

2010

Évaluation de la validité de construit de tests portant sur l'endurance et les réponses réflexes des muscles du dos chez des sujets présentant une lombalgie chronique : programme REPAR - IRSST

Christian Larivière

IRSST, christian.lariviere@irsst.qc.ca

Robert Forget

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal

Martin Bilodeau

Université d'Ottawa

Roger Vadeboncoeur

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal

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

Citation recommandée

Larivière, C., Forget, R., Bilodeau, M. et Vadeboncoeur, R. (2010). *Évaluation de la validité de construit de tests portant sur l'endurance et les réponses réflexes des muscles du dos chez des sujets présentant une lombalgie chronique : programme REPAR -IRSST* (Rapport n° R-642). 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.

Troubles musculo-squelettiques

Études et recherches

RAPPORT R-642



**Évaluation de la validité de construit de tests
portant sur l'endurance et les réponses réflexes
des muscles du dos chez des sujets
présentant une lombalgie chronique**
Programme REPAR - IRSST

*Christian Larivière
Robert Forget
Martin Bilodeau
Roger Vadeboncoeur*



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 nationale du Québec
2010
ISBN : 978-2-89631-438-6 (version imprimée)
ISBN : 978-2-89631-439-3 (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,
avril 2010



Troubles musculo-squelettiques

Études et recherches

■ RAPPORT R-642

Évaluation de la validité de construit de tests portant sur l'endurance et les réponses réflexes des muscles du dos chez des sujets présentant une lombalgie chronique Programme REPAR - IRSST

Avis de non-responsabilité

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

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

*Christian Larivière¹
Robert Forget²
Martin Bilodeau³
Roger Vadeboncoeur²*

¹IRSST

²Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal

³Université d'Ottawa

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST
Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document
ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

SOMMAIRE

Introduction : Le présent projet de recherche s'intéresse aux lombalgies qui représentent un des plus importants problèmes de santé dans les pays industrialisés. Il y a un grand besoin de développer des outils de mesure valides et fidèles permettant de quantifier la présence de déficiences ou d'incapacités associées à la colonne vertébrale. Les mesures de l'endurance et des réponses réflexes des muscles dorsolombaires représentent deux de ces mesures pour lesquelles un protocole d'évaluation basé sur l'électromyographie (EMG) de surface a été mis sur pied. L'objectif principal du projet est de vérifier la validité de construit des mesures dérivées de ces protocoles en comparant des sujets sains et lombalgiques. Un objectif secondaire est de faire une validation croisée des équations de prédiction de la force maximale et de l'endurance, deux estimations obtenues avec le protocole sous-maximal d'endurance musculaire.

Méthodologie : Une trentaine de sujets sains et un nombre équivalent de sujets lombalgiques chroniques (répartis également selon le sexe) ont réalisé (1) un test des réflexes spinaux qui consiste à produire une charge soudaine sur le tronc (à 20 reprises) afin de le projeter légèrement vers l'avant et ainsi solliciter une réponse réflexe des muscles dorsaux, (2) un test de force maximale des muscles dorsaux (dans un dynamomètre) et (3) un test d'endurance qui consiste à produire des contractions répétées (intermittentes) en extension durant une période donnée (femmes : 5 min ; hommes : 10 min). Les sujets sains devaient répéter ces contractions jusqu'à épuisement afin de mesurer leur temps limite en vue d'obtenir une valeur critère pour fins de validation. Des électrodes de surface ont recueilli les signaux EMG de huit muscles du dos durant toutes ces tâches.

Résultats et discussion: Le test de réflexe a mené à des différences entre les sexes, mais aucune différence entre sujets sains et lombalgiques n'a été démontrée, contrairement à la littérature actuelle; par contre en accord avec une autre étude. Cela peut être attribuable (1) à ce protocole particulier qui permettait de contrôler plusieurs variables confondantes, contrairement aux protocoles antérieurs ou (2) à la possibilité que notre échantillon de sujets lombalgiques ne présentait pas de déficiences en ce qui a trait aux réponses réflexes. Le test d'endurance a mené à des différences entre sexes ainsi qu'à des différences entre sujets sains et lombalgiques, notamment lorsque ces derniers étaient divisés en deux groupes selon leurs scores sur une échelle de dramatisation de la douleur. En effet, les sujets lombalgiques avec les scores les plus élevés à cette échelle démontraient une plus grande fatigue musculaire, ce qui supporte un modèle théorique explicatif de la chronicité pour les maux de dos. Les prédictions de la force et de l'endurance se sont révélées assez justes pour réaliser des comparaisons entre groupes, mais pas suffisamment précises sur une base individuelle.

Conclusions : Les deux tests sont sensibles aux différences entre sexes, ce qui supporte leur validité de construit. Cependant, seul le test d'endurance s'est révélé sensible à la présence d'une lombalgie chronique. Pour le test de réflexe, afin d'apporter un meilleur éclairage sur ces résultats, il faudrait identifier des patients démontrant une activité réflexe anormale avec un protocole comparable à ce qui est généralement fait et ensuite vérifier si les effets persistent avec le présent protocole, qui se veut plus rigoureux en ce qui a trait au contrôle des variables confondantes. Pour le test d'endurance, un échantillon plus important de sujets sera nécessaire pour évaluer la présence d'interactions entre le sexe et la présence d'une lombalgie.

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|--|-----|
| SOMMAIRE..... | i |
| TABLE DES MATIÈRES..... | iii |
| Liste des tableaux..... | v |
| LISTE DES FIGURES..... | vii |
| 1. RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE ET ÉTAT DE LA CONNAISSANCE..... | 1 |
| 1.1.1 Endurance des muscles dorsolombaires et lombalgies..... | 1 |
| 1.1.2 Réponses réflexes et lombalgies..... | 2 |
| 2. OBJECTIFS DE RECHERCHE..... | 3 |
| 3. MÉTHODOLOGIE..... | 4 |
| 3.1 Sujets..... | 4 |
| 3.2 Tâches..... | 4 |
| 3.2.1 Contractions de référence..... | 4 |
| 3.2.2 Test de réflexe..... | 5 |
| 3.2.3 Contractions maximales volontaires (sujets sains seulement)..... | 6 |
| 3.2.4 Test de fatigue fonctionnel..... | 6 |
| 3.3 Techniques de mesure..... | 7 |
| 3.4 Procédures..... | 7 |
| 3.5 Traitement des signaux..... | 8 |
| 3.5.1 Test de réflexe..... | 8 |
| 3.5.2 Test de fatigue fonctionnel (TFF)..... | 9 |
| 3.6 Statistiques..... | 11 |
| 4. RÉSULTATS ET DISCUSSION..... | 12 |
| 4.1 Test de réflexe..... | 12 |
| 4.1.1 Évaluation de la présence de variables confondantes potentielles..... | 12 |
| 4.1.2 Mesures principales..... | 14 |
| 4.1.3 Portée et limites des résultats..... | 17 |
| 4.2 Test de fatigue fonctionnel..... | 18 |
| 4.2.1 Évaluation de la validité de construit..... | 18 |
| 4.2.1.1 Variables mécaniques..... | 18 |
| 4.2.1.2 Variables EMG..... | 20 |
| 4.2.2 Validation croisée des équations de prédiction des variables mécaniques (Force, Tlim)..... | 24 |
| 4.2.3 Association entre les variables EMG et les variables cliniques..... | 24 |
| 4.2.4 Portée et limites des résultats..... | 25 |
| 5. RETOMBÉES ÉVENTUELLES..... | 26 |
| 6. CONCLUSION..... | 26 |

| | | |
|------------|---|----|
| 7. | IMPACT DU PROJET | 26 |
| 8. | RÉFÉRENCES | 28 |
| ANNEXE A : | Illustration des montages expérimentaux, des signaux recueillis et des variables EMG dérivées de chacun des tests | 35 |
| ANNEXE B : | Tableaux de Résultats associés au test de réflexe | 43 |
| ANNEXE C : | Tableaux de Résultats associés au test de fatigue fonctionnel (TFF) | 51 |
| | LISTE DES ABRÉVIATIONS..... | 59 |

LISTE DES TABLEAUX

| | | |
|--------------|--|----|
| Tableau B. 1 | Caractéristiques des sujets ayant réalisé le test de réflexe..... | 45 |
| Tableau B. 2 | Corrélations de Pearson* entre les différentes catégories de variables (cinématique du tronc, préactivation des muscles dorsaux, réponses réflexes des muscles dorsaux)..... | 46 |
| Tableau B. 3 | Préactivation moyenne (n = 20 derniers essais) et résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes..... | 47 |
| Tableau B. 4 | Résultats statistiques (valeurs <i>P</i>) correspondant à la comparaison entre les sujets sains et lombalgiques (effet STATUT) et entre les hommes et les femmes (effet SEXE), pour la variable <i>Latence</i> du réflexe (deux méthodes de détection) | 48 |
| Tableau B. 5 | Résultats statistiques (valeurs <i>P</i>) correspondant à la comparaison entre les sujets sains et lombalgiques (effet STATUT) et entre les hommes et les femmes (effet SEXE), pour les variables d'amplitude du réflexe (normalisée et non normalisée en amplitude) | 49 |
| Tableau C. 1 | Corrélations entre les variables prédites (PForce et PTlim) et les variables EMG du domaine fréquentiel et les variables cliniques | 53 |
| Tableau C. 2 | Caractéristiques démographiques, anthropométriques et cliniques des sujets ayant réalisé le test de fatigue fonctionnel..... | 54 |
| Tableau C. 3 | Résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux variables mécaniques mesurées (Force et Tlim) et prédites avec les modèles de régression (PForce et PTlim) | 55 |
| Tableau C. 4 | Résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux indices EMG issus des analyses réalisées dans le domaine fréquentiel..... | 56 |
| Tableau C. 5 | Résultats statistiques (ANCOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux indices EMG issus des analyses réalisées dans le domaine temporel (variable EMGVAR) | 57 |
| Tableau C. 6 | Résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux indices EMG issus des analyses réalisées dans le domaine temporel (variable PALT) | 58 |

LISTE DES FIGURES

| | | |
|-------------|--|----|
| Figure 1 | Séquence des étapes du protocole de mesure | 8 |
| Figure 2 | Valeurs moyennes (les barres verticales représentent les écart-types) correspondant aux différents sous-groupes (sujets sains et lombalgiques, es associées au test de réflexes)..... | 14 |
| Figure 3 | Prédiction du temps limite (PTlim) en fonction du sexe et de chaque groupe de sujets (sujets sains, sufréquentiel (NFM1p, NOND3p et NOND9p) et correspondant aux sites jets lombalgiques)..... | 20 |
| Figure 4 | Moyennes des variables EMG issues des analyses réalisées dans le domaine d'électrodes L5 et L1 | 22 |
| Figure 5 | Moyennes des variables EMG issues des analyses réalisées dans le domaine temporel (EMGVAR, PALT) | 23 |
| Figure A. 1 | Montage expérimental du test de réflexe | 37 |
| Figure A. 2 | Procédure d'extraction des mesures obtenues avec le test de réflexe..... | 38 |
| Figure A. 3 | Montage expérimental du test de fatigue fonctionnel (TFF) | 39 |
| Figure A. 4 | Procédure d'extraction de l'EMG et calcul des indices EMG basés sur les analyses fréquentielles | 40 |
| Figure A. 5 | Illustration du calcul des indices EMG permettant de quantifier les stratégies d'activation neuromusculaires (adapté de van Dieen et al., 1993) | 41 |

1. RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE ET ÉTAT DE LA CONNAISSANCE

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, qui ne représentent 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. Le présent projet de recherche s'intéresse au développement de mesures « objectives » de déficiences lombaires.

Les travaux de recherche des dernières décennies ont mis de l'avant des protocoles de mesures plus sophistiqués, impliquant des technologies diverses (EMG de surface, dynamométrie, analyses du mouvement), de manière à mettre en évidence différentes déficiences lombaires qui ont rapport à la fonction musculaire (Geisser *et al.* 2005; Hodges and Richardson 1996; Marras *et al.* 1999; Reeves *et al.* 2005). Cependant, plusieurs d'entre elles impliquent, à un moment ou à un autre, une performance maximale, ce qui les rend sujettes à l'influence de facteurs psychologiques comme le suggèrent certains travaux (Ferguson *et al.* 2005; Geisser *et al.* 2004; Watson *et al.* 1997). Il reste que d'autres protocoles de mesures n'impliquent pas de performances maximales et présentent donc un potentiel intéressant. Les mesures d'endurance et de réponses réflexes des muscles dorsolombaires représentent deux de ces mesures et ont fait l'objet du présent projet de recherche.

1.1.1 Endurance des muscles dorsolombaires et lombalgies

La faiblesse et la grande fatigabilité des muscles du dos typiquement observées chez les sujets lombalgiques chroniques (Adams *et al.* 1999) semblent représenter un problème pour d'éventuelles récurrences d'épisodes de lombalgie. Cependant, l'endurance des muscles du dos (et non la force) est la seule qualité musculaire permettant de prédire un premier épisode de maux de dos (Adams *et al.* 1999; Biering-Sorensen 1984; Luoto *et al.* 1995), ce qui en fait un champ d'études très en vogue, étant donné le rôle « protecteur » de l'endurance que sous-tendent ces résultats.

L'EMG de surface peut objectiver la fatigue musculaire (ou l'endurance) sans que la tâche soit réalisée jusqu'à l'épuisement, ne requérant donc pas une performance maximale. Par contre, les protocoles basés sur les mesures EMG n'ont pas permis, jusqu'à maintenant, de détourner le problème de motivation car la tâche habituellement demandée comporte une charge relative, i.e. qui est ajustée en fonction de la force maximale volontaire (FMV¹) de chaque sujet (ex. : 50 % de la FMV). Or, la mesure de la FMV nécessite un apprentissage et est particulièrement problématique (peur de la douleur ou de se blesser) chez des patients souffrant de maux de dos (Hirsch *et al.* 1991; Leino *et al.* 1987). La charge relative étant probablement sous-estimée chez cette clientèle, plusieurs études récentes qui ont utilisé ce type de test (Elfving *et al.* 2003;

¹ Une liste complète des abréviations utilisées est disponible à la dernière page de ce rapport

Kramer *et al.* 2005; Larivière *et al.* 2003a; Oddsson and De Luca 2003) ont obtenu des résultats contre-intuitifs (sujets lombalgiques plus endurants que les sujets sains), contrairement aux études utilisant des protocoles où la charge est plus de nature absolue (Biedermann *et al.* 1991; Mayer *et al.* 1989). Nous avons donc développé une solution alternative.

Nos derniers travaux à l'IRSST (#099-174) nous ont permis d'initier le développement d'un nouveau test basé sur l'EMG de surface de 6 muscles du dos, le **test de fatigue fonctionnel** ou TFF (Larivière *et al.* 2006a). Ce test, qui quantifie l'endurance des muscles dorsolombaires selon un nouveau paradigme d'évaluation (endurance absolue plutôt que relative), a pour but de mieux inférer l'endurance des muscles dorsolombaires en relation avec des tâches de travail. Le projet nous a permis de vérifier, avec succès, un élément de sa validité de construit, la validité de critère concomitante ainsi que la fidélité test-retest des différents indices EMG obtenus à partir du TFF. De plus, des modèles de régression multiples ont été développés afin de prédire non seulement l'endurance absolue, mais aussi la force maximale, avec certaines variables démographiques et indices EMG comme prédicteurs. L'étape suivante est de tester le protocole chez des sujets sains et lombalgiques afin de vérifier la validité de construit du test, ce qui a fait l'objet de la présente étude. En effet, si les sujets lombalgiques ont une endurance absolue inférieure aux sujets sains, le TFF devrait pouvoir l'estimer avec succès, à l'aide des équations de prédictions et la réponse des principaux indices EMG.

1.1.2 Réponses réflexes et lombalgies

Les réponses réflexes des muscles entourant la région lombaire font l'objet d'une attention particulière, car elles permettraient d'assurer l'intégrité de la colonne lombaire lorsque cette dernière subit une perturbation mécanique soudaine (inattendue). Un déficit dans ces réponses serait un des mécanismes possibles de blessure lombaire comme une récente étude prospective le démontre (Cholewicki *et al.* 2005). En fait, la stabilité lombaire est généralement assurée par la rigidité offerte par la pré-activation des muscles entourant la colonne lombaire (abdominaux, dorsolombaires). Lorsque cette préactivation n'est pas suffisante, les réponses réflexes entreraient en action comme mécanismes compensatoires afin d'assurer une bonne stabilité lombaire (Andersen *et al.* 2004; Cholewicki *et al.* 2000; Granata *et al.* 2004). Or, plusieurs études ont démontré une réponse réflexe retardée chez les sujets lombalgiques par rapport à la normale (Magnusson *et al.* 1996; Radebold *et al.* 2000; Reeves *et al.* 2005), ce qui les rend à risque de récides.

Récemment, les latences d'activation (réflexe) des muscles abdominaux et dorsolombaires de sujets sains et lombalgiques, produites selon les perturbations réalisées dans le plan sagittal (flexion et extension), ont permis de classer correctement plus de 80 % des sujets (Reeves *et al.* 2005). Ces résultats sont encourageants, mais le pouvoir discriminant de l'équation n'est pas suffisant. Cependant, le protocole utilisé comportait plusieurs faiblesses :

- 1) Le nombre d'essais utilisés n'était que de trois, ce qui est insuffisant pour obtenir des valeurs fidèles pour ce type de mesure.
- 2) La charge utilisée pour réaliser les secousses était de nature absolue (65 N pour les hommes et 40 N pour les femmes), ce qui a probablement introduit de la variabilité dans leurs estimations. Il apparaît plus approprié d'ajuster la charge en fonction de la masse (masses,

centres de masse) des segments supérieurs, afin que la perturbation du tronc soit équivalente entre les sujets.

- 3) Seule la latence du réflexe est prise en compte. Or, l'amplitude du réflexe donne une information complémentaire sur l'intensité de la réponse et représente un paramètre possiblement plus utile et malléable avec un programme de réadaptation.
- 4) Finalement, la préactivation des muscles entourant la colonne vertébrale lombaire n'était pas contrôlée. Or, des variations inter sujets sont prévisibles, ce qui a un fort potentiel de changer les réponses réflexes (Stokes *et al.* 2000; Vera-Garcia *et al.* 2006). De plus, la peur de la douleur fait augmenter la cocontraction des muscles abdominaux (Moseley *et al.* 2004; Moseley and Hodges 2005), ce qui pourrait être problématique particulièrement chez les sujets lombalgiques.

En résumé, il y a beaucoup de place à l'amélioration, ce qui pourrait mener à une meilleure classification des sujets sains et lombalgiques et à des mesures plus sensibles aux effets d'un programme de réadaptation. Des travaux ont été entamés dans ce sens en développant un protocole amélioré (montage expérimental à l'annexe A – **Figure A.1** et description dans la méthodologie) pour mesurer la réponse réflexe des muscles dorsolombaires dans le cadre d'un projet de recherche à l'IRSST (#099-237). Encore ici, le protocole de mesures et les outils d'analyse étant prêts, l'étape suivante est de tester le protocole chez des sujets sains et lombalgiques, afin de vérifier la validité de construit du test.

2. OBJECTIFS DE RECHERCHE

Les objectifs du projet sont les suivants :

- Objectif 1 : L'objectif principal du projet est de vérifier la validité de construit de deux mesures d'évaluation des muscles dorsolombaires (réflexes, endurance) chez des sujets sains et lombalgiques.
- Objectif 2 : Pour l'évaluation de l'endurance, un autre objectif important est de faire une validation croisée des équations de prédiction de la force maximale et de l'endurance absolue développées dans le projet antérieur.
- Objectif 3 : Pour les deux types d'évaluation (réflexes, endurance), le dernier objectif sera de vérifier s'il y a une corrélation entre les mesures ou estimations obtenues et certaines variables cliniques d'intérêt (kinésiophobie, dramatisation de la douleur, perception de la capacité fonctionnelle, intensité de la douleur). Ces résultats permettront d'aider à l'interprétation des résultats (1) en terme de la possibilité de se prononcer sur l'état de santé (perception de la capacité fonctionnelle) et (2) sur la valeur « objective » des tests en terme d'influence des facteurs psychologiques associés à la douleur et de l'intensité de cette douleur (kinésiophobie, dramatisation de la douleur, intensité de la douleur).

3. MÉTHODOLOGIE

3.1 Sujets

Une trentaine de sujets sains et un nombre équivalent de sujets lombalgiques chroniques, répartis également en fonction du sexe, ont été recrutés sur une base volontaire dans la population et à l'Institut de réadaptation de Montréal (des chiffres plus précis sont présentés dans les résultats). Les sujets hommes et femmes ainsi que sains et lombalgiques ont été recrutés également selon différentes strates d'âge (18-30, 31-40, 41-50, 51-55 ans), de manière à permettre des comparaisons entre les groupes (hommes vs femmes, sains vs lombalgiques). Les **critères d'inclusion** ont été : (1) être âgé entre 18 et 55 ans, (2) maîtrise de la langue française ou anglaise, (3) présence douleur lombaire ou lombo-sacrée avec ou sans douleur radiculaire (limitée aux genoux), (4) présence de douleur chronique définie comme une douleur quotidienne ou quasi quotidienne depuis plus de 3 mois. Les **critères d'exclusion** des sujets sains ont été la présence d'un mal de dos dans la dernière année ou d'un mal de dos d'une durée de plus d'une semaine dans les années précédentes. Les principaux critères d'exclusion de tous les sujets (sains et lombalgiques) ont été : (1) chirurgie au niveau de l'appareil musculosquelettique du tronc, (2) scoliose ou malformation congénitale de la colonne vertébrale (spondylolyse, fusions intervertébrales, 4 vertèbres lombaires), (3) maladie systémique ou dégénérative (diabète, asthme, arthrite, rhumatisme, sida, cancer, sclérose en plaque ou autre), (4) un indice de masse corporelle (IMC) supérieur à 31,5 kg²/m (femmes) ou 33 kg²/m (hommes), (5) une réponse positive au Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique de manière à éliminer les personnes susceptibles de présenter des troubles cardiaques, (6) antécédents d'atteinte neurologique autre que celles découlant des maux de dos (troubles d'équilibre, histoire d'accident vasculaire cérébral), (7) traitement avec médication anxiolytique, anticonvulsive, ou antidépressive (sont acceptés les antispasmodiques, anti-inflammatoires et analgésiques) ou autre médication qui peut influencer l'excitabilité neuronale, (8) être enceinte et (9) être claustrophobe.

Les collectes de données se sont réalisées à l'Institut de réadaptation de Montréal, un établissement du CRIR (Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain). Le projet a été évalué et accepté par le comité d'éthique du CRIR.

3.2 Tâches

3.2.1 Contractions de référence

De manière à normaliser les variables EMG d'activation musculaire, des contractions de référence sous-maximales ont été réalisées selon des procédures qui mènent à des résultats reproductibles en ce qui a trait à l'activation des muscles abdominaux (Dankaerts *et al.* 2004; O'Sullivan *et al.* 1998) et des muscles dorsaux (Dankaerts *et al.* 2004). Brièvement, ces contractions sont réalisées avec le sujet couché sur le ventre, pour les muscles dorsaux, et couché sur le dos, pour les muscles abdominaux, et requièrent de soulever leurs membres inférieurs de quelques centimètres au-dessus du sol. Trois contractions de 5 s, séparées de 30 s, sont réalisées pour chaque groupe musculaire (abdominaux et dorsaux). Pour chaque muscle, la moyenne des valeurs ($n = 3$ essais) d'amplitude RMS (« root mean square ») du signal EMG a été retenue pour normaliser les valeurs d'amplitude RMS obtenues lors des tâches (TFF, test de réflexe).

3.2.2 Test de réflexe

Pour un coup d'œil rapide sur ce test, se référer à l'annexe A où la tâche (**Figure A.1**) ainsi que les signaux et les variables (**Figure A.2**) associés à ce test y sont illustrés. La réponse réflexe des muscles dorsaux a été mesurée par le biais d'une perturbation soudaine (secousse) du tronc vers l'avant, selon un montage expérimental (Annexe A, **Figure A.1**) fortement inspiré d'une étude antérieure (Krajcarski *et al.* 1999). La charge soudaine est appliquée via un câble, instrumenté d'une jauge de contrainte, qui est attaché au sujet à un harnais ajusté sur le thorax. Cette charge, qui est tenue par un électro-aimant, est relâchée d'une hauteur de 1 cm seulement afin d'éviter des effets balistiques trop importants (sécurité). Le protocole consiste à réaliser trois secousses pour familiariser le sujet avec la charge (éliminer les peurs), de trois autres secousses pour familiariser le sujet avec la rétroaction EMG des muscles abdominaux (détails plus loin), de 10 min de repos, et de 20 secousses qui représentent les données conservées pour les analyses. Chaque secousse est suivie d'un repos d'environ 1 min, pour un temps total d'environ 40 min pour le test entier. Voici les différentes dispositions, dans l'ordre chronologique, pour contrôler l'effet des différentes variables confondantes potentielles:

- Posture dans l'appareil. Le sujet est assis avec le bassin stabilisé à l'aide de coussins sur les épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures. Le harnais est ajusté en hauteur de manière à positionner les deux câbles (avant et arrière) à la hauteur de T8. Dans cette position, la mesure du potentiomètre est mise à zéro. Par la suite, le sujet doit toujours repositionner le tronc au même endroit, d'un essai à l'autre, à l'aide de la rétroaction visuelle de la mesure du potentiomètre afin de retrouver le zéro initial (Annexe A – **Figure A.1-C**).
- Pré-activation des muscles du tronc. La mesure des paramètres (latence, amplitude) de la réponse réflexe nécessite une standardisation du niveau de préactivation des muscles qui ceignent la région lombaire (abdominaux et dorsaux), car l'amplitude (voire la présence) de la réponse réflexe en dépend. Premièrement, **pour standardiser la préactivation des muscles dorsaux**, une charge initiale proportionnelle à la masse des segments tronc (L5/S1 – C7/T1) et tête a été placée sur le plateau. Cette charge devait être suffisamment grande pour solliciter minimalement les muscles dorsaux, mais pas trop grande, afin de ne pas inhiber la réponse réflexe (Stokes *et al.* 2000). Cette charge correspond à 20 % du moment de force en extension à L5/S1, qui serait créé par ces segments s'ils étaient positionnés à l'horizontale (moment externe créé par la gravité), tel qu'estimé théoriquement (Larivière 1999) avec les données de base appropriées (de Leva 1996; Liu *et al.* 1971). **Pour standardiser la préactivation des muscles abdominaux**, une rétroaction visuelle de l'activation de deux muscles abdominaux (droit abdomen et oblique externe; voir annexe A – **Figure A.1-C**) permet au sujet de minimiser cette préactivation, mais aussi de vérifier si cette préactivation est constante, selon l'expérimentateur, avant que ce dernier lance le programme pour appliquer la charge soudaine.
- Anticipation du sujet. Afin d'éliminer les effets indésirables dus à l'anticipation du sujet, deux procédures sont utilisées : (1) la charge est relâchée dans un temps aléatoire variant entre la 2^e et la 6^e seconde après que le programme a été activé et (2) l'information visuelle en rapport avec le dispositif de chargement soudain est enlevée, grâce à un écran visuel.
- Poids de la charge. Comme pour la charge initiale, la charge soudaine est déterminée en fonction de la masse du tronc (et de sa position), soit 50 % du moment à L5/S1 créé par les

segments tronc et tête. Ces paramètres (charge initiale de 20 % et charge soudaine de 50 % du moment à L5/S1) permettent de reproduire des réponses réflexes claires.

- Instructions aux sujets. Voici le texte qui était lu aux sujets :

« Cet appareil permet de mesurer la réaction des muscles du dos lorsque ceux-ci sont étirés de façon soudaine. Il s'agit d'une réaction musculaire involontaire qu'on appelle une réponse réflexe. Pour étirer les muscles du dos, une charge est relâchée par un électro-aimant, ce qui permet de faire fléchir votre tronc vers l'avant. Ce test est sécuritaire car la charge est ajustée en fonction de votre pesanteur et elle est relâchée d'une hauteur de 1 cm seulement, afin de minimiser les effets dus à l'impact. Cela provoque un mouvement avant du tronc d'au plus 5 à 8 cm environ (2 à 3 pouces), ce qui évite de vous cogner contre l'appareil. Il n'y a qu'une seule consigne à suivre : SIMPLEMENT MAINTENIR LA POSITION ATTEINTE. Il faut donc éviter d'anticiper la charge, car nous voulons mesurer une réponse réflexe involontaire. Lorsque la charge sera appliquée, gardez la position atteinte une seconde.»

3.2.3 Contractions maximales volontaires (sujets sains seulement)

Afin de pouvoir faire la validation croisée de l'équation de prédiction de la force maximale (*Force*) développée dans le projet antérieur (TFF), trois contractions maximales volontaires (CMV) en extension du tronc, espacées de 2 min de repos, ont été réalisées dans le dynamomètre. Afin de favoriser une performance maximale, une rétroaction visuelle du moment de force à L5/S1 est donnée en temps réel et des encouragements verbaux sont donnés par les expérimentateurs. Le moment d'extension à L5/S1 maximal, obtenu à travers les trois essais, fût retenu comme force maximale (variable *Force*).

3.2.4 Test de fatigue fonctionnel

Pour un coup d'œil rapide sur ce test, se référer à l'annexe A où la tâche (**Figure A.3**) ainsi que les signaux et les variables (**Figures A.4 et A5**) associés à ce test y sont illustrés. La description de ce test ne sera pas aussi exhaustive que pour le test de réflexe, car il a déjà fait l'objet d'une description détaillée dans le projet antérieur, comme c'est aussi le cas pour les nombreuses justifications au sujet de sa pertinence, des mécanismes physiologiques impliqués, ainsi que des justifications d'ordre de sécurité (Larivière *et al.* 2006a).

Le montage expérimental, la position des électrodes et la tâche sont illustrés à l'annexe A - **Figure A.3**. Lors de chaque cycle d'effort en extension, le sujet doit suivre une cible qui suit le patron d'effort illustré à l'annexe A (**Figure A.3-D**) à l'aide d'une rétroaction visuelle des moments de force à L5/S1 donnée en temps réel sur un moniteur (Annexe A - **Figure A.3-C**).

La tâche consiste à répéter un cycle de 8 s comprenant 1.5 s pour atteindre progressivement une charge absolue de 90 Nm (moment de force en extension à l'articulation lombaire L5/S1), 5 s de maintien de cette force (palier) et 1.5 s de repos. La durée du test prévue est de 5 min (38 cycles) chez les femmes et 10 minutes (75 cycles) chez les hommes. C'est ce qui a été fait chez les sujets lombalgiques. Chez les sujets sains, le test est fait jusqu'à l'épuisement afin de pouvoir faire la validation croisée de l'équation de prédiction du temps limite (*Tlim*) développée dans le projet antérieur. Cet événement est défini par une incapacité à produire ou tenir le palier de 90 Nm

pendant trois cycles consécutifs, tel qu'illustré à l'annexe A (Figure A.3-A). Les sujets étaient encouragés verbalement de manière à retarder cet événement et ainsi, obtenir une mesure étalon d'endurance la plus valide possible. Le protocole jusqu'à l'épuisement n'a été fait que chez des **sujets sains** car la mesure étalon de l'endurance musculaire (temps limite) est une mesure de performance maximale. Cependant, comme pour les sujets lombalgiques, seules les 5 ou 10 premières minutes du test serviront à calculer les indices EMG (prédicteurs de *Tlim*).

3.3 Techniques de mesure

Électromyographie (pour le test de réflexe et le TFF). Dix 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 des muscles dorsaux (n = 6) et abdominaux (n = 4). La fréquence d'échantillonnage était de 1024 Hz pour le test de réflexes et de 2048 Hz durant le TFF. En bref, après avoir nettoyé la peau avec de l'alcool, les électrodes ont été positionnées 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 [Annexe A, **Figure A.3-A**, plus de détails dans (Larivière *et al.* 2001)]. Des électrodes ont aussi été positionnées bilatéralement sur le droit de l'abdomen (DA) et l'oblique externe (OE) afin de minimiser leur activité avec la rétroaction visuelle.

Dynamométrie (pour le TFF seulement). Le dynamomètre 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 [Annexe A - **Figure A.3-B**; plus de détails dans l'article de Larivière *et al.* (2001b)]. Les signaux ont été échantillonnés à 128 Hz.

Jauge de contrainte (pour le test de réflexe seulement). Positionnée en série avec le câble d'acier via lequel la charge est appliquée, cette jauge permet d'enregistrer les forces déployées (taux d'échantillonnage : 1024 Hz).

Potentiomètre (pour le test de réflexe seulement). À l'arrière du harnais est attaché un autre câble qui correspond à un potentiomètre, qui mesure le déplacement avant du tronc (taux d'échantillonnage : 1024 Hz).

Questionnaires. Les questionnaires ne concernent que les sujets lombalgiques. L'intensité de la douleur a été mesurée avec une échelle visuelle analogue (VAS) de 10 cm, alors que la perception de la capacité fonctionnelle a été évaluée avec le questionnaire Roland-Morris [RDQ – Roland-Morris Disability Questionnaire; (Roland and Morris 1983)]. La peur du mouvement a été évaluée avec l'échelle de kinésiophobie de Tampa [TSK – Tampa Scale for Kinesiophobia; (French *et al.* 2002)], alors que la dramatisation de la douleur fut estimée avec l'échelle du même nom [PCS – Pain Catastrophizing Scale; (Sullivan *et al.* 1995)].

3.4 Procédures

À l'arrivée au laboratoire, le protocole de mesure était expliqué et le formulaire de consentement signé. Par la suite, les tâches ont été réalisées, en ordre chronologique, tel qu'illustré à la **Figure 1**.

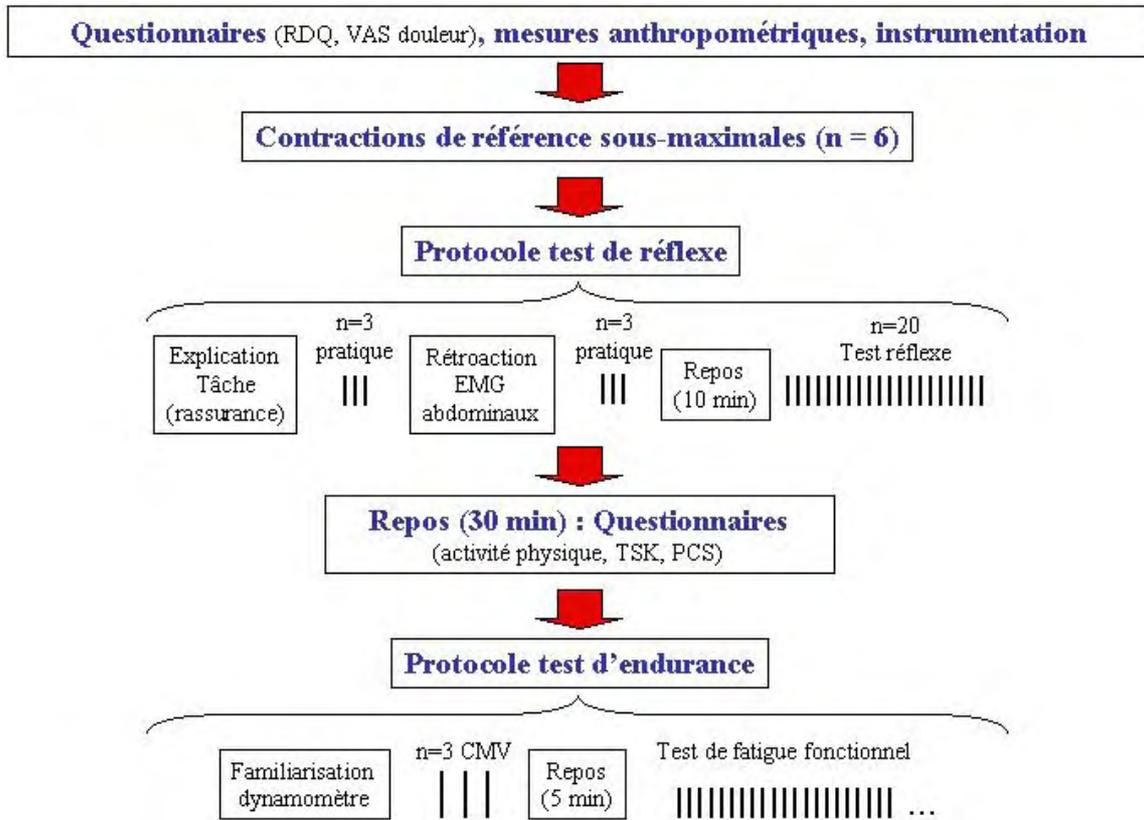


Figure 1 Séquence des étapes du protocole de mesure

3.5 Traitement des signaux

3.5.1 Test de réflexe

Les différentes variables et la façon dont elles sont déterminées sont illustrées à l'annexe A – **Figure A.2**. Cependant, l'analyse des signaux EMG est plus complexe. Les signaux EMG bruts sont d'abord nettoyés pour enlever différents types d'artéfacts : (1) filtre passe-bande 20-450 Hz, (2) filtre de type notch à 60 Hz (et harmoniques jusqu'à 420 Hz), et (3) filtre basé sur les transformées en ondelettes (Bluthner *et al.* 2001) pour enlever l'électrocardiogramme (ECG) qui est souvent présent dans les signaux. Ensuite, les signaux sont rectifiés (valeurs positives).

La latence du réflexe (*Latence*) est définie par le temps qui sépare le début du mouvement du tronc et le début de l'activation musculaire, cette dernière ayant été déterminée avec deux méthodes automatisées : (1) la **méthode traditionnelle** où l'activation doit dépasser un seuil prédéterminé, soit deux écarts-types (variable *LatenceSD*) de l'EMG de référence pris avant la perturbation (Hodges and Bui 1996) et (2) avec une **méthode statistique** « approximated generalized likelihood-ratio » (variable *LatenceAGLR*) basée sur l'atteinte du maximum de vraisemblance (Staudé 2001). Pour utiliser la méthode traditionnelle, un filtre Butterworth (ordre

6, fréquence de coupure : 50 Hz) dans les deux sens (aucun décalage temporel) et l'enveloppe linéaire qui en résulte est évaluée avec une fenêtre glissante (« sliding window ») de 25-ms. Ces deux méthodes ont été évaluées, car la méthode traditionnelle est affectée par l'activation de base, contrairement à la méthode statistique (Lee *et al.* 2007). Étant donné qu'il est possible que l'activation de base puisse être plus élevée chez les sujets lombalgiques, cela pourrait biaiser les résultats. Il s'agit d'une hypothèse (Lee *et al.* 2007), qui n'a toujours pas été investiguée avec des signaux EMG non simulés. Pour ce faire, l'activation musculaire a été recherchée après le début du mouvement du tronc, en comparant la variance de ce signal par rapport à la variance du signal de référence (250 ms avant la perturbation). Cependant, seules les valeurs plausibles pour obtenir une activité réflexe ont été retenues, soit les latences entre 30 et 150 ms. L'amplitude du réflexe a aussi été calculée pour ces essais où *Latence* était dans la plage 30-150 ms. Pour ce faire, les signaux EMG nettoyés ont été filtrés une fois de plus avec un filtre passe-bas (Filtre Butterworth d'ordre 2; fréquence de coupure : 25 Hz; appliqué dans les deux sens), afin de générer une enveloppe linéaire. Pour de normaliser l'amplitude EMG de cette réponse réflexe, le ratio EMG suivant a été calculé : la valeur maximale de la première bouffée d'EMG divisée par la moyenne durant la période de 250 ms avant l'application de la force ($AmpR_{pic}$). Cependant, la valeur non normalisée (brute) a aussi dû être considérée (Amp_{pic}), suite aux analyses préliminaires portant sur les variables confondantes (détails dans les résultats).

La cinématique du tronc a aussi été évaluée à partir du signal du potentiomètre. Tout d'abord, les données de position angulaire du tronc ont été produites grâce à la mesure de la distance séparant L5/S1 et le câble du potentiomètre. Ensuite, une variable décrivant la cinématique du tronc a été retenue, soit la position angulaire à 150 ms suivant le début du mouvement du tronc ($PosR_{150ms}$). Finalement, le niveau de préactivation des muscles dorsaux et abdominaux avant la perturbation a été évalué avec les signaux EMG recueillis durant les 250 ms (valeur *RMS*) précédant la perturbation soudaine. Cette valeur *RMS* fut ensuite normalisée par rapport à l'EMG de référence (quantifié en *RMS*) recueilli lors des contractions sous-maximales, pour donner *NRMSref*. Pour les muscles dorsaux, étant donné que des contractions maximales ont été obtenues juste avant le TFF, la préactivation des muscles dorsaux a aussi pu être normalisée par rapport à l'EMG maximal correspondant (*NRMSmax*), ce qui a permis de valider l'emploi de *NRMSref*.

Seuls les 20 essais qui suivent la période de familiarisation du protocole ont été utilisés pour comparer les groupes. Afin d'améliorer la qualité des résultats, ce nombre d'essais ($n = 20$) a été mis à profit en éliminant les résultats aberrants (outliers), définis par des réponses réflexes (*Latence*, $AmpR_{pic}$, Amp_{pic}) et les valeurs *NRMS* (*NRMSref* et *NRMSmax*) qui sont à l'extérieur de 1,5 fois l'écart interquartile, ce qui a eu pour effet d'éliminer au plus 2 essais par sujet. Ensuite, pour chacune de ces variables, la moyenne des valeurs restantes a été calculée pour chaque sujet. Finalement, afin de réduire les données et améliorer la fidélité de ces variables, on a établi une moyenne des valeurs des muscles homologues (gauche et droit), pour chaque paire de muscles (L5, L3 et L1), car elles ne différaient pas l'une de l'autre (Test-t pour échantillons indépendants).

3.5.2 Test de fatigue fonctionnel (TFF)

Le détail des analyses réalisées est disponible dans un rapport de recherche (Larivière *et al.* 2006a) et ne sera donc pas exposé ici. En bref, un programme d'analyse automatisé utilise d'abord les moments d'extension à L5/S1 pour déterminer, pour chaque cycle d'effort, la zone

où le plateau d'effort (à 90 Nm) est stable, afin que les analyses EMG soient réalisées seulement avec le signal EMG correspondant. Ces zones varient généralement entre 2 et 5 s selon le cycle. Pour plus de détails, la procédure est schématisée à l'annexe A – **Figure A.4**. Différents traitements sont ensuite réalisés pour chaque portion d'EMG sélectionné, c'est-à-dire pour chaque cycle, dépendant du type d'indice EMG calculé. Les indices EMG, dont une brève description suit ci-après, sont ensuite calculés. Cependant, seuls certains d'entre eux seront utilisés dans des équations de régression permettant de prédire la force maximale et le temps limite (critère d'endurance) des muscles dorsaux. Voici une description sommaire des indices EMG calculés.

Analyses dans le domaine fréquentiel. Les effets de la fatigue musculaire sur le contenu fréquentiel du signal EMG se traduisent généralement par une compression du contenu fréquentiel vers les basses fréquences. Pour chaque muscle étudié et chaque cycle, des analyses spectrales ont été réalisées avec des transformées en ondelettes selon la méthode de (von Tscharner 2000). La famille d'ondelettes de von Tscharner (von Tscharner 2000) 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]. Cependant, les ondelettes 1 et 2 (OND1 et OND2) sont éliminées, car les électrodes utilisées rejettent le contenu fréquentiel sous les 20 Hz. L'approche d'analyse de von Tscharner (von Tscharner 2000) consiste à calculer l'intensité du signal EMG contenu dans chaque bande de fréquence (ondelette), ce qui donne une information localisée. La fréquence moyenne instantanée (FMI) a aussi été calculée à partir du contenu de ces ondelettes, afin de résumer, avec un seul indice, le contenu fréquentiel du signal EMG.

Pour chaque cycle, la moyenne des quantités obtenues pour chaque ondelette (OND3 à OND10) et pour la FMI a été établie, afin de donner une valeur par cycle d'effort (voir annexe A). Les séries temporelles de ces valeurs moyennes, obtenues pour les dix premières minutes (75 cycles), sont ensuite caractérisées avec des régressions linéaires, de manière à obtenir leur pente (ex. : $OND3_p$ et FMI_p), pour finalement diviser ces valeurs par rapport à l'ordonnée à l'origine de ces régressions et les multiplier par 100 pour ainsi obtenir des valeurs normalisées (ex. : $NOND3_p$ et $NFMI_p$). Finalement, sur la base de notre expérience antérieure (Larivière *et al.* 2002), les indices EMG correspondant à chacun des muscles sont exploités de différentes façons de manière à augmenter leur fidélité (moyenne de muscles homologues, moyenne de tous les muscles, identification du muscle le plus fatigable).

Analyses dans le domaine temporel. Lorsque la fatigue musculaire progresse durant une tâche sous-maximale, l'amplitude du signal EMG augmente dans le temps, mais on note beaucoup de variabilité dans le signal, ce qui nuit à la fidélité des indices EMG de fatigue quantifiant cette augmentation d'amplitude. Cependant, il apparaît que cette variabilité est garante des stratégies d'activation des muscles et peut donc représenter une source d'information importante sur les mécanismes de fatigue musculaire (Fallentin *et al.* 1993; Hunter and Enoka 2003; Kouzaki *et al.* 2002). C'est pourquoi d'autres indices EMG, ceux-ci présumément sensibles aux stratégies d'activation neuromusculaires, sont aussi calculés, selon une procédure décrite antérieurement (van Dieen *et al.* 1993) que nous avons modifiée quelque peu (Larivière *et al.* 2006a), tel qu'illustré à l'annexe A – **Figure A.5**. Brièvement, le premier indice (EMG_{VAR}) quantifie tout

simplement la variabilité du signal EMG RMS pour chaque muscle analysé séparément. Le deuxième indice (P_{ALT}) quantifie la proportion du temps, où une alternance du signal EMG est observée entre deux muscles, comme si une augmentation de l'activation d'un muscle compensait pour la diminution d'un autre muscle.

Utilisation des équations de prédiction. Les équations de prédiction des mesures *Force* et *Tlim* développées pour chacun des sexes, dans le projet antérieur (Larivière *et al.* 2006a), seront utilisées afin d'obtenir les valeurs prédites *PForce* et *PTlim*.

3.6 Statistiques

Afin de pouvoir réaliser des analyses paramétriques, la plupart des variables EMG ont dû être transformées de différentes façons (log, racine carrée, exp, etc.) afin d'obtenir des distributions normales, selon le test Wilk-Shapiro. Cependant, bien que certaines analyses statistiques aient été menées avec les variables transformées, il a été jugé plus pertinent, pour faciliter l'interprétation des résultats, que les moyennes et écarts-types rapportés dans les tableaux et figures correspondent aux variables non transformées.

Objectif 1 : Évaluation de la validité de construit des deux tests

Pour les deux tests, les variables EMG d'intérêt (test de réflexe : *LatenceSD*, *LatenceAGLR*, *AmpR_{pic}*, *Amp_{pic}*; TFF : *NFMI_p*, *NOND_p*, *EMG_{VAR}*, *P_{ALT}*), ainsi que les valeurs prédites (*PForce* et *PTlim*) avec le TFF ont été comparées entre les deux statuts (sains, lombalgiques) et entre les sexes, à l'aide d'une ANCOVA à deux voies (2 STATUT \times 2 SEXE) en ajustant pour les covariables qui auront été identifiées pour chacun des tests (détails dans section résultats), c'est-à-dire qui se sont avérées significativement différentes entre les statuts et les sexes.

Si des différences entre sujets sains et lombalgiques sont observées, une analyse de régression logistique permettra de développer une équation de prédiction, pour chacun des tests, dans le but de différencier les deux groupes.

Objectif 2 : Validation croisée des équations de prédiction de la force maximale et de l'endurance absolue développées dans le projet antérieur (TFF).

Les mesures de performances maximales (*Force* et *Tlim*) et les valeurs prédites (*PForce* et *PTlim*) avec les équations de régression ont été comparées avec un test-t pour données paires. Les erreurs de prédiction ont aussi été quantifiées. Ces analyses n'ont été faites que chez les sujets sains, car les mesures de performance maximale ne doivent en aucun cas être invalidées par certains facteurs psychologiques (peur de se blesser, kinésiophobie, etc.) associés aux lombalgies chroniques (Hirsch *et al.* 1991; Vlaeyen and Linton 2000).

Objectif 3 : Étude de l'association entre les principales variables obtenues dans les deux tests et certaines variables cliniques d'intérêt.

Chez les sujets lombalgiques, des corrélations de Pearson ont été réalisées entre les variables EMG des deux tests, ainsi que les variables mécaniques prédites dans le TFF (*PForce* et *PTlim*),

et les variables cliniques de kinésiophobie, dramatisation de la douleur, perception de la capacité fonctionnelle et intensité de la douleur.

4. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Pour chaque analyse et test (réflexe et endurance), les résultats sont immédiatement interprétés (discutés) afin de faciliter la compréhension, notamment lorsque les résultats d'une étape d'analyse doivent être pris en compte pour les étapes subséquentes. Cela permet de mieux suivre et comprendre les interprétations spécifiques à chaque étape. Une courte discussion générale sera ensuite reprise à la section 4, afin d'évaluer dans son ensemble la signification des résultats de la présente étude.

4.1 Test de réflexe

Les caractéristiques démographiques et anthropométriques des sujets ayant réalisé le test de réflexe, ainsi que leurs scores aux différents questionnaires, sont présentés au **Tableau B-1** (Annexe B). Sans surprise, plusieurs différences entre les sexes ont été observées, en ce qui a trait à l'anthropométrie (taille, masse). Les réponses aux différents questionnaires remplis par les sujets lombalgiques se sont avérées équivalentes entre les sexes, en ce qui a trait à l'intensité de la douleur et RDQ, alors que les hommes démontraient plus de kinésiophobie (TSK) et de dramatisation par rapport à la douleur (PCS) que les femmes.

4.1.1 Évaluation de la présence de variables confondantes potentielles

Les sujets sains étaient plus forts que les sujets lombalgiques, alors que les hommes étaient sans surprise plus forts que les femmes (**Tableau B-1**), ce qui a des implications dans l'interprétation des variables EMG (discuté plus loin). Afin de connaître la relation entre les différentes variables impliquées (préactivation, cinématique du tronc, réponses réflexes), un tableau résumant les corrélations entre ces variables est disponible à l'annexe B (**Tableau B-2**).

La préactivation des muscles du tronc (*NRMSref* et *NRMSmax*) a été comparée entre les groupes (2 STATUT × 2 SEXE) avec une ANOVA (**Tableau B-3**, Annexe B). Les sujets lombalgiques ont préactivé davantage leurs muscles dorsaux (exemple à L3, **Figure 2A**), alors qu'aucune différence n'est apparue entre les sexes. Toujours en ce qui a trait aux muscles dorsaux, les résultats statistiques étaient similaires pour les deux variables *NRMSref* et *NRMSmax*. Les corrélations de Pearson entre *NRMSref* et *NRMSmax*, toutes statistiquement significatives, variaient entre 0,33 et 0,59 dépendant du site d'électrodes. Les hommes et les femmes ont préactivé leurs muscles dorsaux et abdominaux de façon similaire selon les deux variables (*NRMSref* et *NRMSmax*). Conséquemment, les résultats du **Tableau B-3** nous permettent de conclure que seule la préactivation des muscles dorsaux a le potentiel d'affecter les différences entre groupes, en ce qui concerne la cinématique du tronc et les réponses réflexes. Ces résultats sont uniques dans la littérature actuelle. D'ailleurs, une étude récente conclut qu'il devient impératif de vérifier la présence possible de cette variable confondante potentielle (Lee *et al.* 2007). Des corrélations ont été effectuées entre la préactivation des six groupes musculaires investigués et les variables psychologiques associées à la douleur (VAS, TSK, PCS), recueillies chez les sujets lombalgiques (n = 27), afin d'essayer d'expliquer la hausse de l'activation chez les sujets lombalgiques. VAS était significativement corrélée avec *NRMSref* à L3 (r = -0.40) et

PCS avec $NRMS_{ref}$ à L5 ($r = -0.43$), L3 ($r = -0.52$) et T10 ($r = -0.41$), ce qui peut suggérer des hypothèses d'explication. En ce qui a trait aux muscles abdominaux, aucune corrélation n'était significative, ce qui pouvait être attendu, considérant que les effets possibles de la peur sur leur activation étaient possiblement annulés par la rétroaction EMG. Pour les muscles dorsaux, aucune corrélation n'a été obtenue entre les variables psychologiques associées à la douleur (VAS, TSK, PCS) et la variable $NRMS_{max}$, ce qui jette un doute sur les résultats rapportés plus haut avec $NRMS_{ref}$. En fait, une hypothèse alternative, qui pourrait expliquer la plus grande préactivation des muscles dorsaux chez les sujets lombalgiques, serait qu'ils sont tout simplement plus faibles, tel que le suggèrent les résultats de la variable $Force$. Si tel est le cas, ceci impliquerait que la pré charge, qui était en quelque sorte déterminée en fonction du gabarit du sujet, pourrait représenter une charge relative plus élevée pour eux, ce qui en retour augmenterait leur préactivation. Bien entendu, tout ceci sous-tend que les sujets lombalgiques ont réellement fourni un effort maximal. Des corrélations ont été réalisées entre $Force$ et VAS, TSK et PCS et toutes sont demeurées non significatives (r variant entre -0.12 et 0.07), ce qui suggère que cela pourrait être le cas.

Pour les muscles du dos, même si $NRMS_{ref}$ et $NRMS_{max}$ apparaissent donner approximativement les mêmes résultats, $NRMS_{max}$ semble représenter une meilleure covariable à utiliser dans les analyses subséquentes, car les corrélations avec les autres variables ($PosR_{150ms}$, $Latence$, $AmpR_{pic}$, Amp_{pic}) étaient plus élevées que pour $NRMS_{ref}$. En effet, la direction de ces corrélations (**Tableau B-2**) correspond à la relation entre le niveau de préactivation, la cinématique du tronc et les réponses réflexes (Vera-Garcia et al., 2006) et supporte ainsi la validité de construit de $NRMS_{max}$ par rapport à $NRMS_{ref}$. Aussi, étant donné que la préactivation des muscles du dos était différente entre les sujets sains et lombalgiques, la variable $AmpR_{pic}$ serait biaisée, contrairement à Amp_{pic} , car le dénominateur de ce ratio est la préactivation.

Afin de comparer la cinématique du tronc ($PosR_{150ms}$) entre les groupes, une ANCOVA a été réalisée avec $NRMS_{max}$ à L3 (où l'effet le plus important a été observé) comme covariable. Les résultats de l'ANCOVA ont démontré que $NRMS_{max}$ était juste au-dessus du niveau de signification statistique ($P = 0,065$) alors que l'interaction STATUT×SEXE était significative ($P = 0,034$). Les analyses *a posteriori* (ANCOVAs séparées; covariable : $NRMS_{max}$ à L3) ont révélé un effet STATUT seulement chez les hommes (sujets sains > sujets lombalgiques) et un effet SEXE seulement chez les sujets lombalgiques (femmes > hommes), comme illustré à la **Figure 2B**. Ces résultats démontrent que l'ajustement des charges en fonction de la masse des segments tronc-tête ne s'est pas révélé suffisamment efficace pour créer une perturbation du tronc équivalente entre les sujets de sexes différents. Le fait de ne pas avoir considéré les caractéristiques inertielles de ces segments (moments d'inertie), lors de ce type de perturbation très soudaine (accélérations importantes), peut expliquer ces résultats. Cependant, vous constaterez que la covariable $PosR_{150ms}$ n'est jamais ressortie significative dans les analyses subséquentes (prochaine section), ce qui suggère que le contrôle de cette variable était tout de même suffisant pour éviter son influence sur les réponses réflexes. Nous recommandons tout de même un ajustement plus fin de la charge, afin de considérer les accélérations angulaires impliquées (et maintenant mieux connues) lors de ce test.

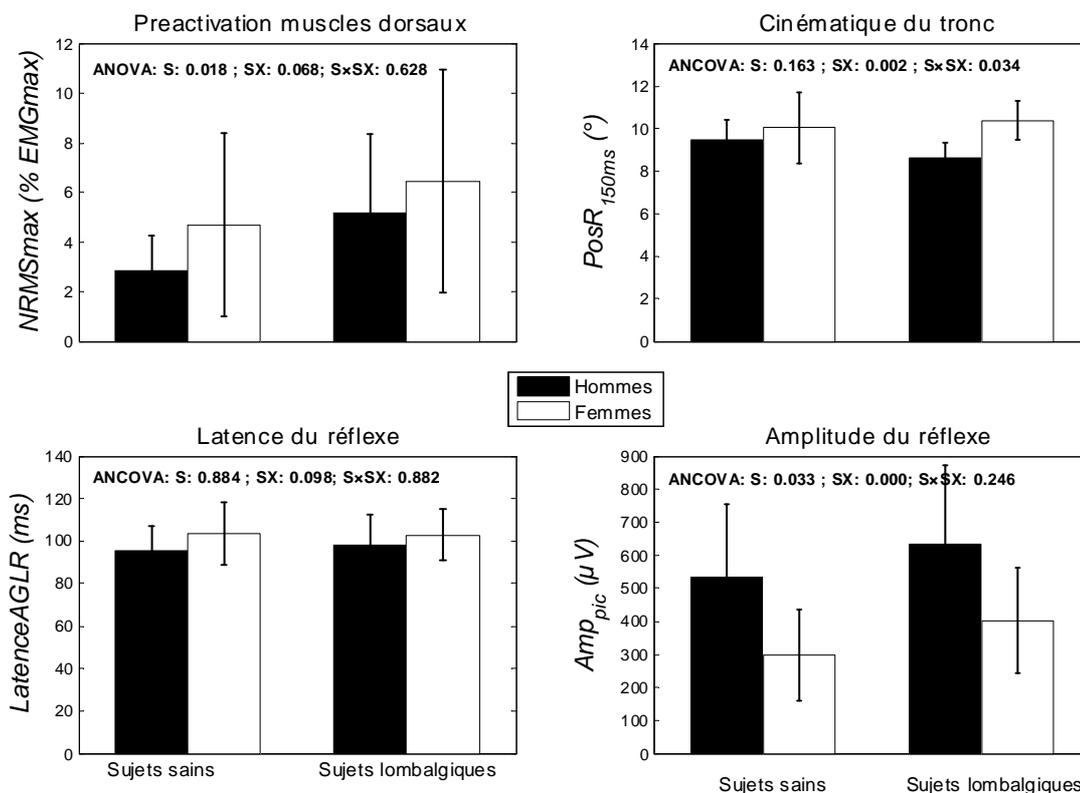


Figure 2 Valeurs moyennes (les barres verticales représentent les écart-types) correspondant aux différents sous-groupes (sujets sains et lombalgiques, hommes et femmes) pour différentes variables associées au test de réflexes

(A) préactivation à L3 (variable NRMSmax), (B) angle du tronc 150 ms après la perturbation (PosR_{150ms}), (C) latence du réflexe à L3 (selon la méthode « approximated generalized likelihood-ratio » – AGLR) and (D) amplitude du réflexe à L3 (variable Amp_{pic}). Les résultats statistiques (valeurs P) correspondent aux effets principaux (S = STATUT; SX: SEXE) et à leur interaction (S×SX: STATUT × SEXE) sont présentés dans la partie supérieure de chaque graphique.

4.1.2 Mesures principales

Afin de comparer les réponses réflexes (*Latence*, *Amp_{pic}*) entre les différents groupes, des ANOVAs à 2 voies (2 STATUT × 2 SEXE) ont été réalisées, de même que des ANCOVAs en ajustant pour les variables qui se sont avérées significativement différentes entre certains groupes dans les analyses précédentes, soit NRMSmax (au même site d'électrode) et PosR_{150ms}. Ceci a permis de mettre en lumière l'importance de considérer les variables confondantes potentielles. Dans toutes les analyses, aucune interaction n'était significative, alors seuls les effets principaux seront discutés ici.

En ce qui concerne la latence des réponses réflexes, les deux méthodes de détection ont mené à des résultats statistiques très ressemblants (**Tableau B-4**). La **Figure 2C** présente les résultats à L3 pour la *LatenceAGLR*. Les ANOVAs ont révélé un effet SEXE à T10 (pas d'effet STATUT), qui a disparu avec l'ANCOVA. Aucune différence entre groupes n'a été obtenue avec les ANCOVAs qui ajustent pour *NRMSmax* et *PosR_{150ms}*. Avec ces ANCOVAs, seule la covariable *NRMSmax* était statistiquement significative, mais dans une plus grande mesure pour *LatenceSD* (L5, L3 et L1) que pour *LatenceAGLR* (à L5 seulement).

En ce qui a trait aux amplitudes des réponses réflexes, une covariable additionnelle (IMC) fut considérée pour analyser *Amp_{pic}* car contrairement à *AmpR_{pic}*, cette variable ne tient pas compte de l'atténuation de l'amplitude EMG due aux tissus séparant l'électrode du muscle (tissus cutanés et adipeux). L'IMC a été utilisée à cet effet (approximation) étant donné que les mesures de plis cutanés sont parfois difficiles à obtenir (Nordander, 2003). *Amp_{pic}* et *AmpR_{pic}* ont mené à des résultats différents (**Tableau B-5**). Les résultats correspondant à *Amp_{pic}* au niveau L3 sont présentés à la **Figure 2D**. Pour *AmpR_{pic}*, les ANCOVAs ont démontré un effet significatif de plus que les ANOVAs (effet STATUT à L1), la covariable *NRMSmax* étant statistiquement significative dans tous les cas, à l'exception de L3 ($P = 0.081$). Pour *Amp_{pic}*, le rôle de cette covariable n'était apparemment pas aussi important comme le suggèrent les valeurs P plus élevées et non significatives (résultats similaires sans considérer la covariable IMC), ce qui est cohérent avec le fait que *Amp_{pic}* n'est pas biaisée par le niveau de préactivation. En fait, ajuster pour *NRMSmax* n'a changé que très peu les effets principaux comparativement aux ANOVAs. Plus spécifiquement, les sujets lombalgiques ont montré des amplitudes de réflexes plus élevées que chez les sujets sains à L3. Aussi, les hommes ont obtenu de plus grandes amplitudes de réflexe que les femmes à L5, L3 et L1, bien que l'ANCOVA ait été juste en-dessous du niveau de signification statistique ($P = 0.063$) à L1.

L'augmentation de l'amplitude du réflexe à L3 chez les sujets lombalgiques est demeurée la même peu importe la variable (*Amp_{pic}* et *AmpR_{pic}*) et le type d'analyse statistique (ANOVA et ANCOVA), ce qui tend à confirmer ce résultat. Cela pourrait s'expliquer par un besoin de compenser pour une perte de stabilité lombaire causée par une lésion d'une structure passive. En effet, étant donné que la stabilité (ou rigidité – « stiffness ») lombaire dépend de sa rigidité intrinsèque (rigidité musculaire et des tissus passifs) et des réponses réflexes (Davarani *et al.* 2007), une augmentation de l'amplitude réflexe et de la rigidité musculaire (via la préactivation) pourraient compenser ici pour une rigidité insuffisante des tissus passifs. Cela supporterait certaines études (Cholewicki *et al.* 2000; Davarani *et al.* 2007). Dans la présente étude, la cocontraction des muscles abdominaux ne semble pas avoir participé à « rigidifier » la colonne lombaire, car cette variable était contrôlée par rétroaction EMG des muscles abdominaux. Cependant, nous ne pouvons pas exclure la participation des muscles plus profonds. La plus grande préactivation des muscles dorsaux semble être associée à un biais méthodologique lié à la faiblesse des muscles dorsaux chez les sujets lombalgiques. Cependant, il apparaît que cette plus grande préactivation n'est pas été suffisante et qu'une augmentation de l'amplitude réflexe ait été nécessaire pour assurer une bonne stabilité lombaire.

L'absence d'effet STATUT pour les latences est en désaccord avec quelques études ayant démontré une latence retardée chez des sujets lombalgiques (Magnusson *et al.* 1996; Radebold *et al.* 2000; Reeves *et al.* 2005) et en accord avec une autre (Leinonen *et al.* 2001). Cependant, différents protocoles ont été considérés pour étudier les réponses réflexes des muscles dorsaux,

en utilisant un chargement (Leinonen *et al.* 2001; Magnusson *et al.* 1996) ou un déchargement (Radebold *et al.* 2000; Reeves *et al.* 2005) soudain, en transmettant la charge dans les mains (Leinonen *et al.* 2001; Magnusson *et al.* 1996) ou directement sur le tronc (Radebold *et al.* 2000; Reeves *et al.* 2005), et avec les membres inférieurs et le bassin plus (Radebold *et al.* 2000; Reeves *et al.* 2005) ou moins (Leinonen *et al.* 2001; Magnusson *et al.* 1996) stabilisés. Ces différentes conditions de perturbation mènent à un plus ou moins grand contrôle des différentes sources potentielles de variation des réponses réflexes. Plus encore, la transmission de la charge par les mains ou par le tronc peut impliquer des mécanismes réflexes complètement différents. Jusqu'à maintenant, une telle comparaison entre groupes n'avait jamais été réalisée en utilisant une charge soudaine appliquée directement sur le tronc et où les membres inférieurs et le bassin étaient stabilisés.

Un autre élément d'importance pouvant expliquer nos résultats divergents par rapport à la littérature est à l'effet que le contrôle de la préactivation des muscles abdominaux, à l'aide d'une rétroaction biologique, n'avait jamais été considéré auparavant. Il est possible que les sujets lombalgiques des autres études aient inconsciemment fait augmenter la cocontraction de leurs muscles abdominaux, comme cela est parfois le cas chez cette clientèle (van Dieen *et al.* 2003). Cela pourrait alors avoir eu comme effet de «rigidifier» la colonne vertébrale lombaire (Vera-Garcia *et al.* 2006), ce qui en retour réduirait le mouvement du tronc (Vera-Garcia *et al.* 2006) et finalement réduirait la fréquence et l'amplitude de ces réponses (Stokes *et al.* 2000; Vera-Garcia *et al.* 2006) et retarderait leur occurrence (Vera-Garcia *et al.* 2006). Dans la présente étude, aucune différence n'a été notée entre les groupes pour les muscles abdominaux. Pour clarifier la situation, il serait nécessaire d'évaluer si l'utilisation ou non de la rétroaction EMG des abdominaux influence les résultats obtenus chez les sujets lombalgiques.

En ce qui a trait à l'effet SEXE, aucune différence n'a été observée pour la latence, mais l'amplitude réflexe a été significativement plus petite (à L5, L3 et L1) chez les femmes. La seule étude ayant évalué l'effet du sexe sur ces variables, et cela pour les muscles du dos (Wilder *et al.* 1996), a obtenu de plus longues latences et de plus petites amplitudes réflexes chez les femmes, ce qui est partiellement en accord avec la présente étude. La littérature sur ce sujet donne des résultats variés avec parfois des résultats opposés (latences plus courtes et amplitudes plus élevées chez les femmes) pour les muscles de la mâchoire (Peddireddy *et al.* 2006; van Selms *et al.* 2005), alors qu'aucun effet n'a été observé pour le triceps sural (Blackburn *et al.* 2008) et le quadriceps (Moore *et al.* 2002). Est-ce que la plus grande amplitude réflexe observée ici chez les femmes compense pour une plus petite rigidité intrinsèque? Étant donné que la rigidité musculaire apparaît être comparable (selon $NRMS_{ref}$ et $NRMS_{max}$), la rigidité des tissus passifs (comprenant la rigidité musculaire passive) serait en cause. Une étude a évalué cette rigidité dans différentes directions de mouvements passifs de la région lombaire (flexion, extension, flexions latérales gauche et droite, rotation gauche et droite) et différentes conditions (normale, en retenant la respiration, ceinture lombaire) (McGill, 1994). Cependant, bien que des différences entre les sexes aient été obtenues dans différentes conditions, aucune différence n'a été observée dans la condition correspondant à la présente étude (flexion, condition normale). Nous ne sommes donc pas en mesure d'expliquer ces différences d'amplitude réflexe entre les sexes.

Les méthodes de détection de l'activité réflexe n'ont pas été comparées directement, car les ANCOVAs ne sont pas possibles lorsque l'un des facteurs est à mesures répétées, ce qui aurait été le cas ici. Cependant, à l'exception d'un seul cas, les corrélations entre *Latence* et *NRMS*

(Annexe B, **Tableau B-2**) n'étaient significatives que lorsque la méthode traditionnelle (*LatenceSD*) était utilisée (r variant entre 0.30 et 0.39), ce qui supporte les résultats antérieurs démontrant que la méthode statistique (*LatenceAGLR*) est plus indépendante de l'activation de base (Lee *et al.* 2007).

Il est possible que la quasi-absence de différences significatives en ce qui a trait à l'effet STATUT puisse s'expliquer par des réponses réflexes inégales entre les patients, notamment si les réponses réflexes sont influencées par la douleur ou d'autres variables associées à la douleur (TSK, PCS). Or, les corrélations entre les questionnaires (VAS, TSK, PCS, RDQ) et les réponses réflexes (*LatenceSD*, *LatenceAGLR*, $AmpR_{pic}$ et Amp_{pic} à L5, L3, L1 et T10; $n = 64$ corrélations) n'ont révélé que trois associations statistiquement significatives (VAS vs *LatenceAGLR* à T10: $r = -0.47$; TSK vs $AmpR_{pic}$ à L3: $r = 0.40$; RDQ vs *LatenceAGLR* à T10: $r = -0.44$), ce qui ne supporte pas beaucoup cette hypothèse. D'autres études ont fait des corrélations entre *Latence* et VAS (Leinonen *et al.* 2003; Radebold *et al.* 2000), RDQ (Radebold *et al.* 2000), une autre mesure de perception de la capacité fonctionnelle (questionnaire Oswestry) (Leinonen *et al.* 2003), et la dépression (Leinonen *et al.* 2003), mais aucune corrélation significative n'a été obtenue. Ces réponses réflexes peuvent donc être considérées comme des mesures physiologiques objectives de la condition des patients. Cependant, cette qualité métrique ne prendrait tout son sens que si elle était plus sensible à la présence d'une lombalgie chronique.

4.1.3 Portée et limites des résultats

La principale force de la présente étude réside dans l'effort mis de l'avant pour contrôler *a priori* plusieurs variables confondantes qui n'avaient pas été considérées dans plusieurs études antérieures, notamment en ce qui a trait à la charge utilisée pour provoquer la perturbation et en ce qui concerne la préactivation des muscles du tronc. Les analyses statistiques (ANCOVAs) ont ensuite été utilisées pour contrôler, *a posteriori*, les variables confondantes résiduelles. La principale lacune de cette étude concerne le nombre limité de sujets, considérant les analyses en fonction du sexe et des sous-groupes (division selon les variables cliniques), les corrélations impliquant les sujets lombalgiques qui n'étaient que 27, et les ANCOVAs qui demandaient des degrés de liberté supplémentaires, réduisant ainsi la puissance statistique. Cependant, cette situation est inhérente à la nature de l'aide financière obtenue, qui avait pour objectif de faire une étude pilote de qualité devant mener à une demande de fonds plus importante. Les présents résultats se limitent aux conditions expérimentales utilisées pour perturber le tronc. En d'autres mots, ils ne s'appliquent pas nécessairement à un mode de perturbation du tronc passant par une charge appliquée sur les mains (manutention de charge, transfert de patients) et où il n'y a pas de stabilisation externe du bassin et des membres inférieurs. Ils ne s'apparentent peut-être pas non plus à une perturbation dans une autre direction (latérale, vers l'arrière). Les mécanismes réflexes peuvent être très différents dans ces conditions.

Les résultats de cette étude (différence entre les sexes pour la variable $PosR_{150ms}$) démontrent que l'ajustement de la charge appliquée sur le tronc, de manière à éliminer les différences individuelles dues à la masse du tronc et de la tête, pourrait être amélioré en considérant les propriétés inertielles de ces segments (moments d'inertie), car les perturbations font intervenir des accélérations importantes. Cependant, bien que cela permettrait de mieux comparer les individus de gabarits différents, il reste que cela ne permet pas d'assurer une préactivation des muscles dorsaux qui est comparable entre des sujets sains et des sujets lombalgiques présentant

une faiblesse musculaire, comme le suggèrent les résultats. Seul un contrôle *a posteriori* de ce biais (ANCOVA) est donc possible pour régler ce problème, ce qui représente une limite pour le suivi individuel des patients et nous confine à l'analyse de groupes d'individus. Bien que les résultats non significatifs portant sur l'effet STATUT permettent maintenant de poser un regard plus critique sur les résultats obtenus dans la littérature, ces résultats ne permettent pas d'en expliquer les raisons. Est-ce dû au fait que notre échantillon de sujets lombalgiques ne présentait pas ce type de déficience ou bien est-ce dû à notre protocole de mesure qui permettrait un meilleur contrôle des variables confondantes? Comme mentionné plus tôt, il serait nécessaire d'évaluer si l'utilisation ou non de la rétroaction EMG des muscles abdominaux influence les résultats obtenus chez des sujets lombalgiques, qui préactiveraient ces muscles lors de ce type de test.

4.2 Test de fatigue fonctionnel

Des analyses corrélationnelles préliminaires réalisées chez les 27 sujets lombalgiques ont révélé des associations significatives entre différentes variables EMG et les variables cliniques (voir section 3.2.3 et **Tableau C-1**, Annexe C), ce qui nous a menés à évaluer la possibilité de la présence de sous-groupes cliniques. Pour ce faire, pour chaque sexe, les patients ont donc été divisés en deux sous-groupes égaux à l'aide de la médiane des scores des variables cliniques (pour les hommes et les femmes respectivement : VAS : 2,9 et 1,9 cm, RDQ : 27 et 12,5 %, TSK : 48 et 37/68, PCS : 27 et 14/52). Pour chaque sous-groupe de sujets, nous retrouvons ainsi un nombre équivalent d'hommes et de femmes.

Les caractéristiques démographiques et anthropométriques des sujets ayant réalisé le TFF, ainsi que leurs scores aux différents questionnaires, sont présentés au **Tableau C-2** (Annexe C). Les résultats sont pratiquement les mêmes que pour le test de réflexe, étant donné que seulement quelques sujets sont différents entre les deux échantillons de sujets. Les sujets sains et lombalgiques étaient comparables, en ce qui a trait à l'âge et aux caractéristiques physiques, alors que les hommes et les femmes se différençaient pour les variables physiques habituelles (taille, masse, %graisse, masse maigre). Lorsque les sujets lombalgiques étaient divisés en sous-groupes selon les quatre variables cliniques, aucune différence entre groupes ne s'est ajoutée à l'exception que les hommes étaient toujours plus âgés (4 ans de plus en moyenne, considérant que l'interaction STATUT \times GENRE était non significative) que les femmes.

4.2.1 Évaluation de la validité de construit

4.2.1.1 Variables mécaniques

Les sujets sains n'étaient pas significativement plus forts que les sujets lombalgiques (**Tableau C-3**, Annexe C), tel que mesuré directement (*Force*) ou prédit avec l'équation de régression (*PForce*), excepté lorsque les sujets lombalgiques étaient subdivisés selon RDQ. En effet, le sous-groupe avec RDQ élevé était moins fort que les sujets lombalgiques avec RDQ moindre et que les sujets sains. En général, cela n'était pas attendu étant donné que les sujets lombalgiques, même s'ils ne sont peut-être pas toujours plus faibles, ont souvent peur de produire une contraction maximale. D'autres études ont aussi obtenu des résultats non significatifs (Holmstrom *et al.* 1992; Roy *et al.* 1989; Thorstensson and Nilsson 1982) démontrant que la faiblesse musculaire ne caractérise pas toujours les sujets lombalgiques. La différence

significative obtenue pour *Force* lorsque les sujets lombalgiques étaient subdivisés selon RDQ supporte cette hypothèse. C'est sans surprise que les hommes se sont révélés plus forts que les femmes, tel qu'aussi observé pour ces deux variables (*Force* et *PForce*).

En ce qui a trait à l'endurance, les hommes sains étaient significativement plus endurants que les femmes saines (**Tableau C-3, Annexe C**), tel que mesuré directement (*Tlim*) ou prédit avec l'équation de régression (*PTlim*). Cela s'expliquerait par le fait que *Force* détermine en partie *Tlim*, tel que documenté antérieurement (Larivière *et al.* 2006a). Étant donné que les hommes sont plus forts, la charge relative imposée par le TFF est moins élevée que pour les femmes. Comme pour *Force* et *PForce*, aucun effet STATUT n'a été observé pour *PTlim*, excepté lorsque les sujets lombalgiques étaient subdivisés selon PCS, où le sous-groupe avec PCS élevé était moins endurant que les sujets lombalgiques avec PCS moindre (**Figure 3**). De plus, cet effet persistait même après avoir ajusté pour VAS dans une ANCOVA, ce qui suggère que la dramatisation n'opère pas ici en fonction de l'intensité de la douleur, lors de la session d'expérimentation. Encore ici, il y a évidence de la présence d'un sous-groupe clinique. Étant donné que *Force* est équivalent entre ces trois groupes (sous-groupes lombalgiques en fonction de PCS), il apparaît que c'est l'endurance relative qui fait défaut chez le sous-groupe avec PCS élevé car *Tlim* dépend de *Force* et de l'endurance relative (Larivière *et al.* 2006a). En fait, il est probable que ce ne sont pas tous les sujets lombalgiques qui présentent une altération de leur composition musculaire, selon les études contradictoires à ce sujet (Crossman *et al.* 2004; Mannion *et al.* 1997b). Crossman *et al.* (2004) proposent d'ailleurs que cela pourrait dépendre s'ils sont des « avoiders » ou des « confronters », comme le décrit le modèle de peur-évitement (Vlaeyen and Linton 2000). D'ailleurs, une étude a démontré que les « avoiders » ont une fatigue plus accentuée que les « confronters » et que ces derniers sont comparables aux sujets normaux, selon leurs propres analyses spectrales (variable équivalente à *NFMip*) appliquées aux signaux recueillis à L4/L5, lors d'une contraction isométrique en extension (Biedermann *et al.* 1991). Les présents résultats de *PTlim* (et aussi des variables EMG; voir section suivante), supportent partiellement cette hypothèse. Cependant, ce n'est pas l'échelle de kinésiophobie (TSK), mais plutôt l'échelle de dramatisation de la douleur (PCS) qui a permis d'identifier ces sous-groupes ici. Ces deux concepts font tout de même partie du modèle de peur-évitement (Vlaeyen and Linton 2000). Cependant, il est aussi important de remarquer que le sous-groupe avec PCS moindre semble être plus endurant que les sujets sains. Bien que les statistiques n'appuient pas cette tendance, il est possible qu'un plus gros échantillon aurait permis de le faire. Dans cette éventualité, ces résultats appuieraient une autre hypothèse où deux sous-groupes de patients sont identifiés, soit le présent groupe qu'ils nomment « fear avoidance coping » et un autre qu'ils nomment « endurance coping » (Hasenbring *et al.* 2006). Contrairement aux « fear avoidance coping », ces derniers font plus d'activité physique et ce, malgré la douleur (Hasenbring *et al.* 2006), ce qui pourrait expliquer cette tendance à être plus endurants selon *PTlim*.

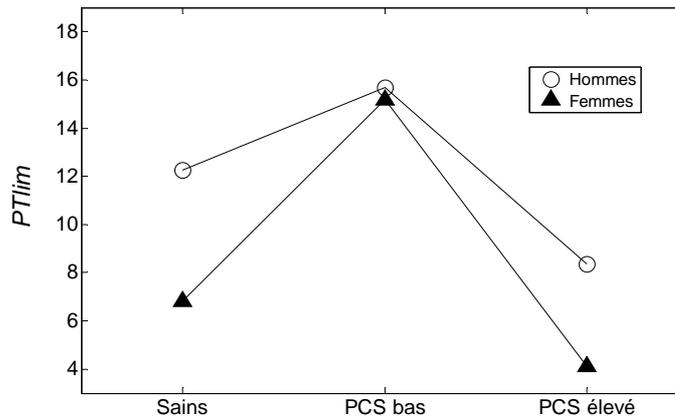


Figure 3 Prédiction du temps limite (*PTlim*) en fonction du sexe et de chaque groupe de sujets (sujets sains, sujets lombalgiques)

Dans cette figure, les sujets lombalgiques sont divisés en deux sous-groupes en fonction des scores de l'échelle de dramatisation de la douleur (PCS).

4.2.1.2 Variables EMG

Des analyses corrélationnelles préliminaires réalisées chez tous les sujets ont révélé des associations significatives entre certaines variables EMG ($NFMI_p$, EMG_{VAR}) et certaines variables pouvant être considérées comme des variables confondantes potentielles (âge, %Graisse). En fait, $NFMI_p-LI$ était corrélée avec %Graisse ($r = -0.29$; $P = 0.048$) et les variables EMG_{VAR} étaient corrélées avec âge ($r = -0.31$ à -0.42 ; $P = 0.031$ à 0.003). Des ANCOVAs (3 STATUT \times 2 SEXE) ont donc été menées dans ces cas précis, mais seuls les résultats correspondant aux variables EMG_{VAR} étaient influencés par la covariable (âge). Des ANOVAs conventionnelles ont donc été réalisées pour toutes les variables EMG, à l'exception des variables EMG_{VAR} où des ANCOVAs étaient considérées (covariable : âge).

Les analyses fréquentielles ont d'abord démontré un effet SEXE dans presque tous les cas pour les variables $NFMI_p$, $NOND3_p$, $NOND4_p$ et $NOND10_p-M4$, indiquant que les femmes se fatiguaient plus rapidement que les hommes (quelques exemples dans le **Tableau C-4**, Annexe C). Il est étonnant que seules les analyses réalisées sur le contenu en basses fréquences (ondelettes 3 et 4) aient démontré un effet SEXE, contrairement au contenu en hautes fréquences (ondelettes 8 à 10), où une seule variable a été capable de détecter cet effet. L'effet STATUT s'est révélé significatif surtout lorsque les sujets lombalgiques étaient divisés selon l'échelle PCS, principalement pour les variables $NFMI_p$, $NOND3_p$ et $NOND9_p$ (exemples les plus éloquentes dans le **Tableau C-4**, Annexe C et **Figure 4**) et pour quelques variables spécifiques à l'analyse du contenu en hautes fréquences ($NOND8_p-M4$, $NOND10_p-M4$). Encore ici, ces effets persistaient, même après avoir ajusté pour VAS dans une ANCOVA. Il y avait aussi quelques effets lorsque les sujets lombalgiques étaient divisés selon l'échelle VAS, principalement pour $NOND9_p$ (**Tableau C-4**, Annexe C) et pour quelques variables spécifiques à l'analyse du contenu en hautes fréquences ($NOND8_p-M4$, $NOND10_p-M4$). Ces variables sont de même nature et peuvent souvent être interprétées de la même façon. Les tests *a posteriori* ont révélé, dans la plupart des cas, une fatigue moins importante chez les sujets sains que chez les sujets

lombalgiques avec des indicateurs cliniques plus élevés selon PCS ou VAS (**Tableau C-4**, Annexe C; **Figure 4**). Dans plusieurs autres cas, ces derniers étaient aussi plus fatigués que les sujets lombalgiques avec des indicateurs cliniques moins élevés. Cela expliquerait d'ailleurs les résultats de la **Figure 3** portant sur *PTlim*. Cependant, lorsque PCS servait à diviser les sujets lombalgiques, il arrivait aussi que les sujets avec PCS moindre étaient moins fatigués que les sujets sains, un résultat encore une fois en accord avec le modèle explicatif comprenant deux sous-groupes : « fear avoidance coping » et « endurance coping » (Hasenbring *et al.* 2006).

Afin d'évaluer si les effets STATUT et SEXE s'expliquaient par une charge relative inégale entre les groupes générée lors du TFF, les analyses ont été reprises en ajustant pour *Force* (covariable) avec des ANCOVAs. Cependant, étant donné que *Force* pouvait ne pas être toujours valide chez les sujets lombalgiques, la masse maigre a aussi été considérée comme covariable alternative. En effet, la masse maigre est généralement corrélée avec *Force* pour le dos, comme observé antérieurement chez des hommes [$r = 0,57$, (Larivière *et al.* 2003b)] et par une autre étude chez les deux sexes [hommes : 0,67, femmes : 0,64, (Mannion *et al.* 1999)]. Dans la présente étude, bien que la corrélation avec *Force* était significative lorsque évaluée chez tous les sujets ($r = 0,41$, $P = 0,001$), elle était significative seulement chez les sujets sains ($r = 0,66$, $P = 0,000$), comparativement aux sujets lombalgiques ($r = 0,17$, $P = 0,383$). Ceci explique pourquoi nous avons répété les analyses avec les deux covariables (*Force* ou masse maigre) séparément. Cependant, les résultats statistiques étaient presque identiques dans ces deux cas de figure. Les résultats sont exprimés dans les tableaux C-3 à C5 (Annexe C) par un exposant (^F) indiquant quelles valeurs P étaient significatives après avoir ajusté pour *Force* (ou masse maigre) dans une ANCOVA. Ajuster pour *Force* ou la masse maigre dans les ANCOVAs appliquées sur les variables EMG du domaine fréquentiel a eu pour effet de faire disparaître l'effet SEXE dans tous les cas, excepté à L1. Il apparaît donc que l'explication donnée plus haut, en rapport avec la charge relative plus élevée chez les femmes, soit correcte en général. En ce qui a trait à l'effet STATUT, l'ajustement avec les covariables *Force* ou masse maigre ne changeait rien, ce qui est d'ailleurs en accord avec les résultats de *Force*, qui étaient équivalents entre les deux groupes. Le fait que l'effet SEXE persiste à L1 peut s'expliquer par l'utilisation de covariables plus ou moins discutables. Le même exercice a donc été fait chez les sujets sains seulement, afin que la meilleure covariable (*Force*) ne soit pas invalidée par la peur de la douleur et l'effet SEXE disparaissait dans tous les cas.

Les analyses dans le domaine temporel démontraient un effet SEXE dans un cas pour EMG_{VAR} (M6; **Tableau C-5**) et dans deux cas pour P_{ALT} (L5-L1 et L3-L1; **Tableau C-6**), d'autres cas ayant presque atteint le niveau de signification statistique. Ainsi, les hommes démontraient moins de variations d'amplitude dans les signaux EMG (EMG_{VAR}), mais plus d'alternance entre certains muscles (P_{ALT}) par rapport aux femmes (**Figure 5**). Cela pourrait s'expliquer par le fait que la charge relative imposée par le TFF est moins élevée chez les hommes que chez les femmes. En effet, il y a une corrélation négative ($r = -0,34$ à $-0,42$) entre EMG_{VAR} et *Force* et une corrélation positive ($r = 0,41$ à $0,51$), entre P_{ALT} et *Force* (Larivière *et al.* 2007) et il n'y a pas d'effet SEXE lorsque la charge relative est la même (Larivière *et al.* 2006b). Cependant, l'ajustement avec les covariables *Force* ou masse maigre (ANCOVAs) a permis de faire apparaître encore plus de différences significatives, ce qui suggère que l'hypothèse en rapport avec la charge relative ne tient pas. Cet effet serait donc expliqué par un facteur intrinsèque au sexe.

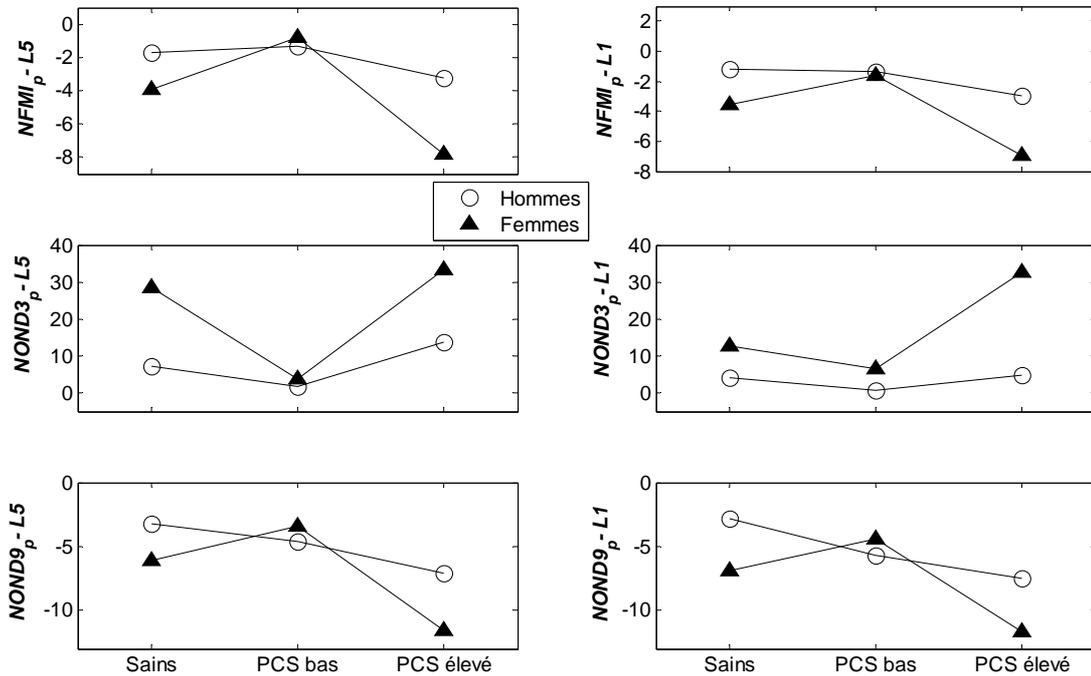


Figure 4 Moyennes des variables EMG issues des analyses réalisées dans le domaine fréquentiel ($NFMI_p$, $NOND3_p$ et $NOND9_p$) et correspondant aux sites d'électrodes L5 et L1

Les valeurs moyennes sont présentées pour chaque sexe et chaque groupe de sujets (sujets sains, sujets lombalgiques). Les sujets lombalgiques étaient divisés en deux sous-groupes en fonction des scores de l'échelle de dramatisation de la douleur (PCS).

L'effet STATUT, toujours pour les analyses dans le domaine temporel (EMG_{VAR} et P_{ALT}), était significatif dans presque tous les cas pour la variable EMG_{VAR} , c'est-à-dire peu importe la façon dont on divise les sujets lombalgiques, bien que les valeurs de probabilité étaient plus petites dans le cas de la division selon PCS (**Tableau C-5**, Annexe C). Pour ce qui est de P_{ALT} , l'effet STATUT n'était significatif que lorsque PCS servait à diviser les sujets lombalgiques (**Tableau C-6**, Annexe C) et une fois de plus, ces effets persistaient, même après avoir ajusté pour VAS ou pour *Force* (ou masse maigre) dans une ANCOVA. Si on n'interprète que les résultats avec la division selon PCS, les analyses *a posteriori* ont révélé que les sujets lombalgiques avec PCS moindre démontraient moins de variations d'amplitude dans les signaux EMG (EMG_{VAR}) que les deux autres groupes, mais plus d'alternance entre certains muscles (P_{ALT}) par rapport aux sujets sains seulement (**Figure 5**). Étant donné que les variables EMG_{VAR} et P_{ALT} ne sont pas (non significatif) ou peu ($r = -0,27$ à $-0,29$) corrélées entre elles, elles contiennent définitivement une information différente. Encore ici, il pourrait y avoir une relation avec le modèle explicatif (Hasenbring *et al.* 2006) comprenant deux sous-groupes (« fear avoidance coping » et « endurance coping »), mais cette relation reste à définir.

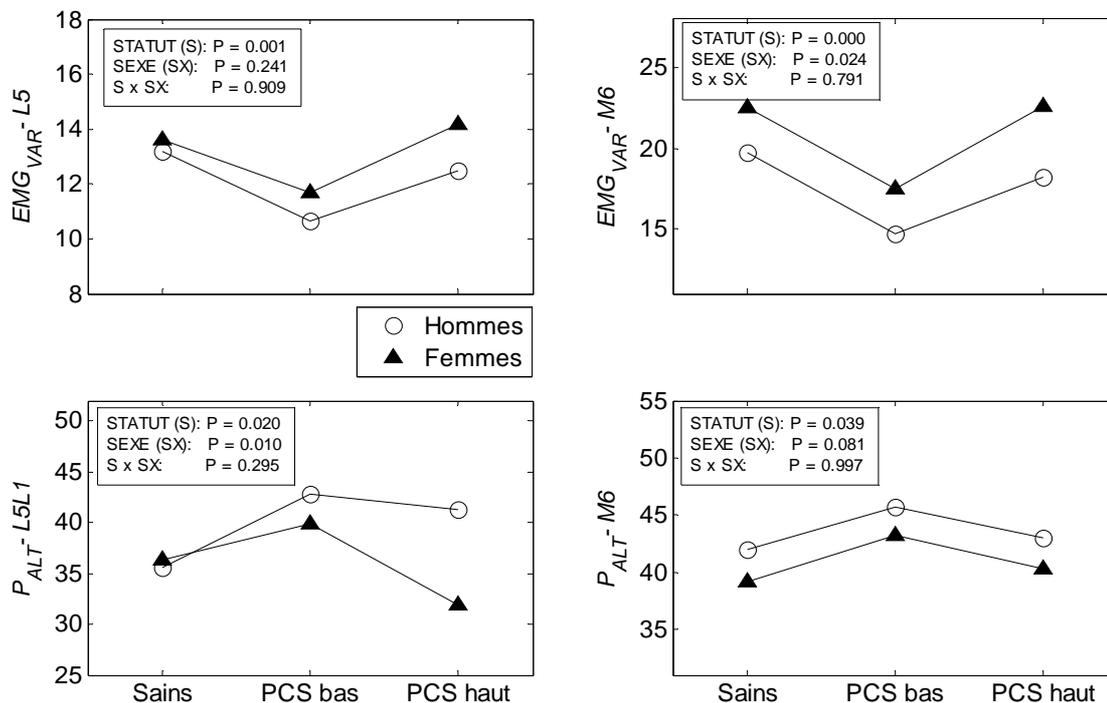


Figure 5 Moyennes des variables EMG issues des analyses réalisées dans le domaine temporel (EMG_{VAR} , P_{ALT})

Les valeurs moyennes sont présentées pour chaque sexe et chaque groupe de sujets (sujets sains, sujets lombalgiques). Les sujets lombalgiques étaient divisés en deux sous-groupes en fonction des scores de l'échelle de dramatisation de la douleur (PCS).

Pour vérifier le pouvoir discriminant du TFF, des analyses de régression logistique (en mode « Hierarchical Forward with Switching ») ont été réalisées, avec cinq variables EMG en entrée ($NFMI_p-M4$, $NOND3_p-M4$, $NOND9_p-M4$, EMG_{VAR-X6} , P_{ALT-X6}), soit celles qui ont démontré un effet STATUT (sans division des sujets lombalgiques), tout en éliminant celles qui contiennent la même information (corrélations > 0,90). Trois variables EMG (dans l'ordre : EMG_{VAR-X6} , $NOND9_p-M4$, P_{ALT-X6}) sont entrées dans le modèle final (test de Wald significatif pour chacune d'entre elles) et ont permis de bien classer 69 % des sujets (sensibilité : 68 %; spécificité : 70 %). Considérer d'autres variables (sexe, âge, taille, masse, IMC, %graisse, masse maigre) a fait changer les variables significatives (n = 5) entrées dans le modèle (dans l'ordre : EMG_{VAR-X6} , IMC, $NFMI_p-M4$, P_{ALT-X6} , âge), ce qui a permis de bien classer 85 % des sujets (sensibilité : 92 %; spécificité : 80 %). Le TFF a donc un certain potentiel pour discriminer les sujets en ce qui a trait à leurs réactions musculaires (fatigue, stratégies d'activation), lors du TFF.

En utilisant les mêmes variables EMG pour classer les sujets sains et les deux sous-groupes de sujets lombalgiques divisés à l'aide du PCS, trois variables (dans l'ordre : EMG_{VAR-X6} , $NFMI_p-M4$, P_{ALT-X6}) ont permis de classer correctement 65 % des sujets, soit, 50 % des sujets sains, 83 % des sujets lombalgiques avec PCS moindre et 85 % des sujets lombalgiques avec PCS élevé.

4.2.2 Validation croisée des équations de prédiction des variables mécaniques (Force, Tlim)

Dans la section précédente, les résultats de *Force* et *PForce* menaient aux mêmes conclusions en ce qui a trait aux comparaisons entre groupes (effets STATUT et SEXE); et les résultats de *Tlim* et *PTlim* menaient aux mêmes conclusions quant à la comparaison entre les sexes. Des comparaisons directes entre les valeurs mesurées et prédites devaient être réalisées pour évaluer la validité des estimations.

La comparaison entre les valeurs de *Force* et *PForce* (Test-t pour données pairées), réalisées chez les sujets sains ($n = 31$), a mené à une équivalence ($P = 0,146$), ce qui supporte encore l'équation de prédiction. Cependant, la corrélation (Pearson) entre ces valeurs de *Force* et *PForce* (31 sujets sains) s'est révélée non significative ($r = 0,06$; $P = 0,740$) et les erreurs de prédiction étaient importantes. En effet, l'erreur absolue moyenne était de 85 ± 89 Nm et l'erreur relative, exprimée en fonction de la moyenne des valeurs de *Force*, était de $29 \pm 24\%$.

La corrélation (Pearson) entre les valeurs de *Tlim* et *PTlim*, réalisée chez les sujets sains ($n = 31$), était relativement élevée ($r = 0,71$; $P = 0,000$). Cependant, la comparaison entre ces valeurs de *Tlim* et *PTlim* (Test-t pour données pairées) a mené à une différence significative ($P = 0,026$) et les erreurs de prédiction étaient relativement importantes. En effet, l'erreur absolue moyenne était de $5,7 \pm 6,4$ min, ce qui mène à une erreur relative de $40 \pm 21\%$.

Les résultats de cette validation croisée démontrent donc que les valeurs prédites *PForce* et *PTlim* semblent avoir une certaine validité en ce qui a trait à la comparaison entre des groupes de sujets, mais ne sont pas assez exactes sur une base individuelle.

4.2.3 Association entre les variables EMG et les variables cliniques

Les corrélations de Pearson entre les variables obtenues dans le TFF (variables EMG, *PForce* et *PTlim*) et les variables cliniques (VAS, TSK, PCS, RDQ), chez les sujets lombalgiques ($n = 27$), sont présentées dans le **Tableau C-1** (Annexe C). Quelques corrélations qui variaient entre $-0,39$ et $-0,47$ ont atteint la signification statistique, la plupart concernant la relation entre les variables EMG *NFMI_p-L5* ou *NOND_p-X4* correspondant aux hautes bandes de fréquences (ondelettes 8 à 10) et deux des variables cliniques (VAS, PCS). Plusieurs corrélations ont presque atteint le niveau de signification statistique, ce qui suggère qu'un nombre plus important de sujets aurait été souhaitable.

Étant donné le nombre de corrélations effectuées, il faut s'attendre à quelques cas où une erreur de type I se soit produit. Cependant, les résultats consistants obtenus pour les variables *NOND_p-X4* correspondant aux hautes bandes de fréquences (ondelettes 8 à 10) suggèrent que ce n'est pas le cas. De plus, les analyses réalisées en fonction des différents sous-groupes cliniques indiquent que ces corrélations étaient bien réelles. L'explication générale la plus probable de ces résultats passerait par le modèle de peur-évitement (Vlaeyen and Linton 2000), comme discuté dans la section 3.2.1. Il apparaîtrait donc, selon ce modèle, que certains sujets lombalgiques ayant des caractéristiques psychologiques spécifiques éviteraient le mouvement ou l'activité physique en général, ce qui mènerait à un déconditionnement physique et plus précisément ici, à une

diminution de l'endurance des muscles dorsaux. La plus grande fatigabilité des muscles dorsaux se manifesterait finalement dans les différents indices EMG.

4.2.4 Portée et limites des résultats

Les principales forces de cette étude concernent le test lui-même qui se veut indépendant de la motivation des sujets. En fait, les associations obtenues entre les variables mécaniques ou EMG et les variables cliniques apparaissent être indirectes, tel que discuté (modèle de peur-évitement ou modèle évitement-endurance). Comme pour le test de réflexe, nous avons aussi pris soin de mettre à l'épreuve les effets obtenus contre différentes variables confondantes potentielles. Cependant, considérant les analyses en fonction du sexe et des sous-groupes (division selon les variables cliniques), le nombre limité de sujets lombalgiques ne permet pas d'interpréter correctement ou de détecter les possibles interactions STATUT \times SEXE, notamment lorsque nous ajustons pour certaines covariables, ce qui réduit la puissance statistique. Bien que cela risque de ne pas être un problème pour les effets principaux, il faudrait possiblement doubler l'échantillon actuel, notamment pour les sujets lombalgiques, pour vérifier la présence ou non de ces interactions. Cependant, comme mentionné plus tôt, cette situation est inhérente à la nature de l'aide financière obtenue et les présents résultats justifieront sans contredit une demande de fonds pour compléter notre échantillon.

Les présents résultats démontrent clairement la validité de construit de ce test en ce qui a trait aux différences entre groupes. En effet, le TFF a mené à des différences entre sexes qui étaient attendues ainsi que des différences entre sujets sains et lombalgiques, notamment lorsque ces derniers étaient divisés en deux groupes, selon leurs scores sur une échelle de dramatisation de la douleur (PCS). Les sujets lombalgiques avec les scores les plus élevés à cette échelle démontreraient une plus grande fatigue musculaire, ce qui supporte un modèle théorique explicatif de la chronicité pour les maux de dos (modèle peur-évitement). À notre connaissance, il s'agit des premiers résultats qui mettent en relation des mesures de la physiologie des muscles du dos non dépendante de la motivation des sujets (mesures non dépendantes de performances maximales) et la dramatisation de la douleur. Ces résultats sont importants dans la littérature actuelle qui suggère, sur la base de mesures incomplètes de l'activité physique des sujets lombalgiques (mesures non spécifiques aux mouvements de la colonne lombaire), que le syndrome de déconditionnement physique n'existerait pas (Bousema *et al.* 2007). Au contraire, non seulement les résultats correspondant au groupe avec PCS élevé suggèrent le contraire, le groupe avec PCS moindre démontre des signes (indices EMG) d'endurance plus élevée que les sujets sains, ce qui supporterait un autre modèle, soit le modèle évitement-endurance (Hasenbring *et al.* 2006). Un autre résultat important est à l'effet que les variables EMG dérivées du TFF ont un certain pouvoir discriminant, selon les résultats des différents modèles de régression logistiques développés. Finalement, la validation croisée des équations de prédiction a démontré que les prédictions de la force et de l'endurance se sont révélées assez justes pour réaliser des comparaisons entre groupes, mais pas suffisamment précises sur une base individuelle. Ce résultat indique que ces estimations ont une plus grande valeur en recherche, où des groupes sont souvent comparés, qu'en clinique où l'intervention se centre sur l'individu. De toute façon, ce type de protocole est trop lourd pour être utilisé en clinique.

5. RETOMBÉES ÉVENTUELLES

Les retombées éventuelles concernent, à court et moyen terme, la recherche en ce qui a trait à la définition de groupes cliniques et l'étude des mécanismes d'action des interventions cliniques. Elles concernent aussi, à plus long terme cette fois-ci, la clinique en ce qui concerne à l'application des résultats de cette recherche. En effet, considérant les difficultés à identifier un diagnostic chez les sujets lombalgiques chroniques, ces tests pourraient éventuellement être utilisés 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.

6. CONCLUSION

Les deux tests de déficience lombaire utilisés dans ce projet se sont montrés sensibles aux différences entre sexes, ce qui supporte leur validité de construit. Cependant, seul le TFF s'est révélé sensible à la présence d'une lombalgie chronique, le test de réflexe ne présentant qu'un effet pour une variable et un site d'électrode spécifiques. Pour le test de réflexe, afin d'apporter un meilleur éclairage sur ces résultats, il faudrait identifier des patients démontrant une activité réflexe anormale avec un protocole comparable à ce qui est généralement fait et ensuite vérifier si les effets persistent avec le présent protocole, qui se veut plus rigoureux en ce qui a trait au contrôle des variables confondantes. Pour les deux tests, un échantillon plus important de sujets sera nécessaire pour évaluer la présence d'interactions entre le sexe et la présence d'une lombalgie et pour permettre d'ajuster pour certaines variables confondantes identifiées dans le présent projet.

7. IMPACT DU PROJET

Pour l'instant, ces résultats n'ont pas été présentés dans des conférences, ni publiés. Cependant, nous comptons présenter les résultats de chaque test (2 présentations) dans une conférence et prévoyons aussi réaliser au minimum deux publications.

Ce projet n'a pas permis de former des étudiants, ni fait l'objet d'un transfert de connaissance, car ces résultats ne se prêtent pas à ce genre d'exercice. Cependant, à la lumière des résultats de la présente étude, une suite des travaux est nécessaire pour chacun des tests, comme exprimé

dans la section précédente (conclusion). Ces travaux devront donc faire l'objet de nouvelles subventions de recherche. Une fois les développements requis complétés, ces tests permettront : (1) de suivre l'évolution des patients lors de la réadaptation, (2) de valider des modalités spécifiques d'intervention en réadaptation pour renverser les atteintes spécifiques identifiées et (3) de mieux se prononcer sur le retour au travail sécuritaire.

Différents programmes d'exercices, démontrent des effets cliniques (douleurs, incapacités) intéressants, comme par exemple certains programmes orientés sur l'entraînement en endurance des muscles du tronc ou les programmes d'exercices de stabilisation lombaire, pour ne nommer que quelques exemples. Cependant, aucun programme d'exercices ne semble meilleur que l'autre, ce qui laisse croire que les bienfaits de l'exercice se manifestent par les médiateurs psychologiques d'origine centrale. Or, certains essais cliniques plus récents démontrent que certains sous-groupes, formés sur la base de tests cliniques, répondent différemment à des programmes d'exercices, ce qui suggère que des mécanismes d'origine périphérique pourraient aussi être impliqués. L'étude de ces mécanismes et l'identification de sous-groupes encore plus spécifiques, qui répondent mieux ou moins bien à certains programmes d'exercices, requiert l'utilisation de mesures comme étudiées ici (réponses réflexes, force et endurance musculaires) et d'autres mesures comme la proprioception lombaire, les réponses préparatoires (feedforward) et la coordination musculaire et inter-segmentaire. Il serait ainsi possible de vérifier si un programme d'exercices d'endurance, nécessitant généralement plusieurs répétitions d'un mouvement, agit sur la douleur via le renforcement des muscles entourant la colonne vertébrale et/ou une proprioception ou des réponses réflexes améliorées, ce qui aurait un impact majeur sur les pratiques en réadaptation. Nous projetons d'étudier ces mécanismes, lors de ces deux programmes d'exercices (endurance, stabilité lombaire) prochainement, ce qui ferait suite, entre autres, à un projet portant sur les exercices d'endurance des muscles du dos (IRSST #099-330).

8. RÉFÉRENCES

- Adams, M. A., Mannion, A. F. and Dolan, P. (1999) Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine*, **24**, 2497-2505.
- Andersen, T. B., Essendrop, M. and Schibye, B. (2004) Movement of the upper body and muscle activity patterns following a rapidly applied load: the influence of pre-load alterations. *Eur.J.Appl.Physiol.*, **91**, 488-492.
- Biedermann, H. J., Shanks, G. L., Forrest, W. J. and Inglis, J. (1991) Power spectrum analyses of electromyographic activity. Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine*, **16**, 1179-1184.
- Biering-Sorensen, F. (1984) Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, **9**, 106-119.
- Blackburn, J. T., Padua, D. A. and Guskiewicz, K. M. (2008) Muscle stiffness and spinal stretch reflex sensitivity in the triceps surae. *J.Athl.Train.*, **43**, 29-36.
- Bluthner, R., Seidel, H. and Hinz, B. (2001) Examination of the myoelectric activity of back muscles during random vibration--methodical approach and first results. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, **16 Suppl 1**, S25-S30.
- Bousema, E. J., Verbunt, J. A., Seelen, H. A., Vlaeyen, J. W. and Knottnerus, J. A. (2007) Disuse and physical deconditioning in the first year after the onset of back pain. *Pain*, **130**, 279-286.
- 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.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K. and Goldberg, B. (2005) Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, **30**, 2614-2620.
- Cholewicki, J., Simons, A. P. D. and Radebold, A. (2000) Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, **33**, 1377-1385.

- 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.
- Crossman, K., Mahon, M., Watson, P. J., Oldham, J. A. and Cooper, R. G. (2004) Chronic low back pain-associated paraspinal muscle dysfunction is not the result of a constitutionally determined "adverse" fiber-type composition. *Spine*, **29**, 628-634.
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M. and Danneels, L. A. (2004) Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **14**, 333-342.
- Davarani, S. Z., Shirazi-Adl, A., Hemami, H., Mousavi, S. J. and Parnianpour, M. (2007) Dynamic iso-resistive trunk extension simulation: contributions of the intrinsic and reflexive mechanisms to spinal stability. *Technol.Health Care*, **15**, 415-431.
- de Leva, P. (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, **29**, 1223-1230.
- Elfving, B., Dederig, A. and Nemeth, G. (2003) Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, **18**, 619-630.
- Fallentin, N., Jorgensen, K. and Simonsen, E. B. (1993) Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, **67**, 335-341.
- Ferguson, S. A., Marras, W. S. and Burr, D. L. (2005) Differences among outcome measures in occupational low back pain. *J.Occup.Rehabil.*, **15**, 329-341.
- 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.
- French, D. J., Roach, P. and Mayes, S. (2002) Peur du mouvement chez les accidentés du travail: l'Échelle de Kinésiophobie de Tampa (EKT). *Revue canadienne des sciences du comportement*, **34**, 28-33.
- Fritz, J. M., Delitto, A. and Erhard, R. E. (2003) Comparison of classification-based physical therapy with therapy based on clinical practice guidelines for patients with acute low back pain: a randomized clinical trial. *Spine*, **28**, 1363-1371.
- Geisser, M. E., Haig, A. J., Wallbom, A. S. and Wiggert, E. A. (2004) Pain-Related Fear, Lumbar Flexion, and Dynamic EMG Among Persons With Chronic Musculoskeletal Low Back Pain. *Clin.J Pain*, **20**, 61-69.

- Geisser, M. E., Ranavaya, M., Haig, A. J., Roth, R. S., Zucker, R., Ambroz, C. and Caruso, M. (2005) A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J.Pain*, **6**, 711-726.
- Granata, K. P., Slota, G. P. and Bennett, B. C. (2004) Paraspinal muscle reflex dynamics. *J Biomech.*, **37**, 241-247.
- Hakansson, C. H. (1956) Conduction velocity and amplitude of the action potential as related to circumference in the isolated fibre of frog muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, **37**, 14-34.
- Hasenbring, M. I., Plaas, H., Fischbein, B. and Willburger, R. (2006) The relationship between activity and pain in patients 6 months after lumbar disc surgery: do pain-related coping modes act as moderator variables? *Eur J Pain*, **10**, 701-709.
- 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.
- Hildebrandt, V. H. (1995) Back pain in the working population: prevalence rates in Dutch trades and professions. *Ergonomics*, **38**, 1283-1298.
- 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 Bui, B. H. (1996) A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, **101**, 511-519.
- Hodges, P. W. and Richardson, C. A. (1996) Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, **21**, 2640-2650.
- Holmstrom, E., Moritz, U. and Andersson, M. (1992) Trunk muscle strength and back muscle endurance in construction workers with and without low back disorders. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **24**, 3-10.
- Hunter, S. K. and Enoka, R. M. (2003) Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans. *J Appl Physiol*, **94**, 108-118.
- Kouzaki, M., Shinohara, M., Masani, K., Kanehisa, H. and Fukunaga, T. (2002) Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *J Appl Physiol*, **93**, 675-684.
- Krajcarski, S. R., Potvin, J. R. and Chiang, J. (1999) The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion: effects of pre-load and step input magnitude. *Clinical Biomechanics*, **14**, 54-62.

- Kramer, M., Ebert, V., Kinzl, L., Dehner, C., Elbel, M. and Hartwig, E. (2005) Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, **86**, 31-36.
- Larivière, C. Étude de variables biomécaniques pour l'identification des déficiences lombaires. 1999. Université de Sherbrooke.
- Larivière, 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).
- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2001) Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **11**, 65-71.
- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2002) Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **12**, 135-146.
- Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2003a) Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 305-318.
- Larivière, C., Gravel, D., Gagnon, D. and Arsenault A.B. (2007) The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part II -validity and reliability of biomechanical correlates of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, doi: 10.1016/j.jelekin.2007.03.011.
- Larivière, C., Gravel, D., Gagnon, D., Arsenault, A. B., Loisel, P. and Lepage, Y. (2003b) Back strength cannot be predicted accurately from anthropometric measures in subjects with and without chronic low back pain. *Clin.Biomech.(Bristol, Avon.)*, **18**, 473-479.
- Larivière, 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.
- Lee, A. S., Cholewicki, J. and Peter, R. N. (2007) The effect of background muscle activity on computerized detection of sEMG onset and offset. *J.Biomech.*, **40**, 3521-3526.
- Leino, P., Aro, S. and Hasan, J. (1987) Trunk muscle function and low back disorders: a ten-year follow-up study. *Journal of Chronic Diseases*, **40**, 289-296.

- Leinonen, V., Kankaanpaa, M., Luukkonen, M., Hanninen, O., Airaksinen, O. and Taimela, S. (2001) Disc herniation-related back pain impairs feed-forward control of paraspinal muscles. *Spine*, **26**, E367-E372.
- Leinonen, V., Kankaanpaa, M., Luukkonen, M., Kansanen, M., Hanninen, O., Airaksinen, O. and Taimela, S. (2003) Lumbar Paraspinal Muscle Function, Perception of Lumbar Position, and Postural Control in Disc Herniation-Related Back Pain. *Spine*, **28**, 842-848.
- Liu, Y. K., Laborde, J. M. and Van Buskirk, W. C. (1971) Inertial properties of a segmented cadaver trunk: their implications in acceleration injuries. *Aerospace Medicine*, 650-657.
- Long, A., Donelson, R. and Fung, T. (2004) Does it matter which exercise? A randomized control trial of exercise for low back pain. *Spine*, **29**, 2593-2602.
- Luoto, S., Heliövaara, M., Hurri, H. and Alaranta, H. (1995) Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, **10**, 323-324.
- Magnusson, M. L., Aleksiev, A., Wilder, D. G., Pope, M. H., Spratt, K., Lee, S. H., Goel, V. K. and Weinstein, J. N. (1996) Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *European Spine Journal*, **5**, 23-35.
- Mannion, A. F., Adams, M. A., Cooper, R. G. and Dolan, P. (1999) Prediction of maximal back muscle strength from indices of body mass and fat-free body mass. *Rheumatology*, **38**, 652-655.
- 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., Junge, A., Taimela, S., Muntener, M., Lorenzo, K. and Dvorak, J. (2001) Active therapy for chronic low back pain: part 3. Factors influencing self-rated disability and its change following therapy. *Spine*, **26**, 920-929.
- Mannion, A. F., Weber, B. R., Dvorak, J., Grob, D. and Muntener, M. (1997b) Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *Journal of Orthopaedic Research*, **15**, 881-887.
- Marras, W. S., Ferguson, S. A., Gupta, P., Bose, S., Parnianpour, M., Kim, J. Y. and Crowell, R. R. (1999) The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation. *Spine*, **24**, 2091-2100.
- Mayer, T. G., Kondraske, G., Mooney, V., Carmichael, T. W. and Butsch, R. (1989) Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine*, **14**, 986-991.

- Moore, B. D., Drouin, J., Gansneder, B. M. and Shultz, S. J. (2002) The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females. *J Electromyogr.Kinesiol.*, **12**, 351-360.
- Moseley, G. L. and Hodges, P. W. (2005) Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? *Clin.J.Pain*, **21**, 323-329.
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K. and Hodges, P. W. (2004) Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*, **127**, 2339-2347.
- 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.
- Panjabi, M. M. (2003) Clinical spinal instability and low back pain. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 371-379.
- Panjabi, M. M. (2006) A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*, **15**, 668-676.
- Peddireddy, A., Wang, K., Svensson, P. and Arendt-Nielsen, L. (2006) Influence of age and gender on the jaw-stretch and blink reflexes. *Exp.Brain Res.*, **171**, 530-540.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M. and Patel, T. C. (2000) Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, **25**, 947-954.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J. and Milner, T. E. (2005) Muscle reflex classification of low-back pain. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **15**, 53-60.
- Roland, M. and Morris, R. (1983) A study of the natural history of back pain. Part I: Development of a baseline and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine*, **8**, 141-144.
- Roy, S. H., De Luca, C. J. and Casavant, D. A. (1989) Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, **14**, 992-1001.
- Spitzer, W. O., Leblanc, F. E. and Dupuis, M. (1987) Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. *Spine*, **12**, S1-S59.
- Stauder, G. H. (2001) Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test. *IEEE Trans.Biomed.Eng*, **48**, 1292-1305.

- Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M., Henry, S. M. and Badger, G. J. (2000) Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. *Spine*, **25**, 1957-1964.
- Sullivan, M. J. L., Bishop, S. R. and Pivik, J. The Pain Catastrophizing Scale: Development and validation. *Psychological Assessment* 7, 524-532. 1995.
- Thorstensson, A. and Carlson, H. (1987) Fibre types in human lumbar back muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, **131**, 195-202.
- Thorstensson, A. and Nilsson, J. (1982) Trunk muscle strength during constant velocity movements. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **14**, 61-68.
- van Dieen, J. H., Selen, L. P. and Cholewicki, J. (2003) Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **13**, 333-351.
- van Dieen, J. H., Vrieling, H. H. E. and Toussaint, H. M. (1993) An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology*, **66**, 70-75.
- van Selms, M. K., Wang, K., Lobbezoo, F., Svensson, P., Arendt-Nielsen, L. and Naeije, M. (2005) Effects of masticatory muscle fatigue without and with experimental pain on jaw-stretch reflexes in healthy men and women. *Clin. Neurophysiol.*, **116**, 1415-1423.
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H., Gray, J. R. and McGill, S. M. (2006) Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech (Bristol, Avon.)*, **21**, 443-455.
- Vlaeyen, J. W. S. and Linton, S. J. (2000) Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, **85**, 317-332.
- von Tscherner, V. (2000) Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 433-445.
- Watson, P. J., Booker, C. K. and Main, C. J. (1997) Evidence for the role of psychological factors in abnormal paraspinal activity in patients with chronic low back pain. *Journal of Musculoskeletal Pain*, **5**, 41-56.
- Wilder, D. G., Aleksiev, A. R., Magnusson, M. L., Pope, M. H., Spratt, K. F. and Goel, V. K. (1996) Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*, **21**, 2628-2639.

**ANNEXE A : ILLUSTRATION DES MONTAGES EXPÉRIMENTAUX, DES
SIGNAUX RECUEILLIS ET DES VARIABLES EMG DÉRIVÉES DE CHACUN
DES TESTS**

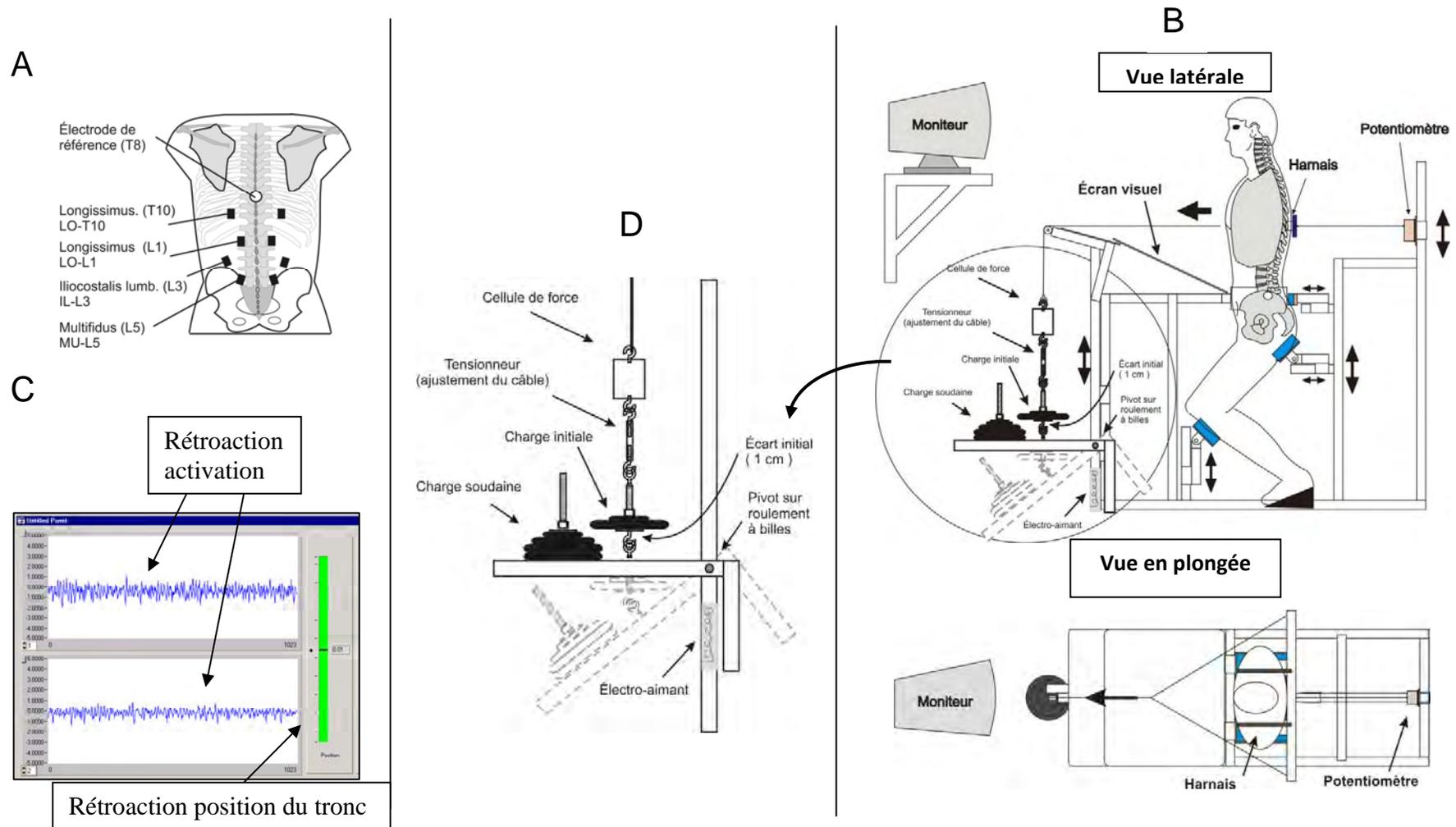


Figure A. 1 Montage expérimental du test de réflexe

(A) Positionnement des électrodes, (B) montage complet (vues latérale et en plongée), (C) rétroaction visuelle de l'activation des muscles abdominaux et de la position du tronc dans l'appareil, (D) dispositif de mise en charge soudaine avec électro-aimant. En B, la vue en plongée permet de voir que la charge est appliquée sur le tronc par le biais d'une barre placée derrière le sujet, ce qui élimine toute élasticité dans le système. En D, un écart de 1 cm peut être fait entre les deux crochets en ajustant la longueur du câble d'acier de sorte que lorsque l'électro-aimant est activé, la charge soudaine descend seulement de 1 cm.

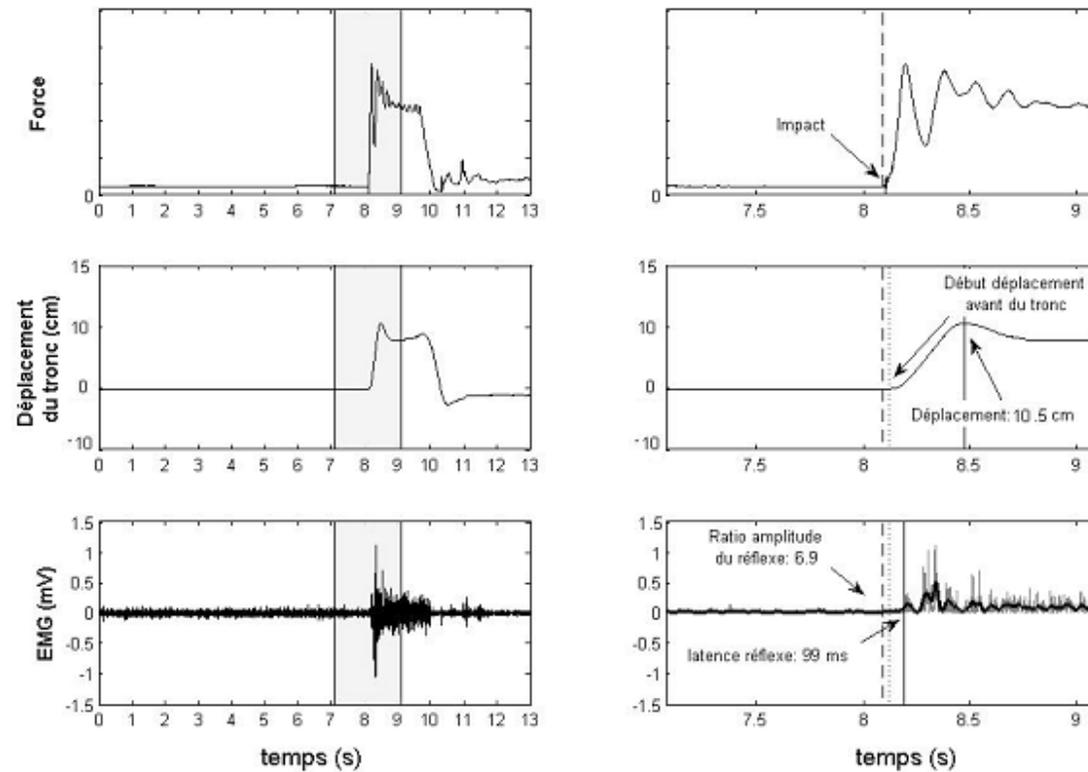


Figure A. 2 Procédure d'extraction des mesures obtenues avec le test de réflexe

Signaux (force, déplacement avant du tronc, EMG à une électrode) correspondant à un essai complet (à gauche) et identification des variables d'intérêt (à droite). La portion des signaux retenus à droite correspond à la zone grise identifiée à gauche. Les figures de droite permettent d'apprécier la séquence logique des événements, à savoir (1) l'occurrence de la secousse (en haut), qui occasionne le déplacement avant du tronc (au milieu) qui, à son tour, sollicite les réflexes spinaux (en bas).

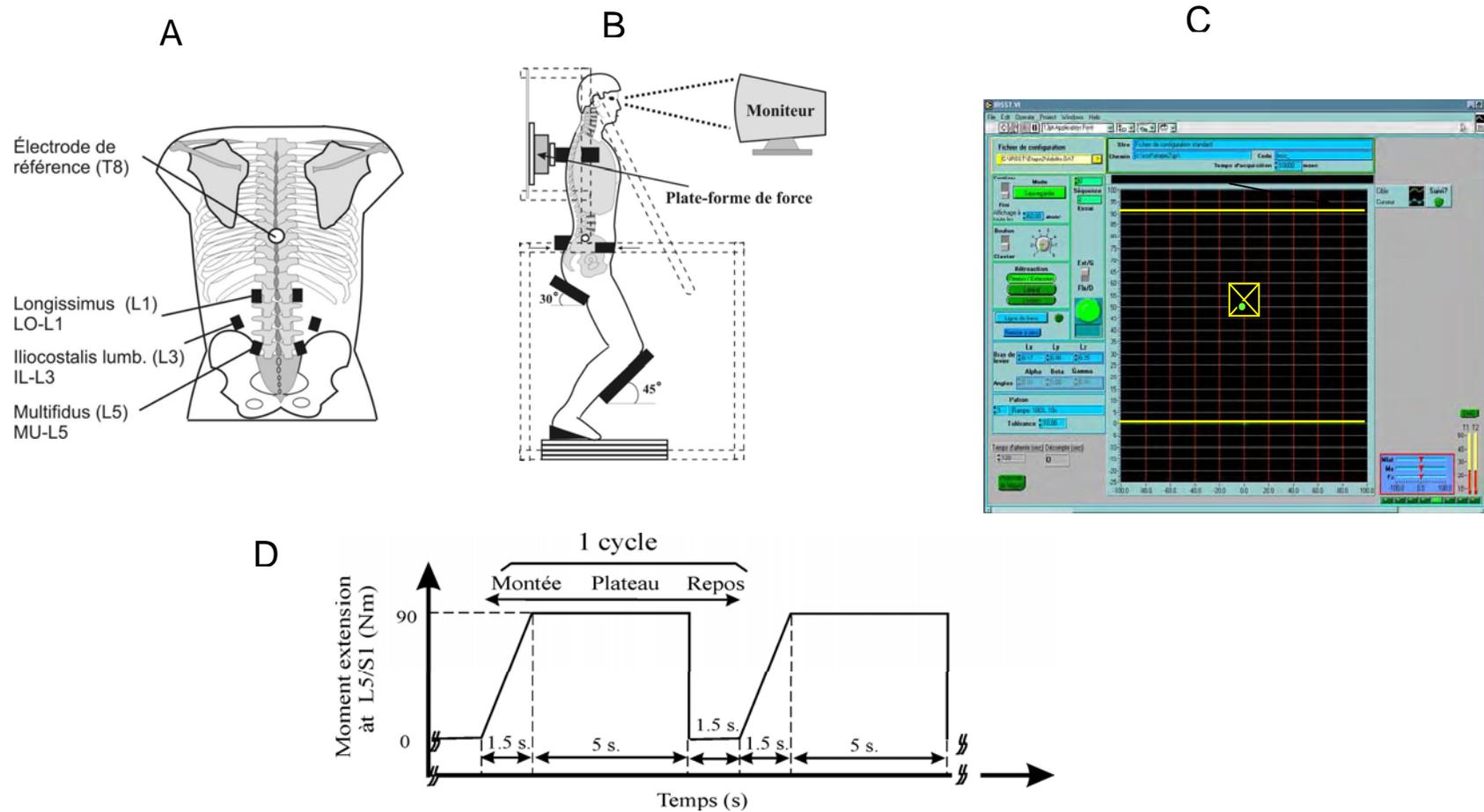


Figure A. 3 Montage expérimental du test de fatigue fonctionnel (TFF)

(A) Positionnement des électrodes, (B) dynamomètre triaxial, (C) rétroaction visuelle des moments à L5/S1 calculés en temps réel affichés sur un moniteur positionné face au sujet et (D) patron d'effort du TFF. C: le sujet est représenté par un point et doit suivre, en effectuant des efforts isométriques d'extension du tronc à différentes intensités, le centre du X qui va de bas en haut, selon le patron d'effort identifié en D. Le carré qui entoure le X représente les limites de tolérance (extension : 10 % du moment actuel; rotation axiale: 4,5 Nm) que le sujet doit respecter tout au long du test.

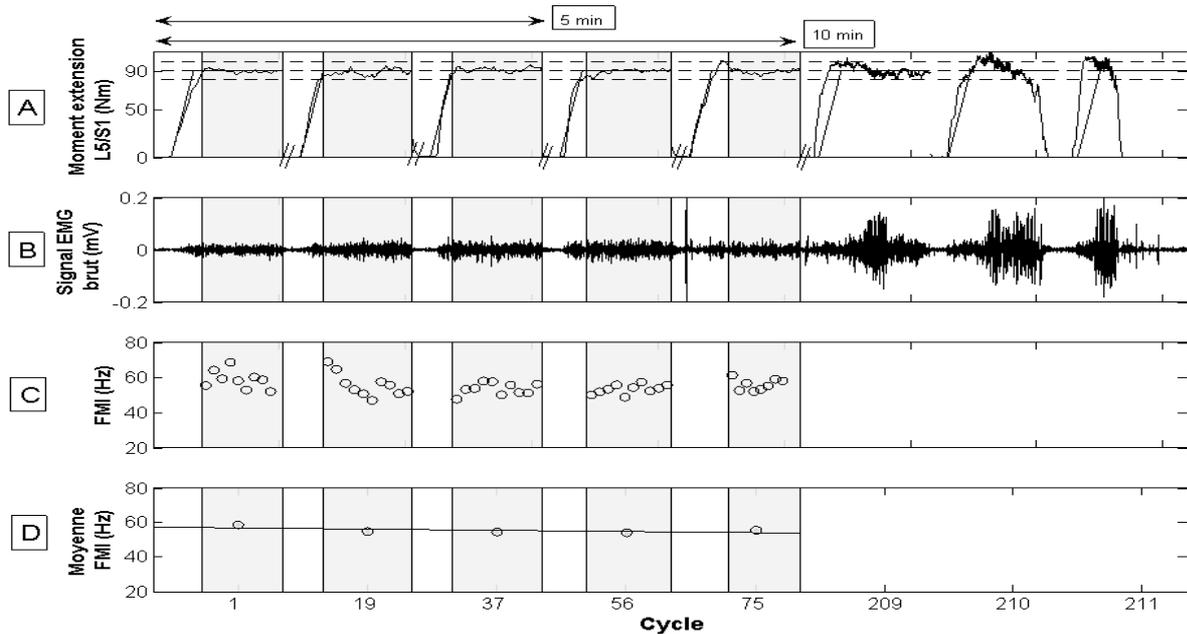


Figure A. 4 Procédure d'extraction de l'EMG et calcul des indices EMG basés sur les analyses fréquentielles

Cet exemple représente le test de fatigue fonctionnel (seulement quelques cycles sont représentés) réalisé jusqu'à épuisement pour les fins de validation du test (critère de fatigue = Temps limite à l'épuisement). On note en A que les 3 derniers cycles d'effort (cycles 209, 210, 211) n'étaient plus respectés, ce qui produit l'arrêt du test (Temps limite = 208 cycles \times 8 s = 1664 s i.e. 27,7 min). Rappelons que le test en clinique ne prendra que 10 min. En A : Patron d'effort (moments d'extension à L5/S1) suivi par le sujet. Les cases en gris pâle représentent les zones où l'effort demandé correspondait à la cible de 90 Nm (à l'intérieur des tolérances $\pm 10\%$ représentées par les lignes horizontales pointillées) en plus de tenir compte de la stabilité de l'effort une fois que le palier a été atteint (voir cycle 75). Ces zones sont déterminées seulement pour les 10 premières minutes du test (75 cycles) avec lesquels les analyses EMG sont réalisées; En B : Signal EMG brut (pour une seule électrode) correspondant à chaque cycle. Les cases en gris pâle permettent d'identifier les portions du signal (stationnaire) qui seront analysées pour les différents indices EMG; En C : Exemple des résultats d'une analyse fréquentielle du signal EMG (FMI : fréquences moyennes instantanées calculées avec des transformées en ondelettes); En D : Valeurs moyennes des FMI calculées pour obtenir une valeur plus stable pour chaque palier. La droite de régression linéaire passant par tous les points (tous les cycles ne sont pas représentés sur cette figure; 75 points permettent de faire cette régression), ce qui permet de calculer l'indice EMG de fatigue musculaire (la pente) pour le paramètre FMI (FMI_p). Cette pente est plus abrupte chez les sujets qui se fatiguent plus rapidement. **La même procédure a été employée pour définir les variables de type $NOND_p$.**

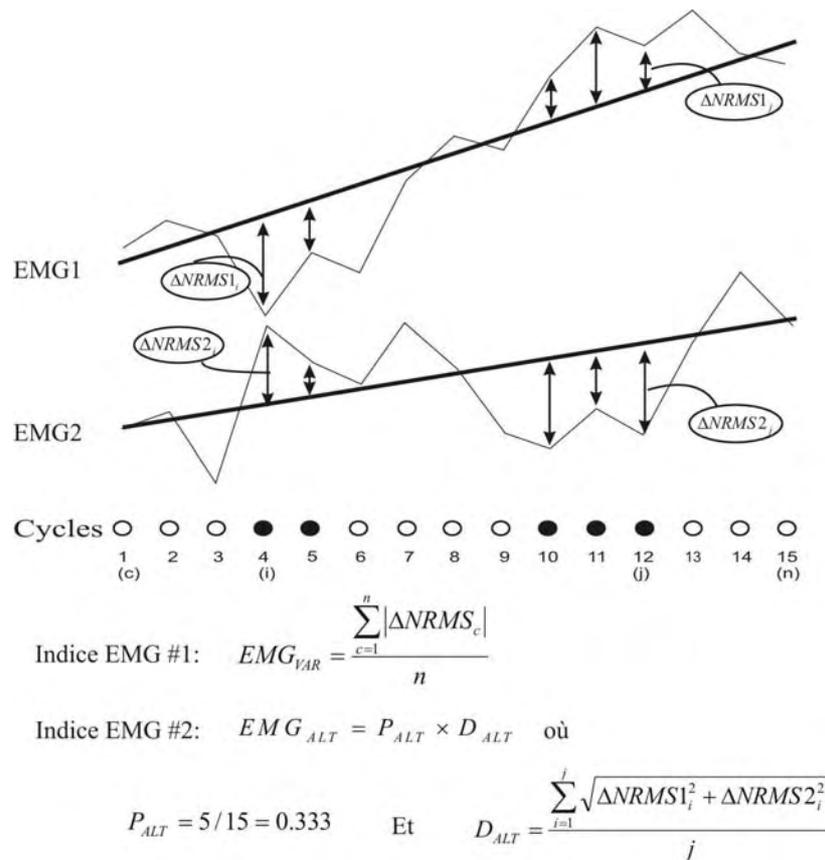


Figure A. 5 Illustration du calcul des indices EMG permettant de quantifier les stratégies d'activation neuromusculaires (adapté de van Dieen et al., 1993)

EMG1 et EMG 2 représentent l'EMG RMS normalisé de deux muscles. La normalisation est faite par rapport à l' EMG_{max} obtenu lors d'une contraction maximale volontaire ou par rapport à l'ordonnée à l'origine de leur droite de régression dans le temps. Ces droites de régression permettent aussi d'enlever l'effet de la fatigue sur l'amplitude des signaux EMG en ne conservant que les variations de signal de part et d'autre de ces droites (identifiées ici par $\Delta NRMS1$ et $\Delta NRMS2$). L'indice EMG # 1 (EMG_{VAR} : un indice de variation du signal EMG) a été calculé, pour chaque muscle séparément, à travers tous les n cycles (dans cet exemple, $n = 15$). L'indice # 2 (EMG_{ALT} : un indice d'alternance) a été calculé seulement à partir des cycles (identifié par les cercles pleins) où les changements d'amplitude du signal EMG des deux muscles allaient dans des directions opposées (identifiés avec les flèches à double sens). Cet indice est composé de la proportion du temps où une alternance est observée (P_{ALT}) multipliée par une distance (D_{ALT}) qui, en fait, reflète l'amplitude moyenne de cette activité EMG opposée. L'indice c représente le cycle, n le nombre total de cycles considérés et finalement i et j le premier et le dernier cycle où une activité EMG opposée est observée.

ANNEXE B : TABLEAUX DE RÉSULTATS ASSOCIÉS AU TEST DE RÉFLEXE

Tableau B. 1 Caractéristiques des sujets ayant réalisé le test de réflexe

| Variable * | Sujets sains | | Sujets lombalgiques | | Valeur P | |
|--------------------------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|--------------|--------------|
| | Hommes (n = 15) | Femmes (n = 14) | Hommes (n = 14) | Femmes (n = 13) | Statut | Sexe |
| Âge (années) | 38 (10) | 39 (10) | 43 (10) | 35 (9) | 0,932 | 0,171 |
| Taille (m) | 1,74 (0,07) | 1,65 (0,09) | 1,74 (0,06) | 1,63 (0,06) | 0,568 | 0,000 |
| Masse (kg) | 78 (9) | 63 (7) | 78 (13) | 69 (14) | 0,243 | 0,000 |
| IMC (kg/m ²) | 26 (3) | 23 (3) | 26 (4) | 26 (5) | 0,152 | 0,272 |
| Pre-charge (Nm) | 16 (2) | 12 (2) | 16 (3) | 12 (3) | 0,627 | 0,000 |
| Charge (Nm) | 40 (6) | 29 (5) | 39 (8) | 31 (7) | 0,627 | 0,000 |
| EVA douleur (cm) | - | - | 3,7 (2,2) | 3,4 (2,7) | / | 0,760 |
| RDQ (%) | - | - | 30 (18) | 25 (24) | / | 0,574 |
| TSK (score/68) | - | - | 48 (8) | 37 (10) | / | 0,003 |
| PCS (score/52) | - | - | 26 (10) | 15 (13) | / | 0,019 |
| Strength (Nm) | 303 (36) | 198 (64) | 251 (75) | 185 (52) | 0,042 | 0,000 |

IMC : Indice de masse corporelle; EVA : échelle visuelle analogue; RDQ : Questionnaire Roland-Morris sur la perception des incapacités (**R**oland-**M**orris **D**isability **Q**uestionnaire); TSK : échelle de kinésiophobie de Tampa (**T**ampa **S**cale for **K**inesiophobia); PCS : dramatisation de la douleur (**P**ain **C**atastrophizing **S**cale)

Les différences significatives (valeurs *P*) sont identifiées en caractères gras

Tableau B. 2 Corrélations de Pearson* entre les différentes catégories de variables (cinématique du tronc, préactivation des muscles dorsaux, réponses réflexes des muscles dorsaux)

| Variable | Electrode sites | | | |
|--|-----------------|-------------|-------------|-------|
| | L5 | L3 | L1 | T10 |
| 1. Cinématique du tronc ($PosR_{150ms}$) vs préactivation des muscles dorsaux | | | | |
| $NRMS_{ref}$ | / | <u>0.26</u> | / | / |
| $NRMS_{max}$ | / | <u>0.26</u> | / | / |
| 2. Cinématique du tronc ($PosR_{150ms}$) vs réponses réflexes des muscles dorsaux | | | | |
| $Latence_{SD}$ | / | / | / | / |
| $Latence_{AGLR}$ | / | / | / | / |
| $AmpR_{pic}$ | / | / | / | / |
| Amp_{pic} | <u>-0.23</u> | -0.31 | / | / |
| 3. Préactivation des muscles dorsaux ($NRMS_{ref}$) vs réponses réflexes des muscles dorsaux † | | | | |
| $Latence_{SD}$ | / | 0.33 | 0.32 | 0.31 |
| $Latence_{AGLR}$ | / | <u>0.26</u> | / | / |
| $AmpR_{pic}$ | -0.39 | / | -0.33 | -0.28 |
| Amp_{pic} | / | / | <u>0.22</u> | / |
| 4. Préactivation des muscles dorsaux ($NRMS_{max}$) vs réponses réflexes des muscles dorsaux † | | | | |
| $Latence_{SD}$ | 0.30 | 0.39 | 0.31 | / |
| $Latence_{AGLR}$ | 0.30 | / | / | / |
| $AmpR_{pic}$ | -0.54 | / | -0.51 | -0.46 |
| Amp_{pic} | -0.30 | / | / | / |

* Seules les corrélations significatives ($P < 0.05$) sont identifiées, à l'exception des corrélations (soulignées) ayant presque atteint le niveau de signification statistique ($0.05 < P < 0.10$).

. † Ces corrélations ont été réalisées entre les variables ($NRMS$ vs réponses réflexes) obtenues au même site d'électrode.

Tableau B. 3 Préactivation moyenne (n = 20 derniers essais) et résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes

| Variable | Muscle | Sujets sains | | Sujets lombalgiques | | Valeurs P (ANOVA) | | |
|----------------|--------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|-------------------|--------------|--------|
| | | Hommes (n = 15) | Femmes (n = 14) | Hommes (n = 14) | Femmes (n = 13) | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX |
| <i>NRMSref</i> | L5 | 18 (5) | 16 (10) | 21 (8) | 22 (11) | 0,035 | 0,251 | 0,310 |
| | L3 | 13 (5) | 14 (9) | 16 (6) | 24 (16) | 0,012 | 0,219 | 0,410 |
| | L1 | 23 (16) | 16 (9) | 24 (10) | 26 (20) | <u>0,058</u> | 0,203 | 0,544 |
| | T10 | 17 (6) | 22 (16) | 25 (10) | 30 (24) | <u>0,073</u> | 0,969 | 0,677 |
| | RA | 25 (17) | 43 (40) | 20 (11) | 24 (15) | 0,305 | 0,317 | 0,700 |
| | EO | 26 (19) | 46 (63) | 28 (41) | 56 (90) | 0,652 | 0,120 | 0,668 |
| <i>NRMSmax</i> | L5 | 7 (3) | 13 (13) | 13 (9) | 13 (7) | <u>0,069</u> | 0,265 | 0,331 |
| | L3 | 3 (1) | 6 (6) | 6 (4) | 8 (8) | 0,018 | <u>0,068</u> | 0,628 |
| | L1 | 6 (4) | 9 (8) | 12 (8) | 10 (5) | 0,008 | 0,600 | 0,351 |
| | T10 | 5 (2) | 10 (14) | 10 (9) | 11 (9) | <u>0,083</u> | 0,423 | 0,552 |

Les différences significatives (valeurs $P < 0,05$) sont identifiées en gras alors que les tendances ($0,05 < P < 0,10$) sont soulignées.

Tableau B. 4 Résultats statistiques (valeurs *P*) correspondant à la comparaison entre les sujets sains et lombalgiques (effet STATUT) et entre les hommes et les femmes (effet SEXE), pour la variable *Latence* du réflexe (deux méthodes de détection)

| Site d' | <i>LatenceSD</i> | | | | | <i>LatenceAGLR</i> | | | | |
|-------------------------|------------------|--------------|--------|-----------------------------|--------------|--------------------|--------------|--------------|-----------------------------|--------------|
| | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | / | / | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | / | / |
| Résultats de l'ANOVA | | | | | | | | | | |
| L5 | 0,657 | 0,151 | 0,808 | / | / | 0,535 | 0,904 | 0,262 | / | / |
| L3 | 0,928 | 0,255 | 0,442 | / | / | 0,700 | <u>0,078</u> | 0,628 | / | / |
| L1 | 0,475 | 0,282 | 0,631 | / | / | 0,210 | 0,178 | 0,685 | / | / |
| T10 | 0,663 | 0,047 | 0,241 | / | / | 0,956 | 0,046 | 0,284 | / | / |
| Résultats de l'ANCOVA † | | | | | | | | | | |
| | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | <i>PosR_{150ms}</i> | NRMSmax | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | <i>PosR_{150ms}</i> | NRMSmax |
| L5 | 0,301 | 0,283 | 0,557 | 0,864 | 0,024 | 0,884 | 0,756 | <u>0,081</u> | 0,239 | 0,014 |
| L3 | 0,299 | 0,620 | 0,596 | 0,832 | 0,006 | 0,884 | <u>0,098</u> | 0,882 | 0,404 | 0,210 |
| L1 | 0,966 | 0,434 | 0,806 | 0,900 | 0,047 | 0,343 | 0,138 | 0,881 | 0,482 | 0,751 |
| T10 | 0,809 | 0,143 | 0,248 | 0,658 | 0,356 | 0,853 | 0,174 | 0,188 | 0,328 | 0,600 |

Les différences significatives (valeurs $P < 0,05$) sont identifiées en gras alors que les tendances ($0,05 < P < 0,10$) sont soulignées. † Deux covariables ont été considérées (*NRMSmax* correspondant au même site d'électrode, *PosR_{150ms}*).

Tableau B. 5 Résultats statistiques (valeurs *P*) correspondant à la comparaison entre les sujets sains et lombalgiques (effet STATUT) et entre les hommes et les femmes (effet SEXE), pour les variables d'amplitude du réflexe (normalisée et non normalisée en amplitude)

| Site d' | <i>AmpR_{pic}</i> (ratio) | | | | | <i>Amp_{pic}</i> (EMG non normalisé) | | | | | |
|-----------|--|--------------|--------|-----------------------------|----------------|---|--------------|--------|--------------|-----------------------------|----------------|
| électrode | ANOVA | | | | | ANCOVA (covariable: IMC) | | | | | |
| | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | / | / | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | IMC | / | / |
| L5 | 0,475 | 0,405 | 0,544 | / | / | 0,932 | 0,000 | 0,772 | 0,000 | / | / |
| L3 | 0,025 | 0,009 | 0,513 | / | / | 0,008 | 0,000 | 0,339 | 0,008 | / | / |
| L1 | 0,523 | 0,677 | 0,373 | / | / | <u>0,093</u> | 0,032 | 0,739 | 0,363 | / | / |
| T10 | 0,997 | 0,564 | 0,664 | / | / | 0,290 | 0,309 | 0,189 | 0,025 | / | / |
| | ANCOVA (covariables: <i>PosR_{150ms}</i> , <i>NRMSmax</i> †) | | | | | ANCOVA (covariables: IMC, <i>PosR_{150ms}</i> , <i>NRMSmax</i> †) | | | | | |
| | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | <i>PosR_{150ms}</i> | <i>NRMSmax</i> | STATUT (S) | SEXE (SX) | S × SX | IMC | <i>PosR_{150ms}</i> | <i>NRMSmax</i> |
| L5 | 0,650 | 0,570 | 0,138 | 0,449 | 0,000 | 0,842 | 0,001 | 0,967 | 0,000 | 0,552 | 0,349 |
| L3 | 0,007 | 0,032 | 0,690 | 0,677 | <u>0,081</u> | 0,033 | 0,000 | 0,246 | 0,005 | 0,809 | 0,214 |
| L1 | 0,012 | 0,620 | 0,867 | 0,418 | 0,000 | 0,117 | <u>0,063</u> | 0,778 | 0,418 | 0,950 | 0,948 |
| T10 | 0,338 | 0,721 | 0,382 | 0,712 | 0,000 | 0,190 | 0,222 | 0,109 | <u>0,069</u> | 0,318 | 0,428 |

Les différences significatives (valeurs $P < 0,05$) sont identifiées en gras alors que les tendances ($0,05 < P < 0,10$) sont soulignées. † *NRMSmax* correspondant au même site d'électrode.

ANNEXE C : TABLEAUX DE RÉSULTATS ASSOCIÉS AU TEST DE FATIGUE FONCTIONNEL (TFF)

Tableau C. 1 Corrélations entre les variables prédites (*PForce* et *PTlim*) et les variables EMG du domaine fréquentiel et les variables cliniques

| Variable | Muscle | VAS douleur r (P) | TSK r (P) | PCS r (P) | RDQ r (P) |
|--|--------|-----------------------|--------------|----------------------|----------------------|
| <i>PTlim</i> | / | -0,33 (0,096) | | | |
| <i>PForce</i> | / | | | | |
| <i>NFMI_p</i> | X-L5 | -0,40 (0,036) | | -0,42 (0,029) | |
| | X-L1 | | | | |
| | X4 | -0,37 (0,060) | | -0,36 (0,066) | |
| | M4 | | | | |
| <i>NOND3_p</i> (27-49 Hz) | X-L5 | | | | |
| | X-L1 | | | | |
| | X4 | | | | |
| | M4 | | | | |
| <i>NOND4_p</i> (48-76 Hz) | X-L5 | | | | |
| | X-L1 | | | | |
| | X4 | | | | |
| | M4 | | | | |
| <i>NOND8_p</i> (192-244 Hz) | X-L5 | -0,34 (0,080) | | | |
| | X-L1 | | | -0,37 (0,054) | |
| | X4 | - 0,42 (0,028) | | -0,39 (0,042) | -0,37 (0,054) |
| | M4 | | | -0,37 (0,059) | |
| <i>NOND9_p</i> (242-301 Hz) | X-L5 | -0,36 (0,067) | | | |
| | X-L1 | -0,37 (0,061) | | -0,38 (0,054) | -0,38 (0,054) |
| | X4 | -0,47 (0,015) | | -0,39 (0,048) | |
| | M4 | | | -0,37 (0,056) | |
| <i>NOND10_p</i> (297-364 Hz) | X-L5 | | | | |
| | X-L1 | -0,36 (0,065) | | -0,34 (0,079) | -0,42 (0,027) |
| | X4 | -0,41 (0,032) | | | -0,33 (0,096) |
| | M4 | | | -0,36 (0,068) | |
| <i>EMG_{VAR}</i> (ordonnée origine) | L5 | | | | |
| | L3 | | | | |
| | L1 | | | | |
| | X6 | | | | |
| | M6 | | | | |
| <i>P_{ALT}</i> | L5-L3 | | | | -0,41 (0,039) |
| | L5-L1 | | | | |
| | L3-L1 | | | | |
| | X6 | | | | |
| | M6 | | | | |

* Seules les corrélations qui ont atteint la signification statistique ($P < 0,05$, identifiées en caractères gras) ou presque ($0,05 < P < 0,10$) sont rapportées. Entre 25 et 27 sujets lombalgiques étaient considérés pour chacune des corrélations, car des valeurs étaient manquantes pour certaines variables.

Tableau C. 2 Caractéristiques démographiques, anthropométriques et cliniques des sujets ayant réalisé le test de fatigue fonctionnel

| Variable * | Sujets sains | | Sujets lombalgiques | | Valeur P † | |
|--------------------------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|------------|--------------|
| | Hommes (n = 17) | Femmes (n = 14) | Hommes (n = 14) | Femmes (n = 13) | Statut | Sexe |
| Âge (années) | 39 (10) | 39 (10) | 43 (10) | 35 (9) | 0,714 | 0,089 |
| Taille (m) | 1,74 (0,06) | 1,65 (0,09) | 1,74 (0,06) | 1,63 (0,09) | 0,698 | 0,000 |
| Masse (kg) | 78 (8) | 63 (7) | 78 (13) | 70 (14) | 0,254 | 0,000 |
| IMC (kg/m ²) | 26 (3) | 23 (3) | 26 (4) | 26 (5) | 0,128 | 0,247 |
| %Graisse | 18 (5) | 24 (6) | 19 (6) | 27 (6) | 0,325 | 0,000 |
| Masse maigre | 63 (6) | 48 (6) | 63 (10) | 50 (7) | 0,471 | 0,000 |
| EVA douleur (cm) | / | / | 3,6 (2,1) | 3,1 (2,8) | / | 0,561 |
| RDQ (%) | / | / | 31 (19) | 23 (24) | / | 0,577 |
| TSK (score/ 68) | / | / | 48 (8) | 37 (10) | / | 0,004 |
| PCS (score/ 52) | / | / | 26 (10) | 15 (13) | / | 0,017 |

* IMC : Indice de masse corporelle; AP : index du niveau d'Activité Physique; EVA : échelle visuelle analogue; RDQ : Questionnaire Roland-Morris sur la perception des incapacités (Roland-Morris Disability Questionnaire); TSK : échelle de kinésiophobie de Tampa (Tampa Scale for Kinesiophobia); PCS : échelle de dramatisation de la douleur (Pain Catastrophizing Scale).

Les différences significatives (valeurs *P*) sont identifiées en caractères gras.

† Des ANOVAs ont été utilisées à l'exception des questionnaires cliniques (EVA, RDQ, TSK, PCS) où des test-t ont été réalisés. En ce qui a trait aux ANOVAs, les interactions STATUT × SEXE étaient toutes non significatives ($P > 0,05$)

Tableau C. 3 Résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux variables mécaniques mesurées (Force et Tlim) et prédites avec les modèles de régression (PForce et PTlim)

| Variable * | Sujets sains (1) | | Lombalgiques (2) | | Lombalgiques (3) | | Valeurs P (ANOVA) | | | Tests † |
|--------------------------------|------------------|-----------|------------------|-------------|------------------|-------------|-------------------|--------------|--------------|--------------|
| | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | STATUT | SEXE | S × SX | |
| Sous-groupes divisés selon VAS | | | | | | | | | | |
| <i>Force</i> | 301 (60) | 198 (64) | 256 (87) | 187 (70) | 245 (67) | 184 (36) | 0,309 | 0,000 | 0,663 | ♂ > ♀ |
| <i>PForce</i> | 251 (127) | 205 (14) | 367 (40) | 220 (28) | 300 (106) | 196 (16) | 0,129 | 0,000 | 0,280 | ♂ > ♀ |
| <i>Tlim</i> | 16,1 (10,5) | 7,6 (4,8) | / | / | / | / | / | 0,003 | / | ♂ > ♀ |
| <i>PTlim</i> | 12,3 (8,1) | 6,8 (4,3) | 15,5 (5,2) | 12,9 (11,6) | 6,5 (6,4) | 6,1 (4,9) | <u>0,059</u> | 0,011 | 0,991 | ♂ > ♀ |
| Sous-groupes divisés selon TSK | | | | | | | | | | |
| <i>Force</i> | 301 (60) | 198 (64) | 231 (74) | 224 (37) | 271 (76) | 152 (36) | 0,180 | 0,000 | 0,009 | ♂ > ♀ |
| <i>PForce</i> | 251 (127) | 205 (14) | 336 (115) | 206 (23) | 325 (45) | 207 (27) | 0,398 | 0,001 | 0,326 | ♂ > ♀ |
| <i>Tlim</i> | 16,1 (10,5) | 7,6 (4,8) | / | / | / | / | / | 0,003 | / | ♂ > ♀ |
| <i>PTlim</i> | 12,3 (8,1) | 6,8 (4,3) | 11,9 (6,8) | 10,6 (11,5) | 12,8 (6,6) | 8,1 (6,9) | 0,903 | 0,013 | 0,920 | ♂ > ♀ |
| Sous-groupes divisés selon PCS | | | | | | | | | | |
| <i>Force</i> | 301 (60) | 198 (64) | 265 (78) | 202 (59) | 236 (74) | 171 (43) | 0,157 | 0,000 | 0,638 | ♂ > ♀ |
| <i>PForce</i> | 251 (127) | 205 (14) | 339 (101) | 228 (19) | 320 (74) | 188 (6) | 0,174 | 0,001 | 0,262 | ♂ > ♀ |
| <i>Tlim</i> | 16,1 (10,5) | 7,6 (4,8) | / | / | / | / | / | 0,003 | / | ♂ > ♀ |
| <i>PTlim</i> | 12,3 (8,1) | 6,8 (4,3) | 15,7 (6,8) | 15,2 (10,1) | 8,4 (3,0) | 4,1 (3,0) | 0,002 | 0,012 | 0,261 | ♂ > ♀; 2 > 3 |
| Sous-groupes divisés selon RDQ | | | | | | | | | | |
| <i>Force</i> | 301 (60) | 198 (64) | 284 (66) | 201 (60) | 217 (72) | 172 (43) | 0,040 | 0,000 | 0,479 | ♂ > ♀; |
| <i>PForce</i> | 251 (127) | 205 (14) | 389 (35) | 211 (30) | 281 (88) | 203 (20) | <u>0,067</u> | 0,000 | <u>0,076</u> | ♂ > ♀ |
| <i>Tlim</i> | 16,1 (10,5) | 7,6 (4,8) | / | / | / | / | / | 0,003 | / | ♂ > ♀ |
| <i>PTlim</i> | 12,3 (8,1) | 6,8 (4,3) | 14,0 (4,5) | 6,8 (5,8) | 10,9 (7,8) | 11,3 (11,0) | 0,988 | 0,009 | 0,242 | ♂ > ♀ |

Les différences significatives (valeurs $P < 0,05$) sont identifiées en gras alors que les tendances ($0,05 < P < 0,10$) sont soulignées.

† Les résultats significatifs obtenus avec les tests a posteriori (post-hoc) sont identifiés. Les comparaisons correspondant à l'effet STATUT sont identifiées avec des chiffres (ex. : $1 < 3$ signifie que le groupe 1 (sujets sains) est plus petit que le groupe 3 (sujets lombalgiques – sous-groupe 2). Les effets GENRE sont identifiés avec les symboles appropriés (♂ : hommes; ♀ : femmes).

Tableau C. 4 Résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux indices EMG issus des analyses réalisées dans le domaine fréquentiel

| Variable * | Muscles | Sujets sains (1) | | Lombalgiques (2) | | Lombalgiques (3) | | Valeurs P (ANOVA) | | | Tests † |
|--|---------|------------------|-------------|------------------|--------------|------------------|--------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|------------|
| | | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | STATUT | SEXE | S × SX | |
| Sous-groupes divisés selon PCS | | | | | | | | | | | |
| <i>NFMI_p</i> | X-L5 | -1,7 (1,3) | -3,9 (2,5) | -1,3 (0,6) | -0,8 (2,1) | -3,3 (1,8) | -7,8 (2,5) | 0,000^F | 0,012 | 0,005^F | 2>1>3;♂>♀ |
| | X-L1 | -1,2 (0,9) | -3,6 (2,6) | -1,4 (1,1) | -1,7 (1,3) | -2,9 (1,8) | -7,0 (3,5) | 0,000^F | 0,000^F | 0,173 | 1,2>3;♂>♀ |
| | X4 | -1,4 (1,1) | -3,7 (2,4) | -1,3 (0,8) | -1,2 (1,6) | -3,1 (1,5) | -7,4 (3,0) | 0,000^F | 0,007 | 0,006^F | 2>1>3;♂>♀ |
| | M4 | -2,2 (1,4) | -5,1 (2,9) | -1,9 (1,1) | -2,5 (2,2) | -4,3 (1,7) | -9,5 (3,3) | 0,000^F | 0,007^F | 0,208 | 2>1>3;♂>♀ |
| Sous-groupes divisés selon PCS | | | | | | | | | | | |
| <i>NOND3_p</i> (27-49 Hz) | X-L5 | 7,2 (8,4) | 28,6 (39,9) | 1,7 (3,5) | 3,9 (9,7) | 13,6 (20,3) | 33,2 (19,4) | 0,003^F | 0,042 | 0,229 | 2<1<3;♂<♀ |
| | X-L1 | 4,2 (5,1) | 12,8 (15,9) | 0,6 (2,6) | 6,5 (8,4) | 4,7 (7,7) | 32,6 (20,4) | 0,020^F | 0,003^F | 0,120 | 2<3 ; ♂<♀ |
| | X4 | 5,7 (6,2) | 17,5 (23,1) | 1,2 (3,0) | 5,2 (8,8) | 16,1 (28,2) | 29,8 (13,5) | 0,003^F | 0,031 | 0,534 | 2<3 ; ♂<♀ |
| | M4 | 12,5 (12,6) | 44,7 (58,7) | 3,2 (3,0) | 10,3 (10,4) | 29,9 (44,1) | 75,7 (53,9) | 0,001^F | 0,007 | 0,601 | 2<3 ; ♂<♀ |
| Sous-groupes divisés selon VAS | | | | | | | | | | | |
| <i>NOND9_p</i> (242-301 Hz) | X-L5 | -3,2 (3,6) | -6,1 (5,3) | -4,8 (5,7) | -4,9 (10,3) | -6,9 (3,6) | -10,3 (7,3) | <u>0,053</u> | 0,408 | 0,397 | / |
| | X-L1 | -2,9 (4,6) | -6,9 (7,8) | -5,2 (3,6) | -6,6 (11,7) | -8,0 (4,5) | -9,4 (2,4) | <u>0,066</u> | 0,435 | 0,531 | / |
| | X4 | -3,0 (3,8) | -6,5 (5,6) | -5,0 (3,1) | -5,7 (10,5) | -7,4 (3,5) | -8,7 (2,1) | 0,033 | 0,468 | 0,296 | 1 > 3 |
| | M4 | -5,6 (4,3) | -11,0 (7,4) | -9,0 (4,7) | -10,8 (12,2) | -10,6 (5,0) | -17,5 (7,2) | 0,014^F | <u>0,093</u> | 0,207 | 1 > 3 |
| Sous-groupes divisés selon PCS | | | | | | | | | | | |
| <i>NOND9_p</i> (242-301 Hz) | X-L5 | -3,2 (3,6) | -6,1 (5,3) | -4,6 (3,0) | -3,4 (5,4) | -7,1 (5,9) | -11,6 (9,9) | <u>0,058^F</u> | 0,409 | 0,361 | / |
| | X-L1 | -2,9 (4,6) | -6,9 (7,8) | -5,7 (4,3) | -4,4 (5,5) | -7,5 (4,2) | -11,6 (9,2) | 0,048 | 0,430 | 0,322 | 1 > 3 |
| | X4 | -3,0 (3,8) | -6,5 (5,6) | -5,1 (3,5) | -3,9 (4,5) | -7,3 (3,1) | -10,5 (8,6) | 0,019^F | 0,463 | 0,245 | 1 > 3 |
| | M4 | -5,6 (4,3) | -11,0 (7,4) | -7,0 (4,4) | -9,4 (7,1) | -12,5 (3,4) | -18,6 (10,6) | 0,001^F | <u>0,085</u> | 0,415 | 1,2 > 3 |

Les différences significatives (valeurs $P < 0,05$) sont identifiées en gras alors que les tendances ($0,05 < P < 0,10$) sont soulignées. ^F Signifie que le $P < 0,05$ après avoir ajusté pour *Force* (ou masse maigre) dans une ANCOVA.

* La signification de ces variables est décrite dans le tableau D.1 (p. 66) d'un rapport antérieur (Larivière *et al.* 2006a). Brièvement, X-L5 et X-L1 représentent les valeurs moyennes des électrodes gauche et droite à L5 et L1, respectivement. X4 et M4 correspondent à la valeur moyenne (X) et la valeur maximale (M) parmi les 4 électrodes considérées (L5 et L1 bilatéralement). En fait, dans le cas de *NOND3_p* et *NOND4_p*, il s'agit de la valeur maximale, car l'intensité du signal augmente dans le temps lorsque la fatigue s'installe. Par contre, pour *NOND8_p*, *NOND9_p* et *NOND10_p*, il s'agit de la valeur minimale, car le phénomène inverse se produit.

† Les résultats significatifs obtenus avec les tests a posteriori (post-hoc) sont identifiés. Les comparaisons correspondant à l'effet STATUT sont identifiées avec des chiffres (ex. : 1 < 3 signifie que le groupe 1 (sujets sains) est plus petit que le groupe 3 (sujets lombalgiques – sous-groupe 2). Les effets GENRE sont identifiés avec les symboles appropriés (♂ : hommes; ♀ : femmes).

Tableau C. 5 Résultats statistiques (ANCOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux indices EMG issus des analyses réalisées dans le domaine temporel (variable EMG_{VAR})

| Variable * | Muscles | Sujets sains (1) | | Lombalgiques (2) | | Lombalgiques (3) | | Valeurs P (ANCOVA) † | | | Tests ‡ |
|---------------------------------------|---------|------------------|------------|------------------|------------|------------------|------------|--------------------------|--------------------------|--------------|---------------|
| | | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | STATUT | SEXE | S × SX | |
| Sous-groupes divisés selon VAS | | | | | | | | | | | |
| EMG_{VAR} (ordonnée origine) | L5 | 13,2 (2,6) | 13,6 (2,8) | 11,8 (2,9) | 12,9 (2,1) | 11,3 (1,6) | 13,1 (2,0) | 0,124 | 0,236 | 0,886 | / |
| | L3 | 18,4 (4,3) | 20,9 (5,9) | 16,2 (2,4) | 17,7 (4,7) | 14,9 (2,0) | 18,0 (2,3) | 0,033^F | <u>0,099^F</u> | 0,796 | N.S. |
| | L1 | 15,0 (2,8) | 14,9 (2,8) | 13,6 (3,4) | 14,1 (2,2) | 12,0 (1,1) | 16,1 (5,0) | <u>0,061</u> | 0,201 ^F | 0,326 | / |
| | X6 | 16,4 (4,4) | 16,5 (3,2) | 13,9 (2,7) | 14,9 (2,8) | 12,7 (1,4) | 15,7 (2,5) | 0,016^F | 0,110 ^F | 0,442 | 1 > 3 |
| | M6 | 19,7 (5,0) | 22,5 (6,6) | 17,3 (3,2) | 18,9 (4,8) | 15,6 (2,4) | 21,4 (6,5) | 0,033^F | 0,043^F | 0,029 | N.S. |
| Sous-groupes divisés selon TSK | | | | | | | | | | | |
| EMG_{VAR} (ordonnée origine) | L5 | 13,2 (2,6) | 13,6 (2,8) | 11,1 (1,6) | 12,6 (2,3) | 12,0 (2,9) | 13,4 (1,7) | <u>0,097</u> | 0,243 | 0,875 | / |
| | L3 | 18,4 (4,3) | 20,9 (5,9) | 14,8 (2,0) | 16,9 (1,8) | 16,3 (2,4) | 18,7 (4,3) | 0,021^F | <u>0,099^F</u> | 0,991 | 1 > 2 |
| | L1 | 15,0 (2,8) | 14,9 (2,8) | 12,3 (1,8) | 15,9 (5,6) | 13,3 (3,3) | 14,6 (1,9) | 0,068 | 0,194 ^F | 0,435 | / |
| | X6 | 16,4 (4,4) | 16,5 (3,2) | 12,7 (1,5) | 15,1 (3,1) | 13,9 (2,7) | 15,6 (2,3) | 0,012^F | 0,109 ^F | 0,591 | 1 > 2 |
| | M6 | 19,7 (5,0) | 22,5 (6,6) | 15,3 (2,3) | 20,7 (7,4) | 17,6 (3,1) | 19,9 (4,3) | 0,039^F | 0,026^F | 0,566 | 1 > 2 ; ♂ < ♀ |
| Sous-groupes divisés selon PCS | | | | | | | | | | | |
| EMG_{VAR} (ordonnée origine) | L5 | 13,2 (2,6) | 13,6 (2,8) | 10,6 (1,8) | 11,7 (1,9) | 12,5 (2,5) | 14,2 (1,2) | 0,001^F | 0,241 | 0,909 | 2 < 1,3 |
| | L3 | 18,4 (4,3) | 20,9 (5,9) | 14,1 (1,7) | 16,1 (1,6) | 17,1 (1,7) | 19,4 (3,9) | 0,000^F | <u>0,089^F</u> | 0,913 | 2 < 1,3 |
| | L1 | 15,0 (2,8) | 14,9 (2,8) | 11,4 (0,9) | 12,9 (1,1) | 14,2 (3,0) | 17,1 (4,5) | 0,000^F | 0,172 ^F | 0,436 | 2 < 1,3 |
| | X6 | 16,4 (4,4) | 16,5 (3,2) | 12,0 (1,3) | 13,6 (1,3) | 14,6 (2,2) | 16,9 (2,4) | 0,000^F | <u>0,098^F</u> | 0,611 | 2 < 1,3 |
| | M6 | 19,7 (5,0) | 22,5 (6,6) | 14,7 (1,9) | 17,5 (1,9) | 18,3 (2,6) | 22,6 (7,0) | 0,000^F | 0,023^F | 0,791 | 2 < 1,3 |
| Sous-groupes divisés selon RDQ | | | | | | | | | | | |
| EMG_{VAR} (ordonnée origine) | L5 | 13,2 (2,6) | 13,6 (2,8) | 12,3 (3,0) | 13,7 (2,1) | 10,8 (1,0) | 12,4 (1,8) | 0,049 | 0,215 | 0,834 | 1 > 3 |
| | L3 | 18,4 (4,3) | 20,9 (5,9) | 16,4 (2,2) | 18,7 (4,3) | 14,7 (2,1) | 17,1 (2,6) | 0,017^F | <u>0,089^F</u> | 0,977 | 1 > 3 |
| | L1 | 15,0 (2,8) | 14,9 (2,8) | 13,1 (3,3) | 16,7 (5,3) | 12,5 (1,8) | 13,9 (1,7) | 0,039 | 0,173 ^F | 0,379 | 1 > 3 |
| | X6 | 16,4 (4,4) | 16,5 (3,2) | 13,9 (2,6) | 16,4 (3,2) | 12,7 (1,5) | 14,5 (1,7) | 0,006^F | <u>0,096^F</u> | 0,579 | 1 > 3 |
| | M6 | 19,7 (5,0) | 22,5 (6,6) | 17,5 (2,9) | 22,6 (7,6) | 15,5 (2,6) | 18,2 (2,4) | 0,011^F | 0,023^F | 0,949 | 1 > 3 ; ♂ < ♀ |

Les différences significatives (valeurs $P < 0,05$) sont identifiées en gras alors que les tendances ($0,05 < P < 0,10$) sont soulignées. ^F Signifie que le $P < 0,05$ après avoir ajusté pour Force (ou masse maigre) dans une ANCOVA (en plus de « âge »).

* La signification de ces variables est décrite dans le tableau D.2 (p. 67) d'un rapport antérieur (Larivière *et al.* 2006a). Brièvement, X6 et M6 correspondent à la valeur moyenne (X) et la valeur maximale (M) parmi les 6 électrodes considérées (L5, L3, et L1 bilatéralement).

† Dans les ANCOVAs, la **covariable âge** était statistiquement significative dans tous les cas

‡ Les résultats significatifs obtenus avec les tests a posteriori (post-hoc) sont identifiés. Les comparaisons correspondant à l'effet STATUT sont identifiées avec des chiffres (ex. : 1 < 3 signifie que le groupe 1 (sujets sains) est plus petit que le groupe 3 (sujets lombalgiques – sous-groupe 2). Les effets GENRE sont identifiés avec les symboles appropriés (♂ : hommes; ♀ : femmes).

Tableau C. 6 Résultats statistiques (ANOVA) portant sur les comparaisons entre les statuts (sains vs lombalgiques) et entre les sexes en ce qui a trait aux indices EMG issus des analyses réalisées dans le domaine temporel (variable P_{ALT})

| Variable * | Muscles | Sujets sains (1) | | Lombalgiques (2) | | Lombalgiques (3) | | Valeurs P (ANOVA) | | | Tests † |
|---------------------------------------|---------|------------------|------------|------------------|-------------|------------------|-------------|--------------------------|--------------------------|--------------|------------|
| | | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | Hommes | Femmes | STATUT | SEXE | S × SX | |
| Sous-groupes divisés selon VAS | | | | | | | | | | | |
| P_{ALT} | L5-L3 | 33,9 (7,6) | 34,7 (5,3) | 37,6 (4,4) | 36,6 (5,9) | 34,7 (6,2) | 35,8 (5,7) | 0,511 | 0,872 | 0,845 | / |
| | L5-L1 | 35,6 (9,6) | 36,3 (5,1) | 42,6 (4,1) | 33,5 (13,0) | 41,5 (5,5) | 37,4 (5,6) | 0,304 | 0,009^F | 0,272 | ♂ > ♀ |
| | L3-L1 | 34,4 (9,7) | 34,6 (6,0) | 40,0 (5,2) | 32,6 (12,6) | 40,3 (5,2) | 34,1 (7,7) | 0,504 | 0,040 | 0,592 | ♂ > ♀ |
| | X6 | 36,7 (7,3) | 35,7 (5,0) | 41,7 (4,6) | 38,8 (6,1) | 40,3 (5,7) | 37,1 (5,5) | 0,106 | <u>0,095</u> | 0,889 | / |
| | M6 | 42,0 (5,6) | 39,2 (6,0) | 44,9 (5,2) | 42,5 (6,4) | 43,7 (6,2) | 41,2 (5,8) | 0,227 | 0,104 | 0,973 | / |
| Sous-groupes divisés selon TSK | | | | | | | | | | | |
| P_{ALT} | L5-L3 | 33,9 (7,6) | 34,7 (5,3) | 35,6 (7,1) | 38,3 (6,9) | 36,7 (3,3) | 34,7 (4,1) | 0,459 | 0,777 | 0,504 | / |
| | L5-L1 | 35,6 (9,6) | 36,3 (5,1) | 41,8 (5,8) | 34,8 (14,3) | 42,3 (3,7) | 36,3 (3,0) | 0,281 | 0,011^F | 0,323 | ♂ > ♀ |
| | L3-L1 | 34,4 (9,7) | 34,6 (6,0) | 40,2 (5,9) | 33,0 (14,7) | 40,1 (4,3) | 33,7 (3,6) | 0,424 | 0,041 | 0,586 | N.S. |
| | X6 | 36,7 (7,3) | 35,7 (5,0) | 41,2 (6,1) | 40,0 (7,6) | 40,8 (4,1) | 36,3 (3,4) | <u>0,056^F</u> | 0,108 | 0,549 | / |
| | M6 | 42,0 (5,6) | 39,2 (6,0) | 44,8 (6,5) | 44,0 (7,7) | 43,9 (4,8) | 40,1 (3,9) | <u>0,076</u> | 0,120 | 0,662 | / |
| Sous-groupes divisés selon PCS | | | | | | | | | | | |
| P_{ALT} | L5-L3 | 33,9 (7,6) | 34,7 (5,3) | 37,4 (7,6) | 37,9 (5,8) | 34,9 (3,7) | 34,5 (5,1) | 0,235 | 0,882 | 0,986 | / |
| | L5-L1 | 35,6 (9,6) | 36,3 (5,1) | 42,9 (9,6) | 39,8 (4,7) | 41,3 (3,2) | 32,0 (11,3) | 0,020^F | 0,010^F | 0,295 | 1<2; ♂>♀ |
| | L3-L1 | 34,4 (9,7) | 34,6 (6,0) | 42,1 (5,5) | 37,9 (5,9) | 38,2 (3,8) | 29,5 (11,2) | 0,011^F | 0,037 | 0,576 | 2>1,3; |
| | X6 | 36,7 (7,3) | 35,7 (5,0) | 42,8 (6,2) | 39,5 (5,6) | 39,2 (2,9) | 36,2 (5,5) | 0,013^F | <u>0,069</u> | 0,777 | 1<2 |
| | M6 | 42,0 (5,6) | 39,2 (6,0) | 45,7 (6,9) | 43,2 (6,0) | 43,0 (3,8) | 40,3 (5,8) | 0,039^F | <u>0,081</u> | 0,997 | 1<2 |
| Sous-groupes divisés selon RDQ | | | | | | | | | | | |
| P_{ALT} | L5-L3 | 33,9 (7,6) | 34,7 (5,3) | 38,9 (4,4) | 36,0 (6,5) | 33,5 (5,0) | 36,3 (5,3) | 0,359 | 0,894 | 0,373 | / |
| | L5-L1 | 35,6 (9,6) | 36,3 (5,1) | 43,0 (4,0) | 32,3 (12,9) | 41,1 (5,4) | 38,4 (4,7) | 0,289 | 0,008^F | <u>0,097</u> | ♂ > ♀ |
| | L3-L1 | 34,4 (9,7) | 34,6 (6,0) | 41,3 (5,0) | 29,7 (12,2) | 39,0 (5,1) | 36,6 (6,6) | 0,479 | 0,031^F | 0,165 | ♂ > ♀ |
| | X6 | 36,7 (7,3) | 35,7 (5,0) | 42,7 (4,7) | 36,8 (6,4) | 39,3 (5,1) | 38,6 (5,3) | 0,156 | <u>0,067^F</u> | 0,255 | / |
| | M6 | 42,0 (5,6) | 39,2 (6,0) | 46,0 (5,5) | 40,9 (7,4) | 42,7 (5,4) | 42,4 (5,0) | 0,210 | <u>0,083^F</u> | 0,457 | / |

Les différences significatives (valeurs $P < 0,05$) sont identifiées en gras alors que les tendances ($0,05 < P < 0,10$) sont soulignées. ^F Signifie que le $P < 0,05$ après avoir ajusté pour Force (ou masse maigre) dans une ANCOVA.

* La signification de ces variables est décrite dans le tableau D.2 (p. 67) d'un rapport antérieur (Larivière *et al.* 2006a). Brièvement, X6 et M6 correspondent à la valeur moyenne (X) et la valeur maximale (M) parmi les 6 électrodes considérées (L5, L3, et L1 bilatéralement).

† Les résultats significatifs obtenus avec les tests a posteriori (post-hoc) sont identifiés. Les comparaisons correspondant à l'effet STATUT sont identifiées avec des chiffres (ex. : 1 < 3 signifie que le groupe 1 (sujets sains) est plus petit que le groupe 3 (sujets lombalgiques – sous-groupe 2). Les effets GENRE sont identifiés avec les symboles appropriés (♂ : hommes; ♀ : femmes).

LISTE DES ABRÉVIATIONS

| Abréviation | Description |
|----------------|---|
| AGLR | Approximated generalized likelihood-ratio |
| Amp_{pic} | Amplitude du réflexe (en μV) correspondent pic (valeur maximale) d'activité EMG |
| $AmpR_{pic}$ | Amplitude du réflexe correspondent au ratio entre Amp_{pic} et l'amplitude EMG (250 |
| ANOVA | Analyse de variance |
| ANCOVA | Analyse de covariance |
| CMV | Contraction maximale volontaire |
| DA | Droit de l'abdomen |
| EMG_{max} | EMG RMS maximal obtenu lors des CMVs |
| EMG_{ref} | EMG RMS de référence obtenu lors des contractions sous-maximales volontaires |
| EMG_{VAR} | Variabilité du signal EMG RMS pour chaque muscle individuellement |
| FMI | Fréquence moyenne instantanée obtenue avec les transformées en ondelettes |
| FMV | Force maximale volontaire |
| Force | Valeur maximale (parmi les CMVs) de moment de force en extension à L5/S1 |
| IMC | Indice de masse corporelle |
| Latence | Latence du réflexe i.e. temps entre le mouvement du tronc et le début de la bouffée |
| LatenceSD | Latence détectée avec la méthode basée sur les écart-types (SD pour « standard |
| LatenceAGLR | Latence détectée avec la méthode AGLR |
| $NFMI_p$ | Pente de la relation linéaire entre la FMI et le temps, normalisée par rapport à |
| $NONDX_p$ | Pente de la relation linéaire entre l'intensité du signal EMG correspondant à l'ondelette |
| $NRMS_{ref}$ | Amplitude de préactivation musculaire en valeur RMS, normalisée en fonction de |
| $NRMS_{max}$ | Amplitude de préactivation musculaire en valeur RMS, normalisée en fonction de |
| OE | Oblique externe |
| P_{ALT} | Proportion du temps où une alternance du signal EMG est observée entre deux muscles |
| PCS | Dramatisation de la douleur mesurée avec le « Pain catastrophizing scale » |
| $PForce$ | Prédiction de Force avec les équations de régression, lors du TFF |
| $PosR_{150ms}$ | Angle du tronc, 150 ms après le début du mouvement du tronc |
| $PTlim$ | Prédiction de Tlim avec les équations de régression, lors du TFF |
| RDQ | Incapacités mesurées avec le « Rolland-Morris disability questionnaire » |
| RMS | Root mean square |
| TFF | Test de fatigue fonctionnel |
| Tlim | Temps limite ou temps pour atteindre le critère d'épuisement lors du TFF |
| TSK | Peur du mouvement (kinésiophobie) mesuré avec le « Tampa scale of kinesiophobia » |
| VAS | Intensité de la douleur mesurée avec le « Visual analog scale » |

Nous avons freiné la cadence des lésions liées au travail répétitif.

«Les lésions musculo-squelettiques attribuables au travail répétitif résultent d'une surutilisation du système musculo-squelettique. La prévention se révèle un moyen efficace de les contrer si l'on intervient...»

Pour les guides de prévention et d'intervention qui ont résulté des travaux de l'IRSST dans le domaine des troubles musculo-squelettiques et pour les conclusions de 700 autres études prioritaires en santé et sécurité du travail, consultez notre site:

www.irsst.qc.ca

