questionnaires sur variables psychologiques). Il faut maintenant associer des mesures de nature physiologique à ces sous-groupes pour mieux comprendre les mécanismes d'action mis à contribution par ces interventions cliniques et pour peut-être même aider à raffiner les règles de prédiction clinique. D'ailleurs, plusieurs des variables EMG calculées ici ont atteint une fidélité acceptable et parfois même excellente, ce qui supporte leur utilisation dans de telles études.

Contrairement aux comparaisons réalisées avec les sujets lombalgiques chroniques, les résultats concernant l'effet du genre se sont avérés significatifs pour certaines variables EMG. Les comparaisons réalisées entre les genres avaient pour but de vérifier si les analyses EMG, notamment les variables EMG issues des analyses spectrales, sont sensibles aux différences évidentes que l'on observe entre les genres en ce qui a trait à la grosseur et la composition en fibres (Mannion *et al.* 1997a; Thorstensson and Carlson 1987). Ces résultats complètent bien les comparaisons réalisées avec les sujets lombalgiques chroniques car bien que des altérations ont été observées dans la structure des muscles dorsaux (grosseur des fibres, composition en fibres) chez cette clientèle (Mannion *et al.* 1997b; Ng *et al.* 1998), il est possible que notre propre échantillon de sujets lombalgiques ne présente pas ces caractéristiques. En ce qui concerne les

femmes, nous sommes certains qu'elles présentent ces différences. Cependant, contrairement aux attentes, ce ne sont pas les variables EMG issues des analyses spectrales (ex. : FMI_p , $ONDlen$ et $ONDráp$) qui ont démontré des différences, mais plutôt les variables issues des analyses temporelles (RMS_p , ratios-EMG) et $OND6-11_p$, cette dernière étant plus en rapport avec l'amplitude du signal EMG qu'une variable spectrale en soi, comme le suggèrent les fortes corrélations avec RMS_p (étendue : 0,84 à 0,96 selon le muscle). Sans vouloir réitérer les interprétations proposées dans la section « Résultats et discussion », il est important de souligner certaines propriétés des ratios-EMG. Les résultats des analyses de la question 1 ont démontré que les ratios-EMG ($RatioA$ et $RatioR$) des niveaux 10 et 20% sont comparables entre-eux alors que les ratios-EMG des niveaux 40, 60 et 80% sont comparables entre-eux, avec des différences significative entre ces deux sous-groupes de niveaux de force. Ces résultats impliquent qu'il est possible de comparer les ratios-EMG de différents individus à un niveau de force absolu donné (M_{ext} en Nm), en autant que la force relative correspondante tombe dans ces plages. Cependant, étant donné la grande variabilité des ratios-EMG dans les bas niveaux de force (10 et 20%), nous recommandons de trouver une charge absolue équivalent à un niveau de force dépassant 40% MVC pour tous les individus. Cela permettrait donc de comparer des sujets sains et lombalgiques sans avoir à déterminer, avec l'erreur que cela implique, la force maximale des sujets lombalgiques.

Pour terminer, il est aussi important de souligner que certaines variables EMG se sont avérées décevantes autant sur le plan métrique (fidélité; ex. : $RQArc_m$, $ONDlen_m$ et $ONDráp_m$) que pour leur valeur diagnostique étant donné qu'elles n'ont jamais été identifiées dans les comparaisons entre les groupes ($ONDlen_m$ et $ONDráp_m$). La présente étude a donc aussi servi à faire un certain tri des variables EMG afin de ne retenir que les plus prometteuses. Il faut savoir que l'EMG de surface représente une mesure non-invasive de la fonction musculaire qui est fortement associée aux mesures biomécaniques, ce qui explique l'intérêt pour développer des applications en réadaptation. Or, cet intérêt se traduit par le développement de plusieurs protocoles et plusieurs méthodes d'analyse de ces signaux qui sont le plus souvent peu évalués en terme de qualités psychométriques. Les variables EMG retenues à la suite des différentes étapes d'analyse ont le potentiel d'être utiles chez certains sous-groupes de patients en terme d'évaluation de déficiences neuromusculaires et pour le suivi de ces patients au cours d'un programme de réadaptation.

5. CONCLUSION

La présente étude a permis d'exploiter une base de données existante de manière à évaluer de nouvelles méthodes d'analyse des signaux EMG en ce qui a trait à leurs caractéristiques métriques et leur contenu physiologique en regard de la coordination des muscles dorso-lombaires. Parmi les variables EMG investiguées, certaines ont démontré une bonne fidélité test-retest mais aucune d'entre-elles, lorsque considérées individuellement (analyses univariées), n'a permis de différencier les sujets lombalgiques des sujets sains. Néanmoins, certaines analyses multi-variées ont eu du succès à classer correctement les sujets sains et lombalgiques (80 à 87% correctement classés), ce qui suggère que l'interaction entre ces variables de coordination musculaire contient une information physiologique pertinente. D'autres variables EMG ont démontrées des différences entre les genres, ce qui représente des résultats originaux qui supportent leur utilisation dans l'avenir mais contribuent aussi aux connaissances fondamentales portant sur la coordination musculaire. Les bonnes qualités métriques des variables EMG retenues et les résultats positifs des analyses multi-variées permettent de dire que ces variables peuvent possiblement être utiles pour identifier certains mécanismes d'action qui seraient mis à contribution lors de différentes modalités d'intervention en réadaptation.

6. RECOMMANDATIONS

À la lumière des résultats obtenus, notamment en relation avec les questions 1 à 3, un protocole d'évaluation EMG de la coordination des muscles dorsaux devrait comprendre des contractions en rampes pour générer certaines variables de type « pentes » : RMS_p , $RatioA_p$, $RatioR_p$, FMI_p , $OND6-II_p$, $RQAre_c_p$. Bien que cela n'ait pas été fait dans la présente étude, il serait judicieux de ne pas considérer la plupart des quantités EMG recueillies dans les très bas niveaux de force où le ratio signal/bruit est généralement faible. Des analyses supplémentaires seraient nécessaires pour déterminer le seuil idéal (en Nm). Pour l'instant, nous recommanderions une valeur de 20 Nm.

Étant donné que certaines quantités EMG étaient peu ou pas influencées par le niveau de force au-delà d'un certain seuil (75 Nm et 50 Nm chez les hommes et les femmes, respectivement), il apparaît aussi justifié d'exécuter de courtes contractions en palier (5 s) à ces intensités, de manière à générer les variables de type « moyennes » suivantes : $RatioA_m$, $RatioR_m$, FMI_m , $RQAdet_m$, $RQAent_m$. En effet, l'utilisation d'un palier permettrait de recueillir des quantités EMG plus stables.

Finalement, afin d'assurer une bonne fidélité des variables EMG obtenues, il serait important de considérer trois essais pour chaque type de contraction (rampe et palier), pour un total de six contractions, ce qui apparaît acceptable pour une clientèle de sujets lombalgiques.

C'est à la lumière des prochaines recherches réalisées avec un tel protocole, appliqué chez différents types de patients et lors de différentes interventions cliniques, qu'il sera possible d'apprécier la véritable utilité de chacune de ces variables EMG.

7. RÉFÉRENCES

Bombardier, C. (2000) Outcome assessments in the evaluation of treatment of spinal disorders: summary and general recommendations. *Spine*, **25**, 3100-3103.

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.

Childs, J. D. and Cleland, J. A. (2006) Development and application of clinical prediction rules to improve decision making in physical therapist practice. *Phys.Ther.*, **86**, 122-131.

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.

Christensen, H., Lo Monaco, M., Dahl, K. and Fuglsang-Frederiksen, A. (1984) Processing of electrical activity in human muscle during a gradual increase in force. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, **58**, 230-239.

Cleland, J. A., Childs, J. D., Fritz, J. M., Whitman, J. M. and Eberhart, S. L. (2007) Development of a clinical prediction rule for guiding treatment of a subgroup of patients with neck pain: use of thoracic spine manipulation, exercise, and patient education. *Phys Ther*, **87**, 9-23.

Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A. and Straker, L. (2006) Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine*, **31**, 698-704.

Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Straker, L. M., Burnett, A. F. and Skouen, J. S. (2005) The inter-examiner reliability of a classification method for non-specific chronic low back pain patients with motor control impairment. *Man.Ther.*.

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

De Luca, C. J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, **13**, 135-163.

Delisle, A., Lariviere, C., Imbeau, D. and Durand, M. J. (2005) Physical exposure of sign language interpreters: baseline measures and reliability analysis. *Eur.J.Appl.Physiol*, **94**, 448-460.

- DeVries, H. A. (1968) "Efficiency of electrical activity" as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *American journal of physical medicine*, **47**, 10-22.
- Deyo, R. A., Battie, M., Beurskens, A. J. H. M., Bombardier, C., Croft, P., Koes, B., Malmivaara, A., Roland, M., Von Korff, M. and Waddell, G. (1998) Outcome measures for low back pain research. A proposal for standardized use. *Spine*, **23**, 2003-2013.
- Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J. and Erim, Z. (2001) Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med.Sci.Sports Exerc.*, **33**, 1889-1898.
- Edgerton, V. R., Wolf, S. L., Levendowski, D. J., Jennrich, R. I. and Roy, R. R. (1997) EMG activity in neck and back muscles during selected static postures in adult males and females. *Physiotherapy Theory and Practice*, **13**, 179-195.
- Edgerton, V. R., Wolf, S. L., Levendowski, D. J. and Roy, R. R. (1996) Evaluating patterns of EMG amplitudes for trunk and neck muscles of patients and controls. *International Journal of Rehabilitation and Health*, **2**, 1-18.
- 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.
- Fairbank, J. C. T., Couper, J., Davies, J. and O'Brien, J. (1980) The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*, **66**, 271-273.
- Farina, D., Fattorini, L., Felici, F. and Filligoi, G. (2002) Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *J.Appl.Physiol*, **93**, 1753-1763.
- Fattorini, L., Felici, F., Filligoi, G. C., Trallesi, M. and Farina, D. (2005) Influence of high motor unit synchronization levels on non-linear and spectral variables of the surface EMG. *J.Neurosci.Methods*, **143**, 133-139.
- Flynn, T., Fritz, J., Whitman, J., Wainner, R., Magel, J., Rendeiro, D., Butler, B., Garber, M. and Allison, S. (2002) A clinical prediction rule for classifying patients with low back pain who demonstrate short-term improvement with spinal manipulation. *Spine*, **27**, 2835-2843.
- 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.
- Hicks, G. E., Fritz, J. M., Delitto, A. and McGill, S. M. (2005) Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Arch.Phys Med.Rehabil.*, **86**, 1753-1762.
- Hirsch, G., Beach, G., Cooke, C., Menard, M. and Locke, S. (1991) Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine*, **16**, 1039-1043.

- Hodges, P. W. and Moseley, G. L. (2003) Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 361-370.
- Hosmer, D. W. and Lemeshow, S. (1989) Applied Logistic Regression. In *Manque titre*. John Wileys & Sons, Inc., New York.
- Hupli, M., Hurri, H., Luoto, S., Sainio, P. and Alaranta, H. (1996) Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: The effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **28**, 201-206.
- Ikegawa, S., Shinohara, M., Fukunaga, T., Zbilut, J. P. and Webber, C. L. (2000) Nonlinear time-course of lumbar muscle fatigue using recurrence quantifications. *Biological Cybernetics*, **82**, 373-382.
- Kaivanto, K. K., Estlander, A. M., Moneta, G. B. and Vanharanta, H. (1995) Isokinetic performance in low back pain patients: the predictive power of the self-efficacy scale. *Journal of Occupational Rehabilitation*, **5**, 87-99.
- 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.
- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C. and De Luca, C. J. (1995) Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*, **79**, 23-32.
- 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., Gardiner, P. and Loisel, P. Développement d'un protocole d'évaluation électromyographiques de l'endurance des muscles extenseurs du tronc basé sur une approche fonctionnelle. R-477, 74p. 2006a. Montréal, Canada, Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail du Québec (IRSST). Rapport de recherche (http://www.irsst.qc.ca/fr/publicationirsst_100221.html).
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2001) Effect of step and ramp static contractions on the median frequency of electromyograms of back muscles in humans. *Eur.J.Appl.Physiol.*, **85**, 552-559.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2002a) 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.
- 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. (2002b) Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil.*, **83**, 1206-1214.

Lariviere, C., Gagnon, D., Arsenault, A. B., Gravel, D. and Loisel, P. Electromyographic activity imbalances between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 42[2], 235-250. 2005.

Lariviere, C., Gravel, D., Gagnon, D., Gardiner, P., Bertrand, A. A. and Gaudreault, N. (2006b) Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: A study of neuromuscular activation patterns. *Clin Biomech (Bristol., Avon.)*, **21**, 893-904.

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.

Lowery, M. M., Vaughan, C. L., Nolan, P. J. and O'Malley, M. J. (2000) Spectral compression of the electromyographic signal due to decreasing muscle fiber conduction velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **8**, 353-361.

Mannion, A. F., Dumas, G. A., Cooper, R. G., Espinosa, F. J., Faris, M. W. and Stevenson, J. M. (1997a) Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *Journal of Anatomy*, **190**, 505-513.

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

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.

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.

Moritani, T. and DeVries, H. A. (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American journal of physical medicine*, **58**, 115-130.

Nargol, A. V. F., Jones, A. P. C., Kelly, P. J. and Greenough, C. G. (1999) Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine*, **24**, 883-888.

Ng, J. K. F., Richardson, C. A., Kippers, V. and Parnianpour, M. (1998) Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, **27**, 389-402.

Nordander, C., Willner, J., Hansson, G. A., Larsson, B., Unge, J., Granquist, L. and Skerfving, S. (2003) Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *Eur.J.Appl.Physiol*, **89**, 514-519.

O'Sullivan, P. (2005) Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man.Ther.*, **10**, 242-255.

O'Sullivan, P., Twomey, L., Allison, G., Sinclair, J. and Miller, K. (1997) Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Australian Journal of Physiotherapy*, **43**, 91-98.

O'Sullivan, P. B., Twomey, L. and Allison, G. T. (1998) Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, **27**, 114-124.

Oddsson, L. I. and De Luca, C. J. (2003) Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J.Appl.Physiol*, **94**, 1410-1420.

Oddsson, L. I. E., Giphart, J. E., Buijs, R. J. C., Roy, S. H., Taylor, H. P. and De Luca, C. J. (1997) Development of new protocols and analysis procedures for the assessment of LBP by surface EMG techniques. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **34**, 415-426.

Pincivero, D. M., Green, R. C., Mark, J. D. and Campy, R. M. (2000) Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 189-196.

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.

Samar, V. J., Bopardikar, A., Rao, R. and Swartz, K. (1999) Wavelet analysis of neuroelectric waveforms: a conceptual tutorial. *Brain Lang*, **66**, 7-60.

Shavelson, R. J. and Webb, N. M. (1991) *Generalizability theory. A primer*. SAGE Publications, London.

Shrout, P. E. and Fleiss, J. L. (1979) Intraclass Correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, **86**, 420-428.

Sparto, P. J. and Parnianpour, M. (2001) Generalizability of trunk muscle EMG and spinal forces. *IEEE Eng Med.Biol.Mag.*, **20**, 72-81.

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.

- Sung, P. S., Zurcher, U. and Kaufman, M. (2005) Nonlinear analysis of electromyography time series as a diagnostic tool for low back pain. *Med.Sci.Monit.*, **11**, CS1-CS5.
- Thorstensson, A. and Carlson, H. (1987) Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, **131**, 195-202.
- van Dieen, J. H. Low-back pain and motor behavior: contingent adaptations, a common goal. In Proceedings of the 6th interdisciplinary world congress on low back & pelvic pain. Diagnosis and treatment: the balance between research and clinic, nov. 6 to 10th 2007, Barcelona, Spain. 3-14. 2007.
- 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., 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.
- Verbunt, J. A., Seelen, H. A., Vlaeyen, J. W., van de Heijden, G. J., Heuts, P. H., Pons, K. and Knottnerus, J. A. (2003) Disuse and deconditioning in chronic low back pain: concepts and hypotheses on contributing mechanisms. *Eur.J.Pain*, **7**, 9-21.
- 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.
- von Tscharnar, 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.
- von Tscharnar, V. (2002) Time-frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **12**, 479-492.
- von Tscharnar, V. and Goepfert, B. (2003) Gender dependent EMGs of runners resolved by time/frequency and principal pattern analysis. *J Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 253-272.
- von Tscharnar, V. and Goepfert, B. (2006) Estimation of the interplay between groups of fast and slow muscle fibers of the tibialis anterior and gastrocnemius muscle while running. *J Electromyogr.Kinesiol.*, **16**, 188-197.
- von Tscharnar, V., Goepfert, B. and Nigg, B. M. (2003) Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *J.Biomech.*, **36**, 1169-1176.
- Webber, C. L., Schmidt, M. A. and Walsh, J. M. (1995) Influence of isometric loading on biceps EMG dynamics as assessed by linear and nonlinear tools. *Journal of Applied Physiology*, **78**, 814-822.

Webber, C. L. and Zbilut, J. P. (1994) Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. *Journal of Applied Physiology*, **76**, 965-973.

Weir, J. P., Wagner, L. L. and Housh, T. J. (1992) Linearity and reliability of the IEMG v torque relationship for the forearm flexors and leg extensors. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, **71**, 283-287.

ANNEXE A

Illustration du comportement des différentes quantités EMG en fonction des moments de force en extension à L5/S1 lors des rampes et illustration des comparaisons réalisées entre les contractions en rampes et les contractions en palier pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV)

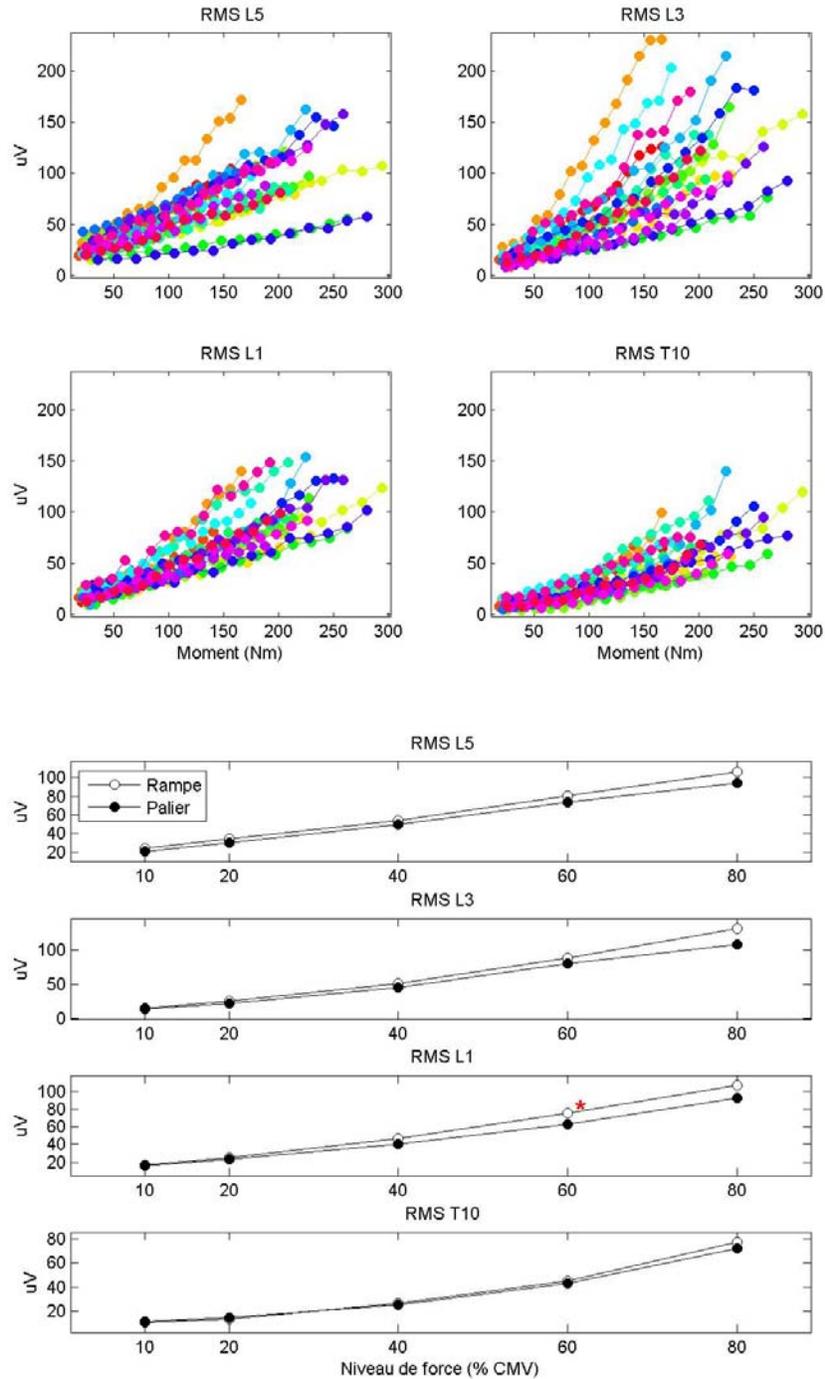


Figure A-1. Illustration pour la quantité *RMS* (uV). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes et les contractions en paliers pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

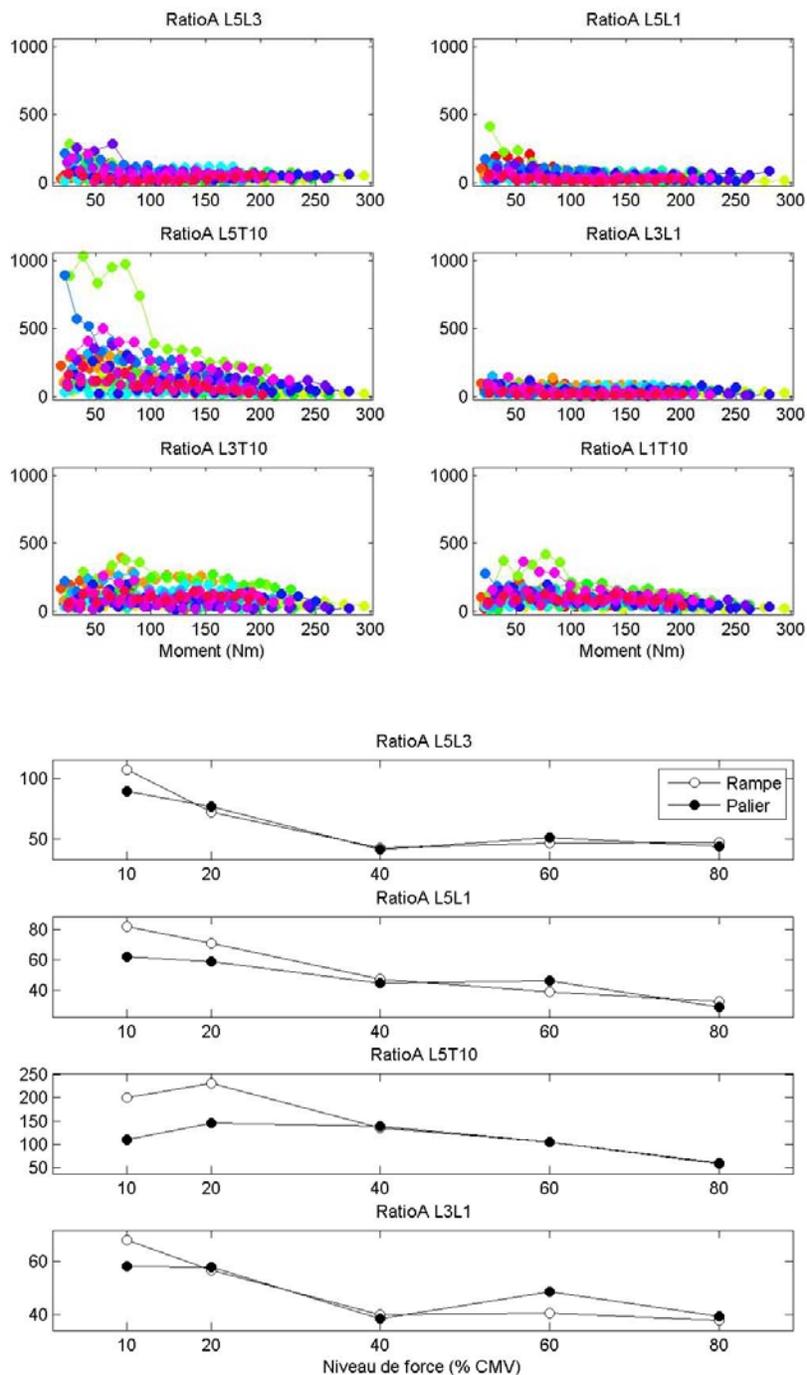


Figure A-2. Illustration pour la quantité *RatioA* (sans unités). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

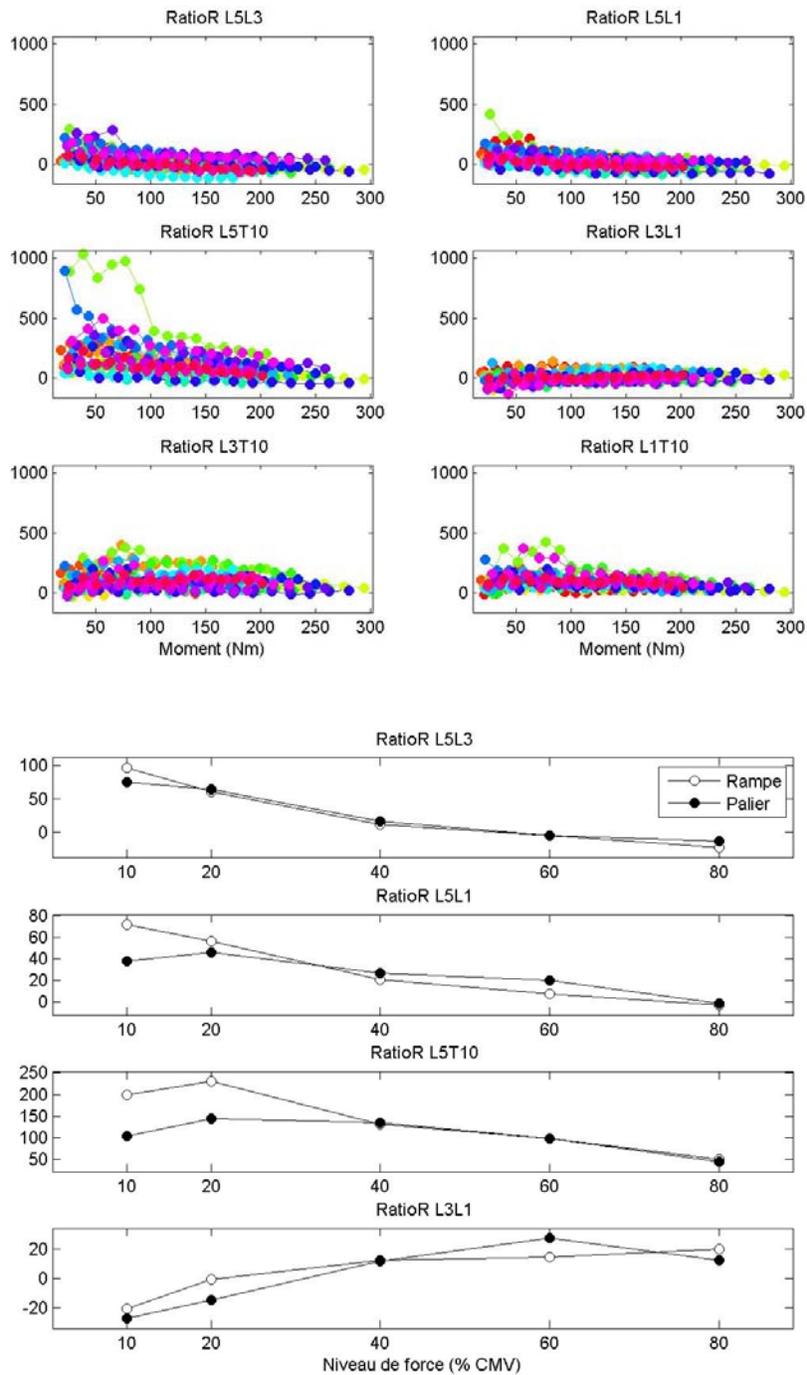


Figure A-3. Illustration pour la quantité *RatioR* (sans unités). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

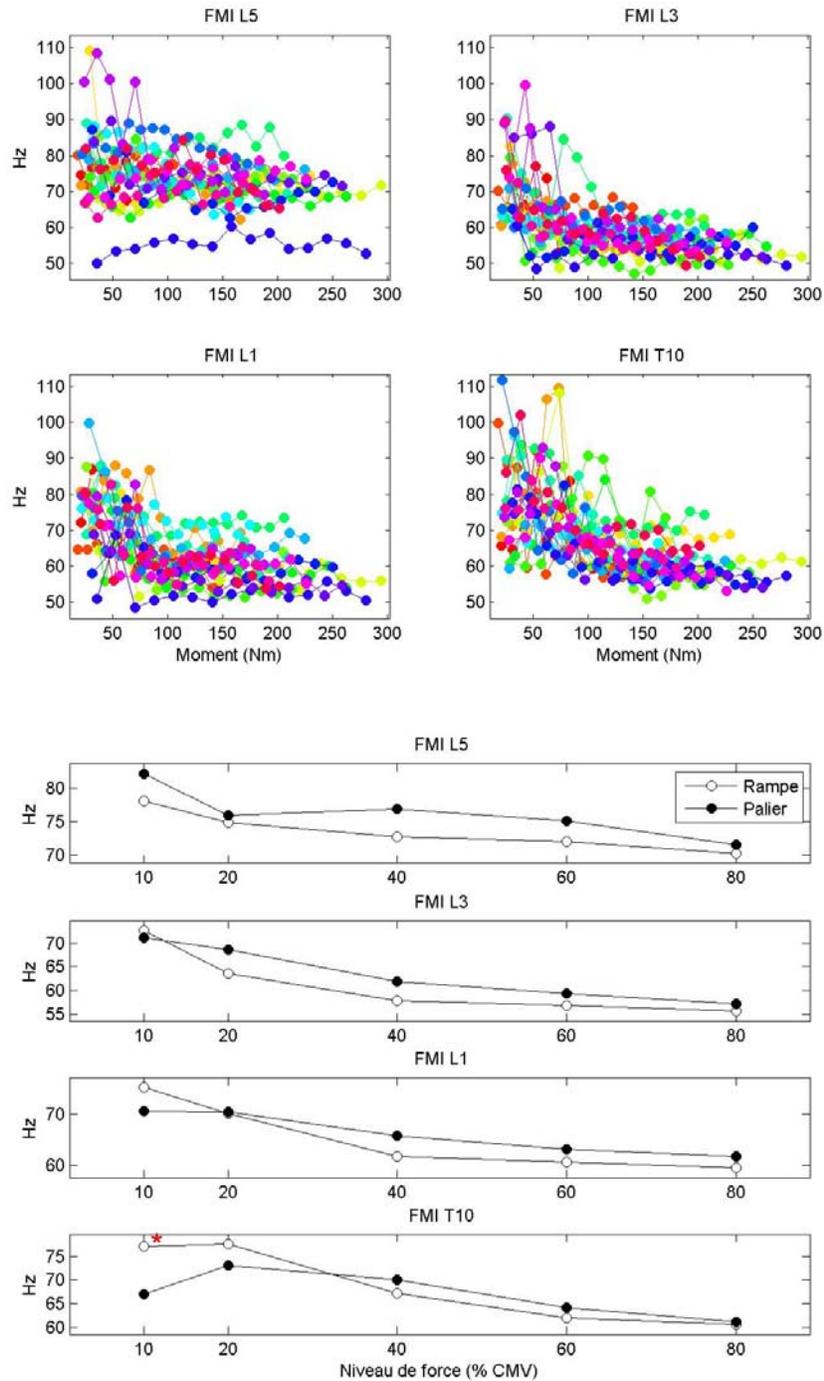


Figure A-4. Illustration pour la quantité *FMI* (Hz). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

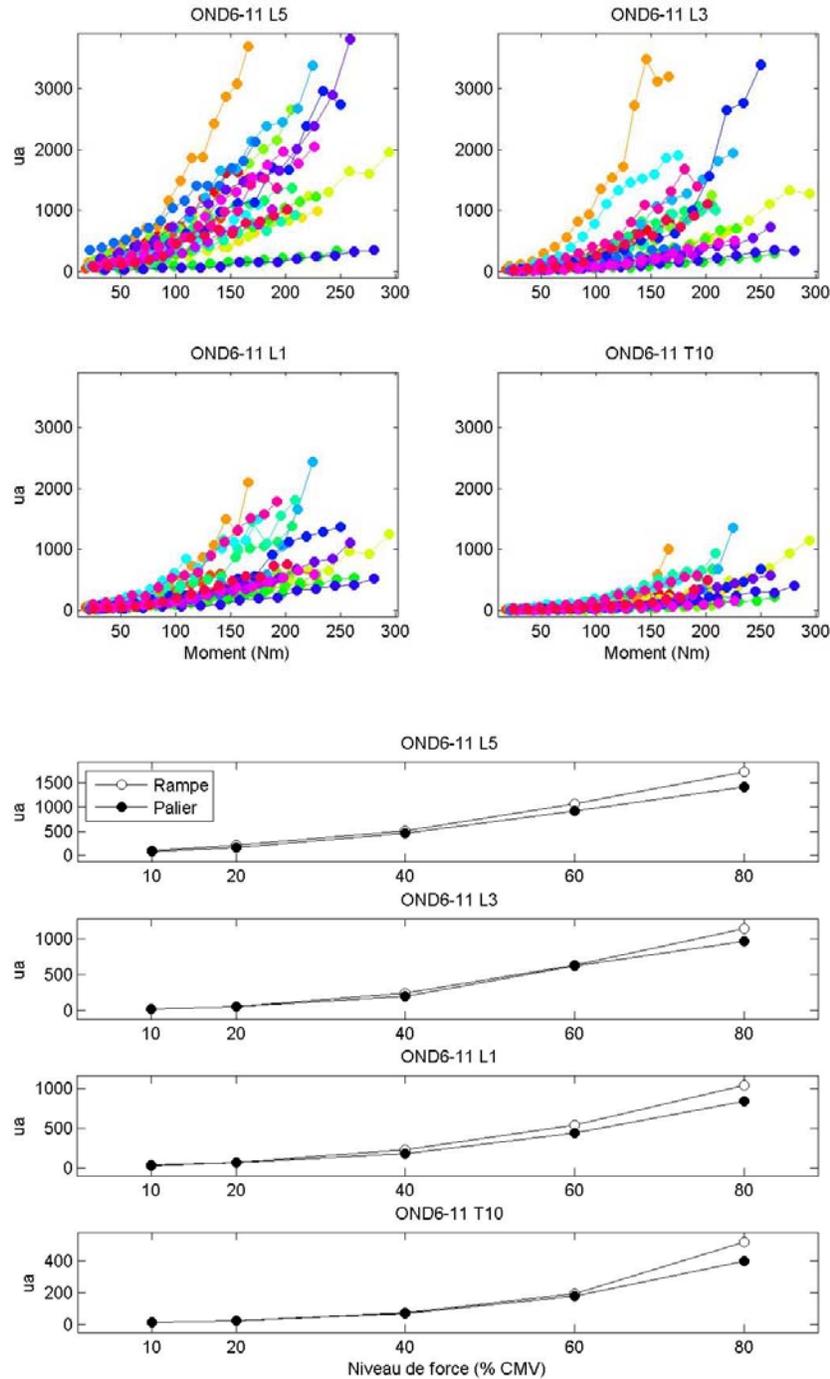


Figure A-5. Illustration pour la quantité *OND6-11* (ua : unités arbitraires). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

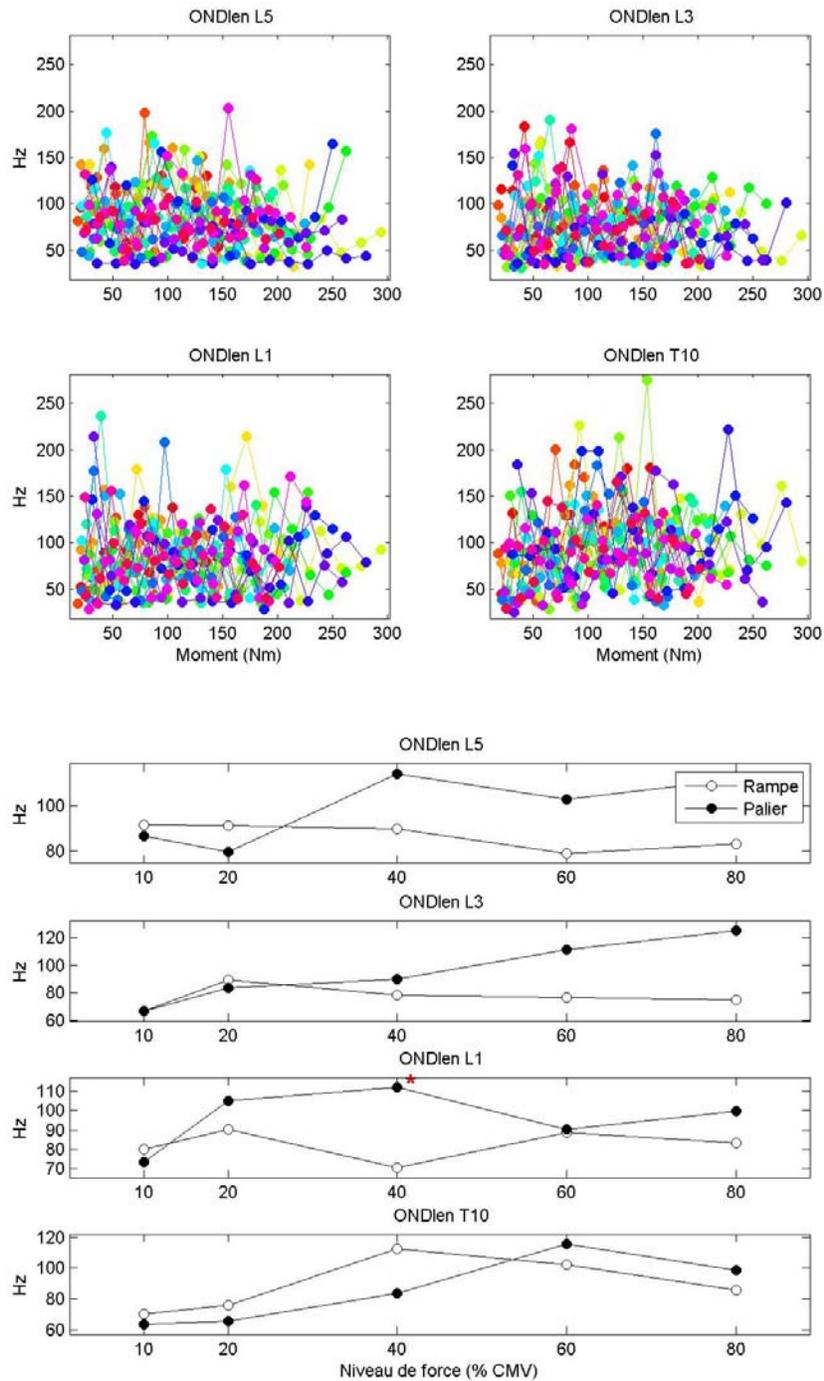


Figure A-6. Illustration pour la quantité *ONDlen* (Hz). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

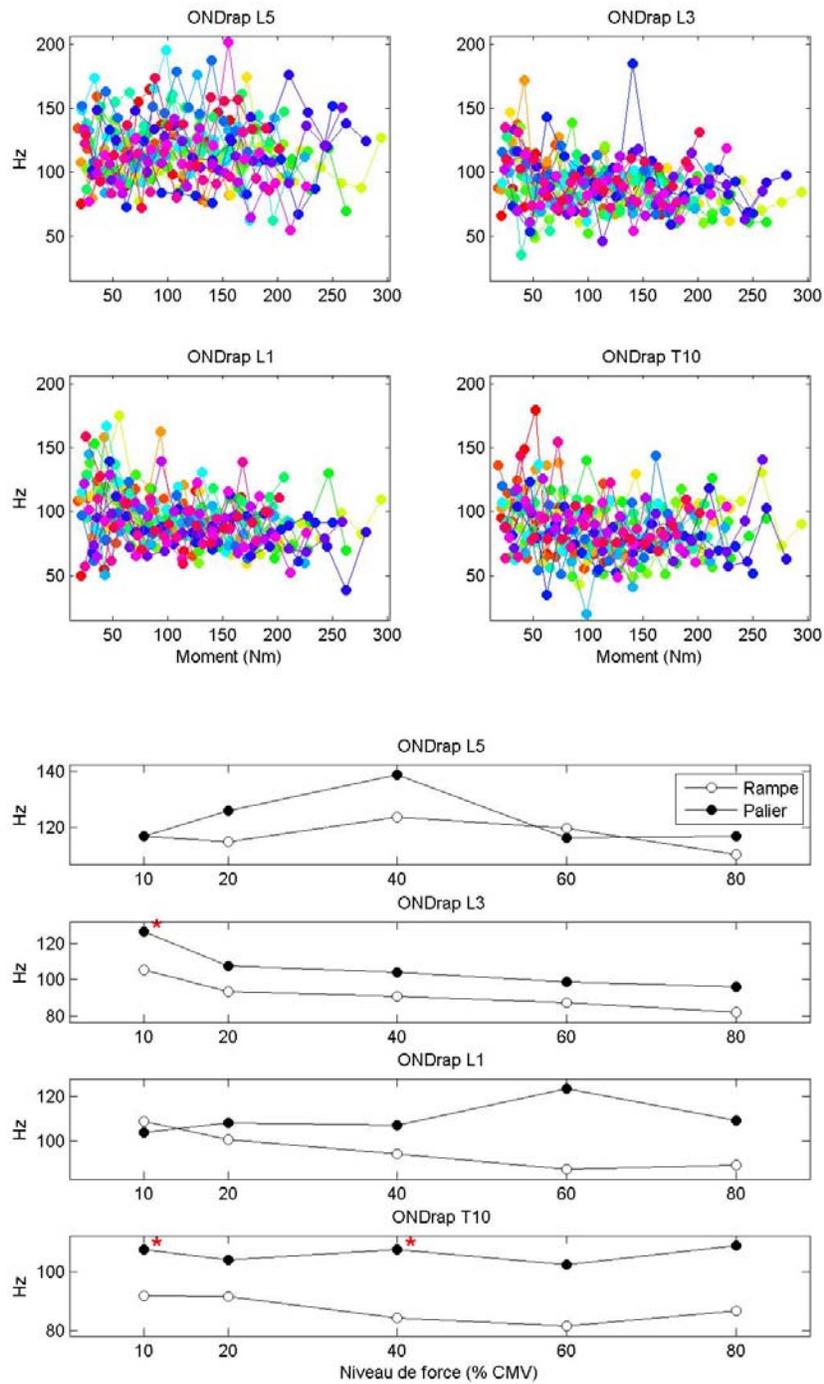


Figure A-7. Illustration pour la quantité *ONDraps* (Hz). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

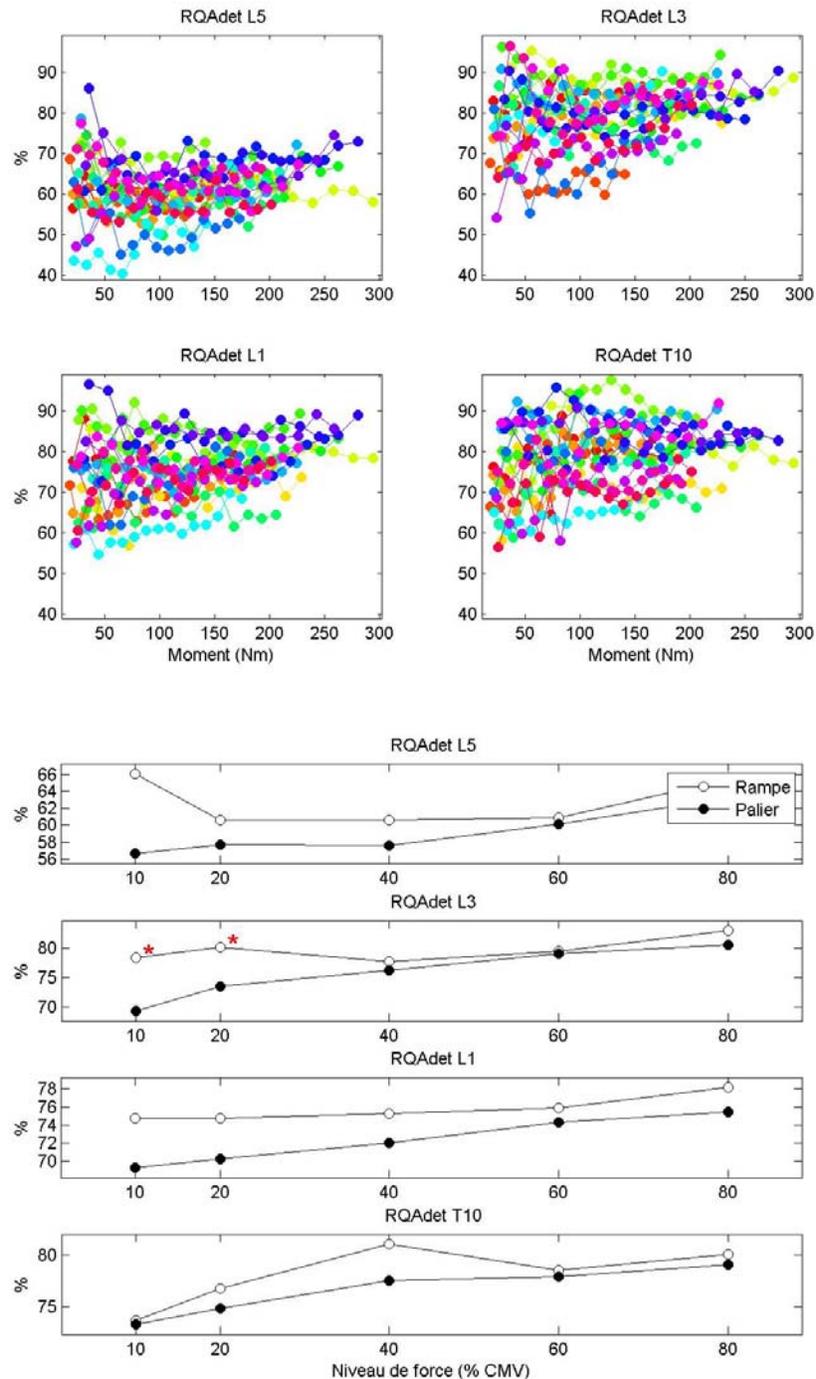


Figure A-8. Illustration pour la quantité *RQAdet* (%). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

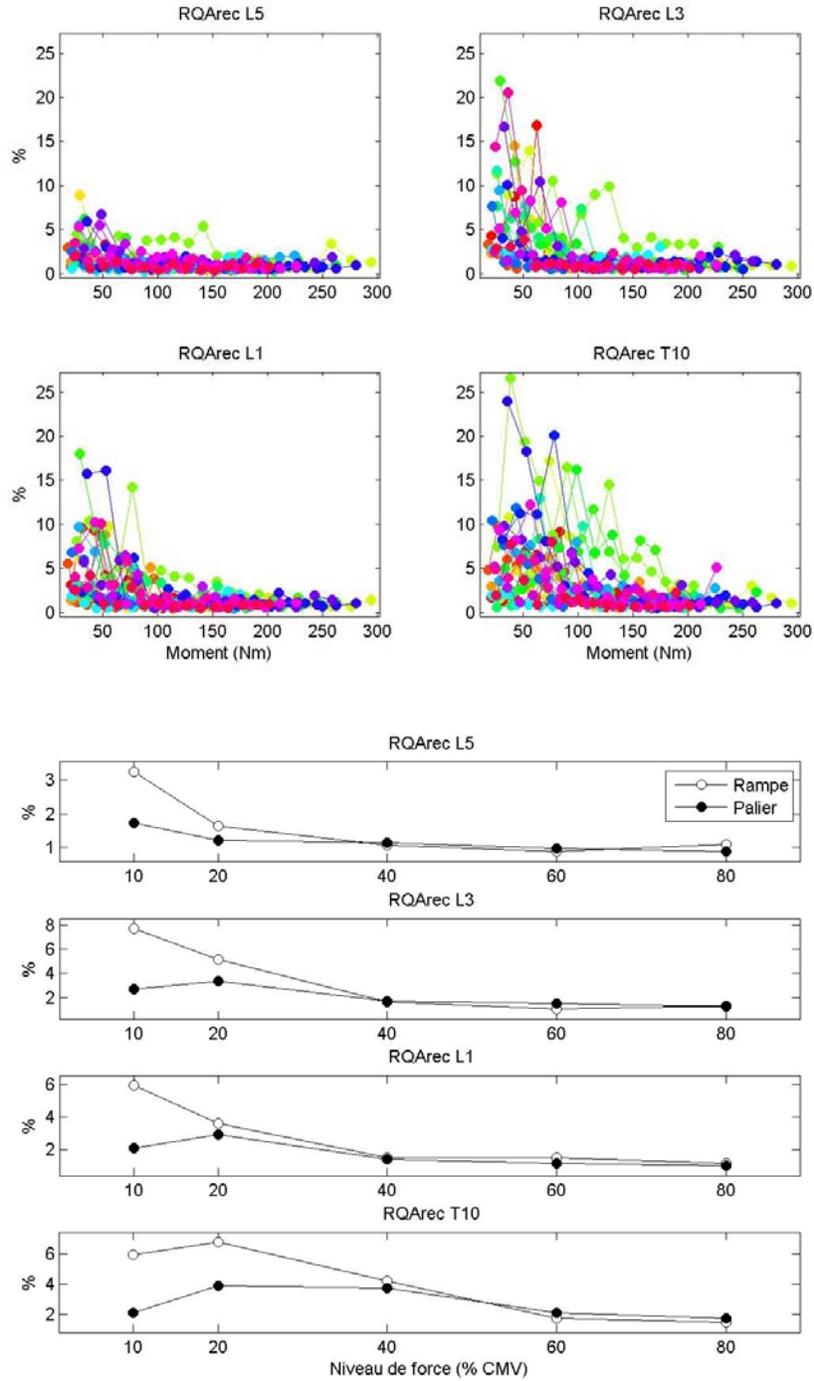


Figure A-9. Illustration pour la quantité *RQArec* (%). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

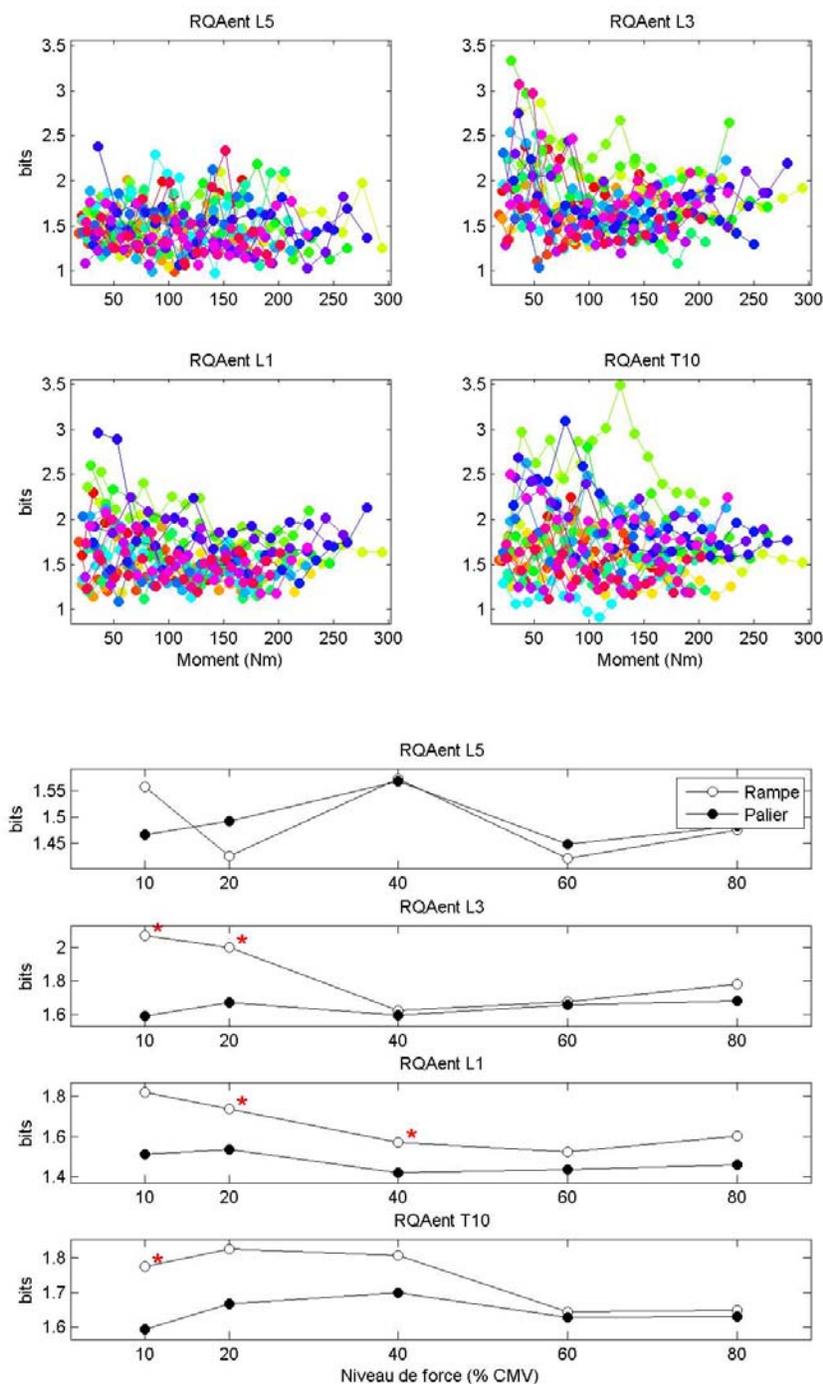


Figure A-10. Illustration pour la quantité *RQAent* (bits). Ci-haut : Relation avec les moments de force à L5/S1 lors des rampes (valeurs individuelles – 20 sujets); Ci-bas : Comparaisons réalisées entre les contractions en rampes (cercles blancs) et les contractions en paliers (cercles noirs) pour cinq niveaux de force (10, 20, 40, 60 et 80% FMV). Les étoiles rouges indiquent à quels niveaux de force se situent les différences.

ANNEXE B

Résultats des analyses de fidélité pour les différentes variables EMG et les deux groupes de sujets (sains et lombalgiques) (Question 3).

Tableau B-1. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets sains** : variables EMG (**pentés**) provenant des **analyses temporelles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>RMS_p</i>	L5	0,46 (0,25)	85	0	2	4	0,85	0,09	21	0,91	0,07	16
	L3	0,69 (0,43)	89	0	1	4	0,89	0,14	23	0,93	0,11	18
	L1	0,47 (0,24)	84	0	1	10	0,84	0,10	22	0,87	0,09	19
	T10	0,34 (0,22)	83	0	0	9	0,83	0,10	30	0,87	0,08	25
<i>RatioA_p</i>	L5/L3	-0,29 (0,58)	74	0	0	19	0,74	0,27	89	0,78	0,24	80
	L5/L1	-0,22 (0,4)	76	0	1	14	0,76	0,14	74	0,81	0,12	64
	L5/T10	-0,75 (0,87)	53	0	1	31	0,53	0,39	60	0,59	0,35	53
	L3/L1	0,02 (0,36)	80	0	1	12	0,80	0,16	2363	0,84	0,14	2030
	L3/T10	0,13 (0,74)	83	0	0	9	0,83	0,23	138	0,88	0,19	114
	L1/T10	-0,19 (0,36)	25	0	11	34	0,25	0,24	145	0,32	0,20	125
<i>RatioR_p</i>	L5/L3	-0,65 (0,45)	62	0	3	20	0,62	0,23	36	0,69	0,20	31
	L5/L1	-0,31 (0,39)	75	0	2	12	0,75	0,13	47	0,80	0,11	40
	L5/T10	-0,78 (0,87)	51	0	0	34	0,51	0,39	57	0,57	0,35	51
	L3/L1	0,32 (0,32)	77	0	0	9	0,77	0,13	37	0,84	0,10	29
	L3/T10	0,18 (0,75)	78	0	1	11	0,78	0,25	107	0,84	0,21	90
	L1/T10	-0,22 (0,37)	30	0	7	39	0,30	0,25	120	0,36	0,22	105

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (exception de RatioA_p L1/T10 var(E) = 10%, RatioR_p L1/T10 -var(E) et T10 -var(E) à 6%)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-2. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets lombalgiques** : variables EMG (**pentés**) provenant des **analyses temporelles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>RMS_p</i>	L5	0,37 (0,29)	86	0	12	3	0,86	0,12	30	0,87	0,11	28
	L3	0,55 (0,4)	86	0	8	5	0,86	0,17	28	0,89	0,14	24
	L1	0,39 (0,24)	79	0	14	6	0,79	0,11	27	0,83	0,10	24
	T10	0,29 (0,26)	85	1	10	5	0,85	0,11	35	0,88	0,10	30
<i>RatioA_p</i>	L5/L3	-0,28 (0,71)	60	1	29	9	0,60	0,41	134	0,65	0,37	122
	L5/L1	-0,15 (0,54)	76	1	13	9	0,76	0,26	173	0,81	0,22	148
	L5/T10	-0,75 (1,4)	77	1	16	6	0,77	0,69	105	0,81	0,62	94
	L3/L1	-0,05 (0,6)	63	4	13	19	0,63	0,41	666	0,74	0,31	515
	L3/T10	0,05 (0,89)	48	6	34	12	0,48	0,59	1243	0,55	0,52	1090
	L1/T10	-0,27 (0,72)	74	0	9	16	0,74	0,35	158	0,83	0,26	120
<i>RatioR_p</i>	L5/L3	-0,7 (0,6)	48	2	27	22	0,48	0,35	45	0,58	0,29	37
	L5/L1	-0,28 (0,55)	79	1	9	11	0,79	0,24	82	0,85	0,19	65
	L5/T10	-0,86 (1,38)	77	1	14	8	0,77	0,67	84	0,82	0,58	73
	L3/L1	0,41 (0,54)	45	7	19	30	0,45	0,39	75	0,59	0,29	56
	L3/T10	0,17 (0,94)	59	5	23	11	0,59	0,61	211	0,66	0,52	182
	L1/T10	-0,3 (0,75)	75	0	8	16	0,75	0,37	150	0,85	0,27	112

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car toutes les valeurs étaient inférieures à 3%. † Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-3. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujeets sains** : variables EMG (**moyennes**) provenant des **analyses temporelles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>RatioA_m</i>	L5/L3	47 (36)	83	0	13	4	0,83	13	28	0,85	12	26
	L5/L1	43 (39)	86	0	10	3	0,86	13	32	0,87	12	30
	L5/T10	140 (95)	81	1	14	5	0,81	34	28	0,84	31	25
	L3/L1	42 (29)	64	1	30	4	0,64	18	45	0,67	17	43
	L3/T10	125 (96)	89	0	8	3	0,89	28	27	0,91	25	24
	L1/T10	86 (45)	65	1	27	5	0,65	23	30	0,69	22	28
<i>RatioR_m</i>	L5/L3	14 (55)	89	0	9	2	0,89	16	106	0,91	15	99
	L5/L1	30 (48)	88	0	9	2	0,88	15	59	0,90	14	55
	L5/T10	138 (97)	81	1	14	4	0,81	35	30	0,84	32	27
	L3/L1	18 (47)	80	0	16	2	0,80	21	162	0,81	20	154
	L3/T10	121 (100)	89	0	8	3	0,89	29	30	0,91	26	27
	L1/T10	83 (48)	67	2	26	5	0,67	25	34	0,70	23	31

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car toutes les valeurs étaient inférieures à 3%.

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-4. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets lombalgiques** : variables EMG (**moyennes**) provenant des **analyses temporelles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>RatioA_m</i>	L5/L3	44 (30)	49	1	40	8	0,49	18	43	0,53	17	40
	L5/L1	45 (45)	59	0	30	7	0,59	31	61	0,61	29	58
	L5/T10	126 (100)	78	3	15	4	0,78	47	41	0,82	41	36
	L3/L1	44 (39)	51	0	39	8	0,51	32	63	0,54	30	59
	L3/T10	119 (98)	78	2	15	5	0,78	47	38	0,82	42	33
	L1/T10	89 (60)	55	0	35	8	0,55	30	42	0,58	28	40
<i>RatioR_m</i>	L5/L3	1 (51)	73	1	23	3	0,73	23	277	0,75	22	263
	L5/L1	15 (61)	76	0	18	4	0,76	32	157	0,78	30	148
	L5/T10	116 (110)	82	3	13	3	0,82	48	47	0,85	43	42
	L3/L1	14 (56)	70	0	24	5	0,70	35	120	0,72	33	114
	L3/T10	112 (105)	80	2	14	4	0,80	49	42	0,83	44	38
	L1/T10	85 (65)	48	1	44	7	0,48	35	52	0,50	33	50

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (exception de RatioA_m L5/L1 var(E) = 4%)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-5. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujeets sains** : variables EMG (**pentés**) provenant des **analyses fréquentielles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>FMI_p</i>	L5	-0,01 (0,04)	65	0	4	28	0,65	0,02	203	0,80	0,02	137
	L3	-0,01 (0,04)	46	4	28	23	0,46	0,03	127	0,55	0,02	105
	L1	-0,01 (0,05)	48	2	14	36	0,48	0,03	231	0,64	0,02	166
	T10	-0,03 (0,05)	60	0	0	39	0,60	0,03	98	0,81	0,02	58
<i>OND6-11_p</i>	L5	10,48 (10,49)	89	0	3	8	0,89	3,69	38	0,94	2,60	27
	L3	7,32 (10,54)	97	0	2	1	0,97	2,01	30	0,98	1,62	24
	L1	6,2 (7,59)	94	0	4	2	0,94	1,99	34	0,95	1,77	30
	T10	2,57 (4,78)	82	0	4	13	0,82	2,30	80	0,91	1,59	55

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (exception de *ONDtype2_p*-var(E) = 8% et var(J) = 10%, *ONDtype1_p* – L5 – var(J) = 5%)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-6. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets lombalgiques** : variables EMG (**pentés**) provenant des **analyses fréquentielles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>FMI_p</i>	L5	-0,02 (0,08)	56	1	22	18	0,56	0,053	284	0,66	0,043	232
	L3	-0,04 (0,08)	50	9	19	20	0,50	0,051	130	0,63	0,039	100
	L1	-0,04 (0,08)	61	0	5	34	0,61	0,047	108	0,79	0,030	70
	T10	-0,05 (0,09)	55	3	16	24	0,55	0,057	113	0,67	0,044	88
<i>OND6-11_p</i>	L5	7,63 (11,93)	83	0	15	2	0,83	5,6	64	0,84	5,4	61
	L3	4,39 (8,06)	86	0	12	2	0,86	3,7	69	0,87	3,5	65
	L1	3,54 (5,13)	89	0	8	3	0,89	1,9	53	0,91	1,8	48
	T10	1,66 (4,01)	81	0	11	8	0,81	1,9	105	0,85	1,6	90

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (exception de *ONDtype1_p - L5 et T10 - var(E) = 6% et 4%*)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-7. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets sains** : variables EMG (**moyennes**) provenant des **analyses fréquentielles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>FMI_m</i>	L5	74 (6)	76	3	16	4	0,76	2,8	4	0,80	2,5	3
	L3	55 (5)	86	1	11	2	0,86	2,1	4	0,88	1,9	3
	L1	61 (6)	89	0	9	2	0,89	2,2	4	0,90	2,1	3
	T10	59 (4)	80	0	5	15	0,80	1,5	2	0,89	1,0	2
<i>ONDlen_m</i>	L5	86 (21)	14	7	11	68	0,14	16,71	20	0,27	10,84	13
	L3	79 (24)	43	8	7	41	0,43	14,74	19	0,65	9,44	12
	L1	89 (24)	45	4	12	37	0,45	15,23	17	0,62	10,86	12
	T10	93 (22)	11	12	7	67	0,11	17,75	19	0,25	11,03	12
<i>ONDrapp_m</i>	L5	113 (20)	64	0	2	32	0,64	11,08	10	0,82	6,95	6
	L3	86 (14)	60	0	0	39	0,60	8,40	10	0,81	4,94	6
	L1	88 (15)	51	0	2	38	0,51	9,85	11	0,70	6,69	8
	T10	80 (11)	43	1	11	41	0,43	7,80	10	0,62	5,32	7

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S : sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (à l'exception de *ONDrapp_m* - L1 - var(E) = 7%)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-8. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets lombalgiques** : variables EMG (**moyennes**) provenant des **analyses fréquentielles**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>FMI_m</i>	L5	72 (8)	88	0	6	5	0,88	2,7	3,8	0,92	2,2	3
	L3	55 (7)	85	0	13	2	0,85	2,9	5,2	0,86	2,7	5
	L1	60 (7)	93	0	0	7	0,93	2,0	3,4	0,97	1,2	2
	T10	59 (5)	83	0	5	11	0,83	2,0	3,5	0,90	1,5	3
<i>ONDlen_m</i>	L5	83 (23)	10	0	5	75	0,10	25	29	0,21	16	19
	L3	80 (26)	51	1	0	45	0,51	18	23	0,75	11	14
	L1	87 (27)	23	0	0	72	0,23	26	30	0,44	16	18
	T10	91 (27)	19	0	8	72	0,19	25	26	0,37	16	16
<i>ONDráp_m</i>	L5	112 (23)	60	0	16	19	0,60	14	13	0,69	11	10
	L3	85 (15)	44	0	8	44	0,44	14	16	0,64	9	11
	L1	86 (13)	14	13	21	50	0,14	10	11	0,24	7	8
	T10	81 (11)	16	0	0	84	0,16	11	14	0,36	6	8

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (à l'exception de *ONDlen_m* – L5 et L1- var(E) = 4% et 5%, *ONDlen_m* – L5 - var(J) = 6%, *ONDráp_m* – L5 - var(E) = 4% et *ONDráp_m* – L3 - var(E×J) = 5%)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-9. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets sains** : variables EMG (**pentés et moyennes**) provenant des **analyses non-linéaires**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>RQArec_p</i>	L5	-0,0035 (0,02)	9	33	16	41	0,09	0,0073	223	0,18	0,0053	152
	L3	-0,0114 (0,0197)	39	0	0	60	0,39	0,0069	122	0,66	0,0046	71
	L1	-0,0066 (0,0184)	6	34	14	45	0,06	0,0053	211	0,13	0,0031	139
	T10	-0,007 (0,0164)	0	58	10	32	0,00	0,0066	231	0,00	0,0045	146
<i>RQAdet_m</i>	L5	61 (6)	78	0	13	8	0,78	2,51	4	0,83	2,12	4
	L3	82 (9)	88	0	9	3	0,88	3,05	4	0,90	2,76	3
	L1	75 (7)	90	0	7	3	0,90	2,37	3	0,91	2,12	3
	T10	81 (6)	74	1	13	9	0,74	2,40	3	0,79	2,04	3
<i>RQArec_m</i>	L5	1,2 (1,1)	24	3	24	49	0,24	0,65	59	0,36	0,48	44
	L3	1,5 (0,9)	34	9	24	33	0,34	0,65	48	0,48	0,49	36
	L1	1,2 (0,7)	47	0	26	25	0,47	0,45	40	0,56	0,37	33
	T10	1,4 (0,7)	25	8	9	58	0,25	0,49	39	0,44	0,31	25
<i>RQAent_m</i>	L5	1,5 (0,2)	53	9	6	31	0,53	0,15	10	0,72	0,10	7
	L3	1,8 (0,4)	80	0	14	5	0,80	0,15	9	0,83	0,14	8
	L1	1,5 (0,2)	72	2	17	8	0,72	0,12	8	0,78	0,11	7
	T10	1,7 (0,3)	74	3	11	11	0,74	0,11	7	0,82	0,09	5

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S : sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (à l'exception de *RQAent_p* – L1 – var(E) = 5% et *RQAent_p* – T10 – var(J) = 4%)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

Tableau B-10. Résultats de l'étude de fidélité chez les **sujets lombalgiques** : variables EMG (**pentés et moyennes**) provenant des **analyses non-linéaires**

Variable	Muscle	Moyenne (SD)	Étude G *				Études D †					
			Sources de variance (%)				Stratégie: 1 mesure / jour			Stratégie: 3 mesures / jour		
			S	S×E	S×J	S×E×J	CCIC	ESM	ESM(%)	CCIC	ESM	ESM(%)
<i>RQAre_p</i>	L5	-0,0046 (0,0168)	25	0	0	74	0,25	0,014	236	0,49	0,008	138
	L3	-0,0108 (0,0325)	25	0	20	55	0,25	0,023	178	0,40	0,016	127
	L1	-0,0053 (0,023)	3	8	0	88	0,03	0,019	372	0,10	0,011	215
	T10	-0,0054 (0,0197)	16	2	8	73	0,16	0,014	254	0,32	0,009	162
<i>RQAdet_m</i>	L5	62 (9)	90	2	2	5	0,90	2,82	4	0,95	1,98	3
	L3	83 (9)	76	0	21	2	0,76	4,67	6	0,77	4,48	5
	L1	77 (9)	91	0	4	5	0,91	2,92	4	0,94	2,28	3
	T10	80 (6)	79	0	12	8	0,79	2,64	3	0,84	2,26	3
<i>RQAre_m</i>	L5	1,1 (1,1)	8	0	0	90	0,08	0,99	90	0,21	0,58	52
	L3	1,4 (0,9)	64	0	0	33	0,64	0,39	29	0,84	0,23	17
	L1	1,4 (1,4)	20	2	11	62	0,20	1,08	79	0,37	0,72	52
	T10	1,5 (1,1)	33	0	41	21	0,33	0,60	46	0,39	0,53	41
<i>RQAent_m</i>	L5	1,5 (0,2)	60	7	5	27	0,60	0,15	10	0,78	0,10	7
	L3	1,9 (0,5)	86	1	10	4	0,86	0,20	10	0,88	0,17	9
	L1	1,6 (0,4)	81	1	7	10	0,81	0,18	11	0,88	0,14	8
	T10	1,7 (0,3)	71	0	17	12	0,71	0,15	9	0,77	0,13	7

* Résultats provenant de l'étude G de la théorie générale de la fidélité permettant de calculer les sources de variance. S :sujet; E : essai; J : jour. Certaines sources de variance (E, J, E×J) n'ont pas été affichées dans ce tableau car les valeurs étaient généralement inférieures à 3% (à l'exception de *RQAre_m* – T10 – var(E) = 4%)

† Résultats provenant de l'étude D de la théorie générale de la fidélité permettant de simuler des stratégies de mesure. CCIC : coefficient de corrélation intra-classe; ESM : erreur standard de mesure; ESM (%) : ESM exprimée en proportion de la moyenne

ANNEXE C

Résultats des comparaisons (analyses de covariance) entre les groupes (hommes vs femmes; sains vs lombalgiques) pour les différentes variables EMG (Question 4).

Tableau C-1. Résultats des comparaisons (analyses univariées) entre les différents groupes de sujets (effet du genre et effet de la lombalgie chronique) : variables EMG (**pentés**) provenant des **analyses temporelles**

Variable (transformation) ⁺	Muscle	Effet du genre			Effet lombalgie chronique (hommes seulement)						
		Hommes (n = 12)	Femmes (n = 13)	ANCOVA (valeur p) †	Sains (n = 24)	Lombalgiques		ANCOVA (valeur p) †	Tests a posteriori*		
						OSW <= 20% (n = 36)	OSW > 20% (n = 20)		1 vs 2	1 vs 3	2 vs 3
<i>RMS_p</i> (log)	L5	0,53 (0,28)	0,32 (0,16)	0,01 ^M	0,45 (0,26)	0,39 (0,29)	0,27 (0,13)	0,13			
	L3	0,81 (0,46)	0,51 (0,20) [‡]	0,03	0,66 (0,41)	0,57 (0,38)	0,39 (0,23)	0,25			
	L1	0,55 (0,22)	0,47 (0,12) [‡]	0,14 ^M	0,45 (0,22)	0,43 (0,27)	0,32 (0,12)	0,42			
	T10	0,43 (0,27)	0,33 (0,13)	0,05 ^M	0,33 (0,23)	0,32 (0,29)	0,22 (0,14)	0,55			
<i>RatioA_p</i> (tanh)	L5/L3	-0,11 (0,31)	-0,05 (0,62)	0,61	-0,31 (0,42)	-0,23 (0,43)	-0,39 (0,71)	0,26			
	L5/L1	-0,15 (0,28) [‡]	0,12 (0,32)	0,03	-0,24 (0,35) [‡]	-0,13 (0,28)	-0,18 (0,46)	0,02			>
	L5/T10	-0,74 (0,64)	-0,10 (0,40)	0,12	-0,74 (0,73)	-0,96 (1,06)	-0,49 (1,13)	0,66			
	L3/L1	0,04 (0,18)	-0,30 (0,21)	0,00	0,01 (0,24)	-0,02 (0,28)	-0,22 (0,67) [‡]	0,88			
	L3/T10	0,02 (0,42)	0,10 (0,41)	0,86	0,15 (0,60)	-0,03 (0,58)	0,26 (0,64)	0,45			
	L1/T10	-0,21 (0,21)	0,04 (0,17)	0,08	-0,14 (0,23)	-0,38 (0,55)	-0,15 (0,54)	0,80			
<i>RatioR_p</i> (tanh)	L5/L3	-0,50 (0,23)	-0,76 (0,29)	0,58	-0,63 (0,33)	-0,65 (0,35)	-0,71 (0,53)	0,37 ^F			
	L5/L1	-0,24 (0,26) [‡]	-0,23 (0,31)	0,90	-0,32 (0,33)	-0,27 (0,27)	-0,26 (0,44)	0,51			
	L5/T10	-0,82 (0,58)	-0,28 (0,37)	0,03	-0,79 (0,70)	-1,02 (1,05) [‡]	-0,61 (1,13)	0,78			
	L3/L1	0,26 (0,18)	0,49 (0,28)	0,49	0,31 (0,23) [‡]	0,34 (0,23)	0,46 (0,61)	0,80			
	L3/T10	0,02 (0,40)	0,47 (0,40)	0,05	0,20 (0,60)	0,04 (0,65)	0,38 (0,86)	0,85			
	L1/T10	-0,31 (0,22)	-0,02 (0,32) [‡]	0,03	-0,19 (0,25)	-0,41 (0,58)	-0,17 (0,56)	0,94			

OSW : Questionnaire Oswestry

⁺ : Transformation nécessaire pour rendre les distributions normales selon le test Wilk-Shapiro

*: Les comparaisons a posteriori permettent d'identifier entre quels groupes (1 : sains; 2 : lombalgiques avec OSW > 20%; 3 : lombalgiques avec OSW < 20%) des différences significative ont été détectées. Les symboles < et > permettent aussi de connaître la direction de la différence (ex. : « < » dans la colonne « 1 vs 2 » signifie 1 < 2).

† Covariables considérées : Taille, Masse, FMV (effet du genre) ; Masse et FMV (effet d'une lombalgie chronique). Lorsqu'une covariable est significative ($p < 0.05$), elle est identifiée en exposant (^T : Taille, ^M : Masse; ^F : FMV).

‡ : Distribution non-normale

Tableau C-2. Résultats des comparaisons (analyses univariées) entre les différents groupes de sujets (effet du genre et effet de la lombalgie chronique) : variables EMG (**pentés**) provenant des **analyses fréquentielles**

Variable (transformation) ⁺	Muscle	Effet du genre			Effet lombalgie chronique (hommes seulement)						
		Hommes (n = 12)	Femmes (n = 13)	ANCOVA (valeur p) †	Sains (n = 24)	Lombalgiques		ANCOVA (valeur p) †	Tests a posteriori*		
						OSW <= 20% (n = 36)	OSW > 20% (n = 20)		1 vs 2	1 vs 3	2 vs 3
<i>FMI_p</i> (<i>exp</i>)	L5	0,003 (0,014)	0,005 (0,033)	0,17	-0,003 (0,028) [‡]	-0,014 (0,044)	-0,015 (0,071)	0,07 ^T			
	L3	0,002 (0,017)	-0,011 (0,024)	0,24	-0,010 (0,028)	-0,032 (0,052)	-0,056 (0,046) [‡]	0,07			
	L1	0,011 (0,032)	0,007 (0,029)	0,94	-0,003 (0,033)	-0,024 (0,043) [‡]	-0,069 (0,071) [‡]	0,02	>		
	T10	-0,007 (0,022)	-0,014 (0,033)	0,48	-0,029 (0,037)	-0,043 (0,060) [‡]	-0,072 (0,069) [‡]	0,29			
<i>OND6-11_p</i> (<i>log</i>)	L5	13,0 (13,6)	4,4 (4,8)	0,00^M	10,7 (11,3)	8,4 (11,2)	3,8 (4,6)	0,04	>		
	L3	10,2 (13,1)	2,3 (1,7)	0,02	7,0 (10,2)	5,2 (9,2)	2,1 (2,6)	0,17			
	L1	9,5 (9,1)	4,2 (3,0) [‡]	0,15 ^M	6,0 (7,4)	4,5 (5,6)	2,1 (1,8)	0,28			
	T10	4,7 (7,5) [‡]	1,8 (1,2)	0,15 ^M	2,8 (5,6)	2,2 (4,6)	0,9 (1,1)	0,37			

OSW : Questionnaire Oswestry

⁺ : Transformation nécessaire pour rendre les distributions normales selon le test Wilk-Shapiro

* : Les comparaisons a posteriori permettent d'identifier entre quels groupes (1 : sains; 2 : lombalgiques avec OSW > 20%; 3 : lombalgiques avec OSW < 20%) des différences significative ont été détectées. Les symboles < et > permettent aussi de connaître la direction de la différence (ex. : « < » dans la colonne « 1 vs 2 » signifie 1 < 2).

† Covariables considérées : Taille, Masse, FMV (effet du genre) ; Masse et FMV (effet d'une lombalgie chronique). Lorsqu'une covariable est significative ($p < 0.05$), elle est identifiée en exposant (^T : Taille, ^M : Masse; ^F : FMV).[‡] distribution non-normale

Tableau C-3. Résultats des comparaisons (analyses univariées) entre les différents groupes de sujets (effet du genre et effet de la lombalgie chronique) : variables EMG (**moyennes**) provenant des **analyses temporelles**

Variable (transformation) ⁺	Muscle	Effet du genre			Effet lombalgie chronique (hommes seulement)						
		Hommes (n = 12)	Femmes (n = 13)	ANCOVA (valeur p) †	Sains (n = 24)	Lombalgiques		ANCOVA (valeur p) †	Tests a posteriori*		
						OSW ≤ 20% (n = 36)	OSW > 20% (n = 20)		1 vs 2	1 vs 3	2 vs 3
<i>RatioA_m</i> (log)	L5/L3	34 (9)	51 (27)	0,38	41 (21)	36 (21)	41 (20)	0,20			
	L5/L1	29 (16)	52 (29)	0,04	37 (33)	32 (17)	46 (28)	0,61			
	L5/T10	120 (50)	49 (31)	0,01	131 (68)	117 (81)	113 (86)	0,49			
	L3/L1	37 (18)	45 (21)	0,31	40 (16)	32 (16)	46 (26)	0,48			
	L3/T10	129 (72)	50 (27)	0,04	123 (77)	119 (71)	109 (87)	0,73			
	L1/T10	95 (40)	61 (23)	0,37 ^T	86 (39)	97 (67)	89 (50)	0,59			
<i>RatioR_m</i>	L5/L3	-6 (29)	-14 (52)	0,72	8 (41)	-5 (37)	-2 (45)	0,22			
	L5/L1	15 (26)	-42 (42)	0,00	26 (41)	6 (32)	1 (54)	0,10			
	L5/T10	116 (56)	20 (54)	0,02	128 (73)	111 (87)	100 (100)	0,41			
	L3/L1	21 (33)	-26 (36)	0,02	17 (37)	11 (31)	3 (52)	0,71			
	L3/T10	126 (76)	33 (43)	0,11	118 (82)	115 (76)	100 (98)	0,39			
	L1/T10	88 (48)	58 (27)	0,67	83 (43)	94 (70)	85 (55)	0,30			

OSW : Questionnaire Oswestry

⁺ : Transformation nécessaire pour rendre les distributions normales selon le test Wilk-Shapiro

*: Les comparaisons a posteriori permettent d'identifier entre quels groupes (1 : sains; 2 : lombalgiques avec OSW > 20%; 3 : lombalgiques avec OSW < 20%) des différences significative ont été détectées. Les symboles < et > permettent aussi de connaître la direction de la différence (ex. : « < » dans la colonne « 1 vs 2 » signifie 1 < 2).

† Covariables considérées : Taille, Masse, FMV (effet du genre) ; Masse et FMV (effet d'une lombalgie chronique). Lorsqu'une covariable est significative ($p < 0.05$), elle est identifiée en exposant (^T : Taille, ^M : Masse; ^F : FMV).

‡ distribution non-normale

Tableau C-4. Résultats des comparaisons (analyses univariées) entre les différents groupes de sujets (effet du genre et effet de la lombalgie chronique) : variables EMG (**moyennes**) provenant des **analyses fréquentielle**

Variable (transformation) ⁺	Muscle	Effet du genre			Effet lombalgie chronique (hommes seulement)						
		Hommes (n = 12)	Femmes (n = 13)	ANCOVA (valeur p) †	Sains (n = 24)	Lombalgiques		ANCOVA (valeur p) †	Tests a posteriori*		
						OSW <= 20% (n = 36)	OSW > 20% (n = 20)		1 vs 2	1 vs 3	2 vs 3
<i>FMI_m</i> (1/log)	L5	74 (5)	73 (8)	0,68	74 (5)	73 (7)	72 (8)	0,78 ^M			
	L3	55 (4)	56 (7)	0,99	55 (5)	55 (6)	56 (6)	0,82 ^M			
	L1	63 (7)	60 (6)	0,57	61 (6)	60 (7)	60 (7)	0,52 ^M			
	T10	60 (3)	62 (3)	0,31	59 (3)	59 (5)	60 (4)	0,87			
<i>ONDlen_m</i> (X ²)	L5	86 (13)	83 (10)	0,40	87 (13)	84 (17)	83 (13)	0,12 ^F			
	L3	74 (14)	79 (14)	0,11	76 (14)	79 (17)	79 (19)	0,19 ^M			
	L1	84 (17)	92 (9)	0,05	89 (16)	88 (14)	87 (16)	0,99 ^M			
	T10	91 (12)	97 (16)	0,39	93 (13)	95 (17)	92 (24)	0,45			
<i>ONDrapp_m</i> (1/log)	L5	113 (13)	115 (19)	0,79	115 (17)	115 (19)	111 (19)	0,68			
	L3	90 (13)	83 (8)	0,13	87 (11)	83 (11)	89 (9)	0,55			
	L1	92 (8)	87 (8)	0,06	87 (9)	86 (7)	87 (9)	0,57			
	T10	83 (9)	85 (8)	0,76	80 (8)	79 (6)	83 (6)	0,76			

OSW : Questionnaire Oswestry

⁺ : Transformation nécessaire pour rendre les distributions normales selon le test Wilk-Shapiro

* : Les comparaisons a posteriori permettent d'identifier entre quels groupes (1 : sains; 2 : lombalgiques avec OSW > 20%; 3 : lombalgiques avec OSW < 20%) des différences significative ont été détectées. Les symboles < et > permettent aussi de connaître la direction de la différence (ex. : « < » dans la colonne « 1 vs 2 » signifie 1 < 2).

† Covariables considérées : Taille, Masse, FMV (effet du genre) ; Masse et FMV (effet d'une lombalgie chronique). Lorsqu'une covariable est significative ($p < 0.05$), elle est identifiée en exposant (^T : Taille, ^M : Masse; ^F : FMV).

‡ distribution non-normale

Tableau C-5. Résultats des comparaisons (analyses univariées) entre les différents groupes de sujets (effet du genre et effet de la lombalgie chronique) : variables EMG (**moyennes**) provenant des **analyses non-linéaires**

Variable (transformation) ⁺	Muscle	Effet du genre			Effet lombalgie chronique (hommes seulement)						
		Hommes (n = 12)	Femmes (n = 13)	ANCOVA (valeur p) †	Sains (n = 24)	Lombalgiques		ANCOVA (valeur p) †	Tests a posteriori*		
						OSW <= 20% (n = 36)	OSW > 20% (n = 20)		1 vs 2	1 vs 3	2 vs 3
<i>RQAdet_m</i> ($X^{1/3}$)	L5	59 (5)	60 (7)	0,52	61 (5)	61 (7)	62 (9)	0,67 ^M			
	L3	83 (10)	81 (11)	0,82	82 (9)	84 (8)	81 (10)	0,85 ^M			
	L1	73 (6)	76 (8)	0,31	75 (7)	77 (9)	77 (10)	0,35 ^M			
	T10	80 (4)	77 (5)	0,67	81 (5)	81 (6)	80 (6)	0,27			
<i>RQAent_m</i> (<i>tanh</i>)	L5	1,5 (0,1)	1,5 (0,1)	0,61 ^{T,F}	1,5 (0,2)	1,5 (0,2)	1,5 (0,2) [‡]	0,24			
	L3	1,9 (0,4)	1,9 (0,4)	0,52	1,9 (0,4)	1,9 (0,4)	1,9 (0,5)	0,85 ^M			
	L1	1,5 (0,1)	1,6 (0,2)	0,26	1,5 (0,2)	1,6 (0,3)	1,7 (0,4)	0,61 ^M			
	T10	1,6 (0,2)	1,6 (0,2)	0,64	1,7 (0,3)	1,7 (0,3)	1,7 (0,3)	0,16 ^M			

OSW : Questionnaire Oswestry

⁺ : Transformation nécessaire pour rendre les distributions normales selon le test Wilk-Shapiro

*: Les comparaisons a posteriori permettent d'identifier entre quels groupes (1 : sains; 2 : lombalgiques avec OSW > 20%; 3 : lombalgiques avec OSW < 20%) des différences significative ont été détectées. Les symboles < et > permettent aussi de connaître la direction de la différence (ex. : « < » dans la colonne « 1 vs 2 » signifie 1 < 2).

† Covariables considérées : Taille, Masse, FMV (effet du genre) ; Masse et FMV (effet d'une lombalgie chronique). Lorsqu'une covariable est significative ($p < 0.05$), elle est identifiée en exposant (^T : Taille, ^M : Masse; ^F : FMV).

[‡] distribution non-normale.