

2006

Développement d'un protocole d'évaluation électromyographique de l'endurance des muscles extenseurs du tronc basé sur une approche fonctionnelle

Christian Larivière
IRSST, christian.lariviere@irsst.qc.ca

A. Bertrand Arsenault
Université de Montréal

Denis Gravel
Université de Montréal

Denis Gagnon
Université de Sherbrooke

Phillip Gardiner
Health & Leisure Human Performance Research Institute

See next page for additional authors

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

Citation recommandée

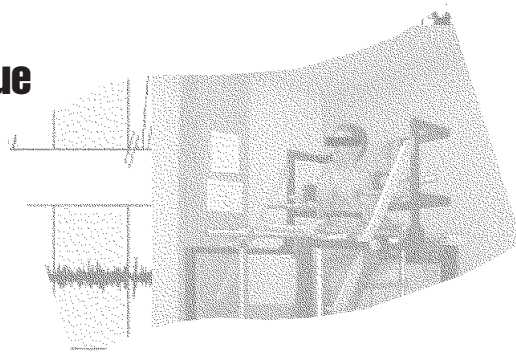
Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Gardiner, P. et Loisel, P. (2006). *Développement d'un protocole d'évaluation électromyographique de l'endurance des muscles extenseurs du tronc basé sur une approche fonctionnelle* (Rapport n° R-477). IRSST.

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.

Auteurs

Christian Larivière, A. Bertrand Arsenault, Denis Gravel, Denis Gagnon, Phillip Gardiner, and Patrick Loisel

Développement d'un protocole d'évaluation électromyographique de l'endurance des muscles extenseurs du tronc basé sur une approche fonctionnelle



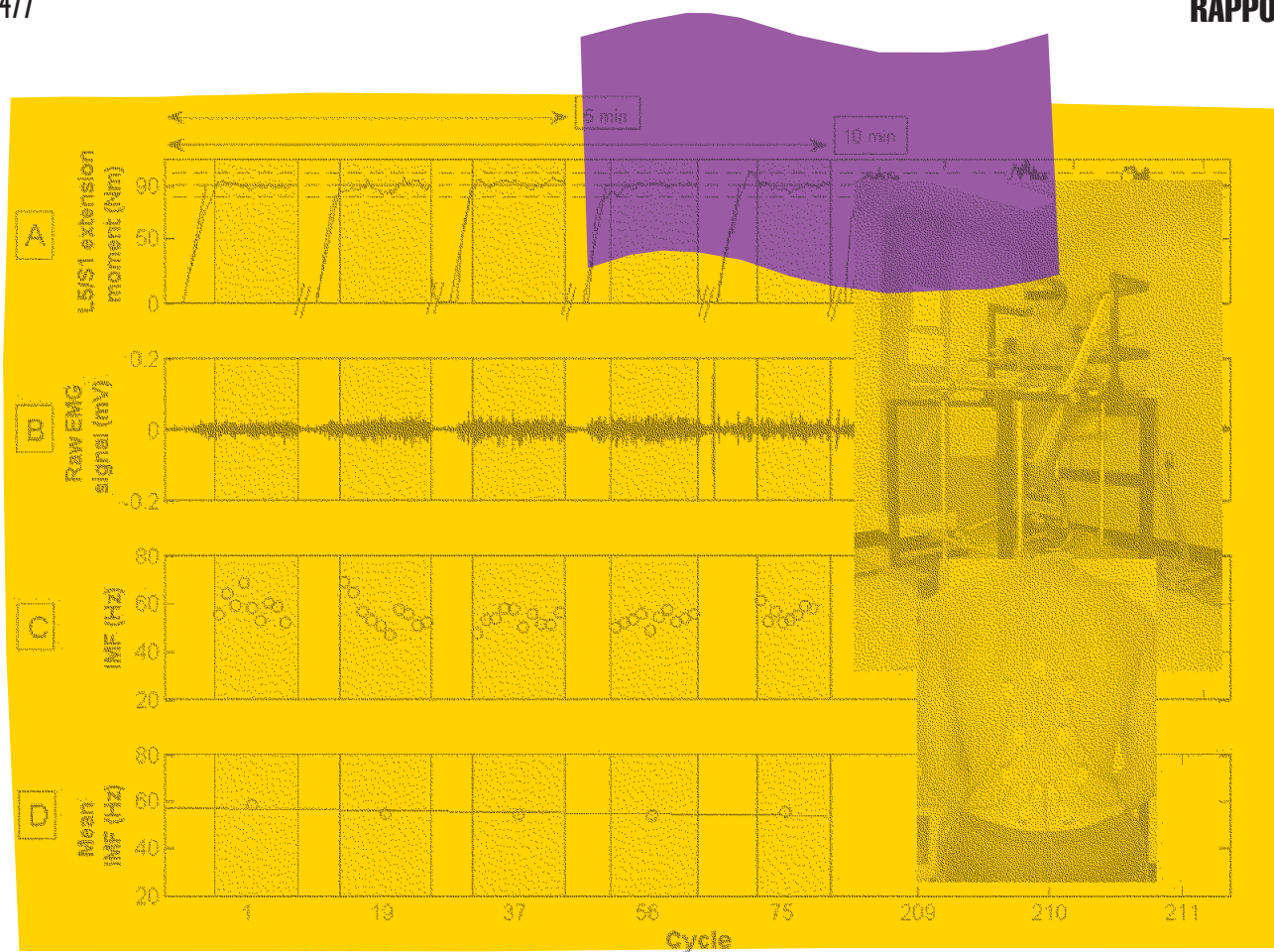
ÉTUDES ET RECHERCHES

Christian Larivière
A. Bertrand Arsenault
Denis Gravel

Denis Gagnon
Phillip Gardiner
Patrick Loisel

R-477

RAPPORT





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 *travaillent pour vous !*

MISSION

- ▶ Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.
- ▶ Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.
- ▶ Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

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

POUR EN SAVOIR PLUS...

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

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

Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal
Bibliothèque et Archives nationales
2006
ISBN 13 : 978-2-89631-078-4 (version imprimée)
ISBN 10 : 2-89631-078-9 (version imprimée)
ISBN 13 : 978-2-89631-079-1 (PDF)
ISBN 10 : 2-89631-079-7 (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,
novembre 2006

Développement d'un protocole d'évaluation électromyographique de l'endurance des muscles extenseurs du tronc basé sur une approche fonctionnelle

Christian Larivière, Service de la recherche, IRSST

A. Bertrand Arsenault et Denis Gravel, Faculté de médecine,
École de réadaptation, Université de Montréal

Denis Gagnon, Faculté d'éducation physique et sportive, Université Sherbrooke

Phillip Gardiner, Health & Leisure Human Performance Research Institute

Patrick Loisel, Hôpital Charles-Lemoyne,
Centre de recherche clinique en réadaptation au travail, PRÉVICAP, Université de Sherbrooke

ÉTUDES ET RECHERCHES

RAPPORT

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.

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles des auteurs.

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

Une gestion appropriée des lombalgies nécessite le développement de mesures quantitatives des différentes déficiences lombaires. La mesure de l'endurance des muscles du dos semble importante, car la grande fatigabilité des muscles du dos, qui est caractéristique des sujets lombalgiques chroniques, peut représenter un risque additionnel de récides. Or, les évaluations quantitatives actuelles de la fatigabilité des muscles du dos, qui utilisent notamment l'électromyographie (EMG) de surface, (1) requièrent souvent la mesure de la force maximale du dos (mesure de l'endurance relative), ce qui est problématique chez cette clientèle, et (2) impliquent des tâches qui ne correspondent pas au travail, ce qui rend impossible d'inférer l'endurance musculaire propre à une tâche représentative du travail (mécanismes de fatigue différents). Un nouveau test EMG (test de fatigue fonctionnel) simulant la manutention répétitive d'une charge absolue (mesure de l'endurance absolue) est proposé pour corriger ces problèmes. Ce projet de recherche a permis de rencontrer les trois objectifs suivants : (1) étudier les relations entre la force maximale, l'endurance relative et l'endurance absolue, (2) valider et (3) évaluer la fidélité des variables EMG permettant de prédire l'endurance des muscles du dos.

Soixante-treize sujets sains ont réalisé trois sessions d'évaluation. À chaque session, les sujets ont exécuté, dans un dynamomètre, un test de force maximal et le test de fatigue fonctionnel tout en recueillant les données EMG de huit muscles du dos et les données de force maximale du dos. Différents sous-groupes de sujets ont permis de réaliser les trois objectifs. Une session de familiarisation et une autre permettant de recueillir des mesures étalons ont permis de valider les différents indices EMG. Deux sous-échantillons de sujets ont fait une 3^e session d'évaluation de manière à répéter le test de fatigue soit (1) avec la même charge absolue pour évaluer la fidélité des indices EMG retenus dans l'étude de validation (session 3A : 19 hommes et 11 femmes) ou (2) en utilisant une charge relative équivalente pour établir les relations entre la force, l'endurance relative et l'endurance absolue (session 3B : 15 hommes et 17 femmes).

La première étude a démontré avec succès la validité de construit du test de fatigue fonctionnel, car la force et l'endurance relative ont contribué de façon équivalente à la prédiction ($R^2 = 0,62$) de l'endurance absolue. On peut donc affirmer que le test de fatigue fonctionnel mesure plus la « capacité » des muscles dorsolombaires que l'endurance en tant que telle. **La deuxième étude** a permis d'évaluer la validité de critère des indices EMG afin d'en sélectionner un sous-ensemble pour lesquels les corrélations avec notre critère de fatigue étaient les meilleures ($r = -0,33$ à $0,69$). Certains indices EMG ont aussi démontré de fortes corrélations avec la force maximale ($r = -0,72$ à $-0,81$). **La troisième étude** a permis de vérifier la fidélité test-retest des indices EMG retenus dans la deuxième étude. La fidélité peut être qualifiée de modérée à excellente (coefficients de corrélation intraclasse = $0,40$ à $0,83$) dépendant de l'indice EMG. **Finalement**, des modèles de régression multiples ont été développés afin de prédire non seulement l'endurance absolue, mais aussi la force maximale. Les modèles spécifiques à chaque genre ont donné les meilleurs résultats autant pour la prédiction de l'endurance absolue (hommes : $R^2 = 0,76$, erreur relative = 9 %; femmes : $R^2 = 0,70$, erreur relative = 17 %) que pour la prédiction de la force maximale (hommes : $R^2 = 0,72$, erreur relative = 9 %; femmes : $R^2 = 0,25$, erreur relative = 13 %).

Dans l'état de développement actuel du test de fatigue fonctionnel, différentes applications en recherche sont possibles, notamment pour valider ou contraster différents types d'intervention ayant pour objectif de rehausser la capacité des muscles dorsolombaires. Les qualités métriques du test ne permettent pas une application clinique requérant une approche individualisée.

REMERCIEMENTS

Nous désirons en premier lieu remercier les agents de recherche qui ont réalisé les collectes de données et qui se sont assurés de leur qualité, soit Nathaly Gaudreault et Rubens Alexandre Da Silva Jr. Le protocole de mesure demandait beaucoup de rigueur et était exigeant pour les sujets, ce qui a nécessité beaucoup d'efforts autant pour leur recrutement que pour leur évaluation.

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

Les conseils statistiques de Thierry Petitjean-Roget de l'IRSST ont été très appréciés aux différentes étapes du projet.

Enfin, nous remercions Christine Lecours, secrétaire du programme sécurité-ergonomie de l'IRSST, qui a contribué à rehausser la qualité de ce rapport.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE.....	iii
REMERCIEMENTS.....	v
1. INTRODUCTION.....	1
1.1 Considérations épidémiologiques.....	1
1.2 Relation entre l'endurance des muscles dorsolombaires et les blessures lombaires.....	3
1.3 La mesure de l'endurance des muscles dorsolombaires.....	3
1.3.1 Endurance absolue et relative.....	3
1.3.2 Critères mécaniques et électromyographiques.....	6
1.4 Proposition d'un nouveau test d'évaluation de l'endurance des muscles dorsolombaires : le test de fatigue fonctionnel.....	7
1.5 Objectifs et hypothèses de recherche.....	9
2. MÉTHODOLOGIE.....	11
2.1 Sujets.....	12
2.2 Procédures (sessions de mesure et tâches).....	12
2.2.1 Étude de validation (étude 2).....	13
2.2.2 Étude de fidélité (étude 3).....	14
2.2.3 Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1).....	14
2.3 Techniques de mesure.....	14
2.4 Calcul des indices EMG sensibles à la fatigue musculaire.....	15
2.4.1 Analyses dans le domaine fréquentiel.....	16
2.4.2 Analyses dans le domaine temporel.....	18
2.5 Analyses statistiques.....	19
2.5.1 Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1).....	19
2.5.2 Étude de validation (étude 2).....	19
2.5.3 Étude de fidélité (étude 3).....	20
2.5.4 Stratégie de sélection des indices EMG.....	20
3. RÉSULTATS.....	23
3.1.1 Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1).....	23
3.1.2 Étude de validation (étude 2).....	25
3.1.2.1 Relations avec le temps limite ($LTlim_{abs}$).....	25
3.1.2.1.1 Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine fréquentiel.....	27
3.1.2.1.2 Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine temporel.....	28

3.1.2.2	Relations avec la force maximale volontaire (<i>Force</i>).....	28
3.1.3	Étude de fidélité (étude 3).....	30
3.1.3.1	Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine fréquentiel	30
3.1.3.2	Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine temporel.....	31
3.1.4	Modèles de prédiction de l'endurance absolue et de la force des muscles dorsolombaires.....	31
3.1.4.1	Prédiction de l'endurance absolue	31
3.1.4.1.1	Modèles de régression linéaires multiples	31
3.1.4.1.2	Validation croisée avec échantillon indépendant.....	32
3.1.4.2	Prédiction de la force maximale volontaire (<i>Force</i>).....	34
4.	DISCUSSION	36
4.1	Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1).....	36
4.1.1	Fondements physiologiques du test de fatigue fonctionnel et implications dans la pratique en réadaptation.....	37
4.2	Études de validation (étude 2) et de fidélité (étude 3) des indices EMG.....	38
4.2.1	Indices EMG du domaine fréquentiel	39
4.2.2	Indices EMG du domaine temporel	40
4.3	Modèles de régression.....	41
4.3.1	Prédiction de l'endurance absolue des muscles dorsolombaires	41
4.3.2	Prédiction de la force maximale volontaire des muscles dorsolombaires	43
4.4	Limites et retombées du test de fatigue fonctionnel	45
4.4.1	Limites	45
4.4.2	Retombées.....	46
5.	CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS.....	49
6.	RÉFÉRENCES	50

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.	Caractéristiques démographiques et physiques, ainsi que les mesures de performance des muscles du dos (force et endurance) pour les hommes et les femmes	23
Tableau 2.	Statistiques descriptives des résultats de force et d'endurance.....	24
Tableau 3.	Caractéristiques démographiques ainsi que les mesures de force et d'endurance des hommes et les femmes (n total = 60) ayant participé à l'étude de validation par rapport au critère de fatigue ($Tlim_{abs}$).....	26
Tableau 4.	Comparaison des caractéristiques physiques, démographiques et de force maximale entre les hommes ayant fait un temps de 60 min (n = 12) et les autres hommes ayant atteint leur temps limite (n = 32).....	27
Tableau 5.	Caractéristiques démographiques ainsi que la force maximale pour les hommes et les femmes (n total = 73) ayant servi à l'étude de validation par rapport au critère de force maximale volontaire ($Force$).....	29
Tableau 6.	Caractéristiques démographiques des hommes et des femmes (n total = 30) ayant participé à l'étude de fidélité.....	30
Tableau 7.	Comparaison de certains indices EMG entre les sujets ayant fait un temps de 60 min (n = 13) et les autres sujets ayant atteint leur temps limite (n = 60).....	33
Tableau 8.	Composition de quatre groupes de sujets basés sur leur endurance absolue	33
Tableau 9 :	Valeurs de probabilité des analyses ANOVA permettant de vérifier quel pourcentage du temps limite est nécessaire pour bien caractériser la relation FMI -temps.....	34

LISTE DES FIGURES

Figure 1.	Test de Sorensen	5
Figure 2.	Patron d'effort du test de fatigue fonctionnel	7
Figure 3.	Schéma synoptique illustrant le plan d'ensemble du projet de recherche.	11
Figure 4	Effet de la fatigue musculaire sur le contenu fréquentiel du signal EMG	17
Figure 5	Illustration de la contribution de $Force$ et $LTim_{rel}$ pour prédire $LTim_{abs}$	25

1. INTRODUCTION

1.1 Considérations épidémiologiques et problématiques d'évaluation des lombalgies chroniques

Les lombalgies représentent le plus important problème de santé dans les pays industrialisés (Hildebrandt 1995; Spitzer *et al.* 1987). Au Québec, l'ensemble des travailleurs ayant nécessité un programme individualisé de réadaptation (PIR), qui ne 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.

La problématique des lombalgies chroniques est complexe car elle est de nature multifactorielle. Elle implique des facteurs de risque occupationnels (mouvements répétés en flexion, torsion, de levées, poussées et tirées de charge, travail lourd et/ou répété, postures statiques, vibrations, etc.), physiques (faiblesse musculaire des muscles abdominaux et spinaux, fatigabilité des muscles spinaux, etc.) et psycho-sociaux (anxiété-détresse-stress, humeur-dépression, peurs et croyances et stratégies de « coping », comportements et cognitions associés à la douleur) (Ferguson & Marras, 1997; Nachemson & Jonsson, 2000). De plus, l'interaction entre les différents facteurs de risque semble changer au cours de la transition entre les phases aiguës - subaiguës et la phase chronique avec les facteurs de risque psycho-sociaux prenant de plus en plus d'importance (Ferguson & Marras, 1997; Nachemson & Jonsson, 2000). Il n'est donc pas surprenant que les modalités d'intervention les plus efficaces vis-à-vis les patients souffrant d'une lombalgie chronique nécessitent une prise en charge multidisciplinaire, orientée vers une intervention cognitivo-comportementale jumelée avec des exercices physiques. Étant donné qu'il y a un lien entre les comportements face à la douleur, la fonction (activité physique, mouvement, travail) et le développement de la chronicité (Verbunt *et al.*, 2003), ce type d'intervention prend tout son sens.

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

La littérature actuelle portant sur l'effet des exercices comporte des limites importantes. La plupart des ECRs présentent des cointerventions et/ou ne suivent pas la prescription (dosage) nécessaire pour induire des changements physiologiques, ce qui laisse peu de chance à l'hypothèse de stabilité lombaire (hypothèse A) d'être adéquatement vérifiée. De plus, il reste la possibilité que différents sous-groupes de patients répondent inégalement à diverses modalités d'exercice, ce qui expliquerait les résultats équivoques qui ressortent des ECR, avec des résultats moyens obtenus peu importe le type d'exercice. Il apparaît de plus en plus évident que les patients souffrant d'une lombalgie chronique ne représentent pas une population homogène et la question devient donc « Qu'est-ce qui fonctionne et pour qui ? ». Il est fort probable que les variations s'expliquent par la lésion principale, qui ne peut être diagnostiquée dans la majorité des cas, et par les attitudes des patients face à leur douleur (O'Sullivan, 2005). Une façon d'explorer cette possibilité est de définir des sous-groupes de patients en utilisant des critères objectifs, valides et fidèles pour accroître l'efficacité des interventions. Quelques ECRs supportent cette approche relativement nouvelle (Brennan et al., 2006; Hides et al., 2001; Long et al., 2004; O'Sullivan et al., 1997).

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

Les facteurs de risque personnels de nature physique les plus étudiés vis-à-vis l'occurrence des lombalgies, parce que malléables via un programme de réadaptation (exercices), sont l'étendue de mouvement lombaire, la forme physique générale, la force et l'endurance des muscles du dos (Dempsey *et al.* 1997; Ferguson and Marras 1997). Il apparaît que l'étendue de mouvement (Ferguson and Marras 1997) et la capacité aérobie (Battie *et al.* 1989; Dempsey *et al.* 1997; Gyntelberg 1974; Kujala *et al.* 1996) ne soient pas en cause. Cependant, la faiblesse et la grande fatigabilité des muscles du dos typiquement observées chez cette clientèle (Adams *et al.* 1999) semblent pouvoir donner quelques explications. Cela est logique puisque les muscles du tronc sont les principaux acteurs du maintien de la stabilité de la colonne vertébrale lombaire (Cholewicki *et al.* 1997; Panjabi 1992). Ces deux qualités musculaires feront donc l'objet d'étude du présent projet de recherche

1.2 Relation entre l'endurance des muscles dorsolombaires et les blessures lombaires

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

Les résultats de quelques études suggèrent la présence d'un mécanisme de blessure possible qui ferait le pont entre une pauvre endurance musculaire et l'occurrence et/ou récurrence d'une lombalgie. En effet, il a été démontré que la mise en fatigue de la musculature du tronc mène à une perte de la coordination des muscles du tronc (Parnianpour *et al.* 1988; Sparto *et al.* 1997) et à une mise en charge progressive des tissus passifs de la colonne vertébrale (Dolan and Adams 1998; Marras and Granata 1997), ce qui augmenterait les risques de lésions lombaires. Or, les sujets lombalgiques démontrent une fatigabilité accrue au niveau des muscles du dos, et parfois même sans démontrer de signes de faiblesse musculaire (Holmstrom *et al.* 1992; Hultman *et al.* 1993), ce qui les rendrait plus à risque d'avoir des rechutes. Pour ces raisons, plusieurs experts en réadaptation physique proposent maintenant un entraînement des muscles du dos avec une emphase sur le développement de l'endurance plutôt que de la force (Jorgensen 1997; McGill 1998; Moffroid *et al.* 1993).

1.3 La mesure de l'endurance des muscles dorsolombaires

Comme présenté dans la section précédente, il apparaît important de développer des programmes de réadaptation permettant de rehausser l'endurance des muscles dorsolombaires. Encore faut-il que les progrès réalisés lors des programmes de réadaptation puissent être objectivés. Les prochaines sections permettent de définir l'endurance ainsi que les critères utilisés pour en faire la mesure.

1.3.1 Endurance absolue et relative

L'endurance musculaire est la capacité à maintenir une charge donnée dans le temps. Si cette charge, quantifiée par une force ou moment de force, est la même pour chaque individu (ex. : 50 Nm), la tâche correspondante mesure l'**endurance absolue**. L'**endurance relative**, de son côté, est mesurée lorsque la tâche implique une charge ajustée en fonction de la force maximale volontaire (FMV) de chaque sujet (ex. : 50 % de la FMV). Chaque type d'endurance comprend

ses avantages et limites. Ces concepts représentent les éléments fondamentaux du présent projet de recherche et seront repris tout au long de ce rapport de recherche.

Le principal inconvénient de la mesure de l'endurance absolue est sa dépendance partielle du niveau de force demandé (Caldwell 1961; Rohmert 1960) : les sujets forts maintiennent une charge absolue plus longtemps que les sujets faibles, notamment lorsque la charge relative correspondante est modérée à grande (Start and Graham 1964; Zatsiorsky 1995). À première vue, cette approche d'évaluation peut apparaître inappropriée pour la mesure de l'endurance. Cependant, considérant que le but d'un tel test est d'inférer les capacités d'un individu à retourner au travail de façon sécuritaire, l'évaluation de l'endurance musculaire doit nécessairement impliquer une mise en charge absolue, car l'intensité des efforts lombaires au travail n'est généralement pas adaptée à la force de l'individu. Du côté de l'endurance relative, l'estimation de la FMV représente la principale limite. La mesure de la FMV nécessite un apprentissage (Morton *et al.* 2005) 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 and Hasan 1987), ce qui a pour effet d'invalider les résultats d'un test relatif étant donné que la charge relative est sous-estimée (Larivière *et al.* 2003a). Des essais ont été entrepris par Mital and Ayoub 1980 ainsi que par notre groupe Larivière *et al.* 2003b pour contourner ce problème, en estimant la FMV à partir de mesures anthropométriques (prédicteurs). Malheureusement, les modèles de prédiction développés n'expliquaient pas une grande proportion de la variance de la FMV ($R^2 \leq 0,46$).

Les travaux de Rohmert (1960) et de Caldwell (1961) suggèrent que la force détermine à elle seule l'endurance absolue d'un individu. Cependant, il appert que la force des individus n'est pas la seule en cause. La relation entre l'endurance absolue et la force dépendrait surtout du dépassement ou non du seuil d'occlusion sanguine lors de la contraction musculaire. En effet, cette relation est de modérée à forte (r^2 entre 0,45 et 0,77) lorsque le seuil d'occlusion complet est dépassé (Caldwell 1961; McGlynn 1969; McGlynn and Murphy 1971; Start and Graham 1964; Tuttle *et al.* 1950) alors que la relation est beaucoup plus faible, voire inexistante, lorsque ce seuil d'occlusion critique n'est pas atteint (Start and Graham 1964; Zatsiorsky 1995). Lors d'une contraction musculaire supérieure au seuil d'occlusion, l'endurance musculaire dépendrait uniquement des réserves en énergie intramusculaire. Cela expliquerait la relation importante avec la force. Cependant, lors d'une contraction inférieure au seuil d'occlusion, l'efficacité de la circulation locale ainsi que la quantité d'enzymes oxydatifs deviendraient alors déterminants pour amener l'oxygène aux muscles et ainsi générer des sources d'énergie additionnelles via les mécanismes aérobie McGlynn 1969; McGlynn and Murphy 1971; Moritani *et al.* 1992b; Start and Holmes 1963; Start and Graham 1964). Ces déterminants physiologiques sont plus en relation avec l'endurance relative.

Le test Sorensen (Biering-Sorensen 1984) est le plus utilisé à l'heure actuelle pour évaluer l'endurance des muscles du dos (et des muscles extenseurs de la hanche, comme expliqué plus loin) parce qu'il est simple à administrer. Il consiste à coucher le sujet à plat ventre sur une table avec les membres inférieurs attachés et le tronc en suspension au-dessus du sol (Figure 1). Le temps maximal que le sujet peut tenir cette position est mesuré. Cependant, la charge soutenue (masse du tronc) n'est ni relative ni absolue, ce qui pose un problème dans l'interprétation des résultats. En dehors de l'explication reliée à la composition musculaire, les différences liées au genre observées avec ce test sont probablement reliées au fait que la masse du tronc chez les

hommes représente une charge relative plus élevée que chez les femmes, ce qui résulte à des temps de maintien plus longs chez les femmes (Jorgensen and Nicolaisen 1986; Kankaanpaa *et al.* 1998a). Finalement, le test Sorensen ne permet pas de bien isoler les muscles du dos, car les muscles fessiers et ischio-jambiers contribuent au maintien du tronc et peuvent même limiter la performance de certains sujets (Kankaanpaa *et al.* 1998a; Moffroid *et al.* 1994; Plamondon *et al.* 2004). Il apparaît important d'évaluer spécifiquement la musculature dorsolombaire, car elle est la seule impliquée pour le maintien de la stabilité lombaire. Les protocoles de mesure où le sujet est positionné avec le tronc à la verticale et avec le bassin stabilisé permettent de comparer des individus de différents gabarits (Roy *et al.* 1989; van Dieen *et al.* 1998). Pour l'instant, on assume que ces protocoles sont plus spécifiques à l'évaluation de la musculature du dos, mais cela reste à être prouvé. Il reste que certaines évidences démontrent qu'une bonne stabilisation du bassin favorise le recrutement des muscles spinaux lors d'exercices réalisés dans des appareils (San Juan *et al.*, 2005).

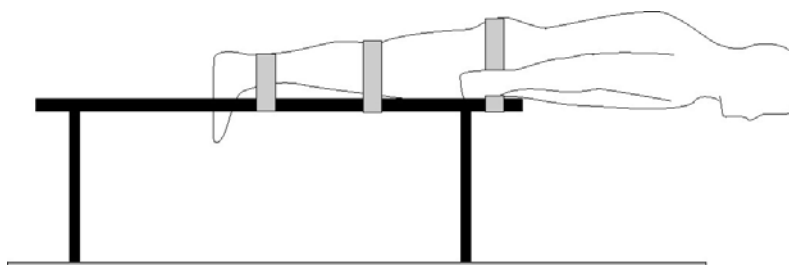


Figure 1. Test de Sorensen

La plupart des études qui ont permis d'évaluer l'endurance relative des muscles dorsolombaires ont utilisé un effort statique continu à un haut niveau de force (Mannion *et al.* 1997a; Roy *et al.* 1997). Bien que cela permette de mettre en évidence rapidement le phénomène de fatigue musculaire avec l'EMG, il est clair qu'on évalue l'endurance d'un muscle dans des conditions qui ne correspondent pas aux tâches généralement réalisées en milieu de travail (contractions intermittentes à un niveau de force bas à modéré). On évaluerait donc l'endurance des fibres musculaires qui ont été mises à contribution à de hauts niveaux de force (60-80 % de la FMV) avec occlusion complète de la circulation sanguine intramusculaire au lieu d'évaluer l'endurance des fibres musculaires impliquées à des niveaux de force moyens (25-60 % de la FMV) avec occlusion partielle et intermittente de la circulation sanguine, ce qui entraîne des mécanismes de fatigue complètement différents (Enoka and Stuart 1992). En effet, les mécanismes physiologiques impliqués sont très différents, car les filières énergétiques ne sont pas sollicitées dans les mêmes proportions et la génération et l'élimination des déchets métaboliques ne se font pas au même rythme (Christmass *et al.* 1999a; Christmass *et al.* 1999b). Cela pourrait expliquer l'intérêt grandissant d'appliquer les mesures EMG pour quantifier la fatigue musculaire lors de tâches plus complexes impliquant des contractions intermittentes à des niveaux de force bas à modérés pour mieux imiter les tâches occupationnelles (Nussbaum 2001; Seghers and Spaepen 2004).

1.3.2 Critères mécaniques et électromyographiques

La fatigue musculaire est un phénomène continu qui s'installe progressivement dans le temps et qui est défini comme une perte de la capacité à produire une force donnée durant la tâche (Vollestad 1997). Il est possible de mesurer la fatigue avec des critères mécaniques et/ou électromyographiques. Lors de contractions sous-maximales, les indices mécaniques réfèrent au temps de maintien, ou temps limite, d'un niveau de force donné. Ce niveau de force peut être absolu, relatif, ou indéterminé (test de Sorensen). Conséquemment, pour estimer l'endurance, les sujets doivent atteindre l'épuisement complet pour obtenir une mesure valide, ce qui fait que des facteurs motivationnels peuvent être impliqués. Or, cette condition ne semble pas pouvoir être respectée chez des personnes lombalgiques chroniques (Vlaeyen and Linton 2000). Le temps limite est la mesure étalon qui est généralement utilisée pour évaluer la validité d'autres mesures telles que celles basées sur l'électromyographie (EMG).

L'électromyographie (EMG) représente une autre mesure d'intérêt, car elle est sensible à l'apparition progressive de la fatigue musculaire (critère physiologique) avant même que les muscles ne présentent une baisse de force (critère mécanique) (Mannion *et al.* 1997a; Roy *et al.* 1997). Afin de ne pas alourdir cette discussion, nous décrirons ces mesures EMG, dorénavant appelées indices EMG, dans la méthodologie. En résumé, les mesures EMG permettent de détecter la présence de fatigue musculaire lors de contractions sous-maximales de durée limitée, ce qui rend leur application pratique pour limiter la durée de la tâche et éviter l'influence de la motivation. De plus, contrairement au critère de temps limite qui révèle l'endurance dans sa globalité, les indices EMG sont spécifiques à la fatigue de chaque muscle investigué.

La majorité des études de validation des indices EMG pour les muscles du dos sont faites pour des contractions statiques continues (Dederling *et al.* 1999; Elfving *et al.* 2000; Kankaanpaa *et al.* 1998a; Mannion and Dolan 1994; Mannion *et al.* 1997a; van Dieen *et al.* 1993a; van Dieen *et al.* 1998). Des corrélations modérées à excellentes ($r = 0.23-0.98$) sont observées entre les différents indices EMG utilisés et le temps limite (mesure étalon de fatigue musculaire). En fait, les corrélations dépendent énormément du type d'indice EMG utilisé. Règle générale, les indices EMG obtenus à l'aide de l'information provenant de plusieurs électrodes (muscles) démontrent plus de validité (Mannion and Dolan 1994; Mannion *et al.* 1997a; van Dieen *et al.* 1998). Conséquemment, pour avoir une meilleure approximation de l'endurance, l'enregistrement et l'analyse des principaux muscles impliqués sont nécessaires.

En résumé, un protocole de mesure intéressant pour mesurer la fatigue des muscles du dos chez des sujets lombalgiques impliquerait : (1) une tâche d'une durée limitée, ce qui nécessite l'utilisation de la mesure EMG, (2) le positionnement du tronc à la verticale, une stabilisation du bassin et (3) une charge absolue d'intensité modérée appliquée selon les paramètres d'une tâche reflétant la réalité du travail (contractions musculaires intermittentes). Le protocole de mesure détaillé dans la prochaine section prend en compte ces considérations.

1.4 Proposition d'un nouveau test d'évaluation de l'endurance des muscles dorsolombaires : le test de fatigue fonctionnel

Nous proposons d'utiliser une tâche qui simulera la manutention répétitive de charge puisque cette tâche est associée aux lombalgies (Marras *et al.* 1993) et engendre la fatigue des muscles du dos. Nous nommerons ce protocole de mise en fatigue « **test de fatigue fonctionnel** », car il se veut représentatif d'un travail cyclique impliquant des efforts répétitifs des muscles du dos. En somme, il s'agit de contractions statiques intermittentes. Nous assumons que les contractions statiques intermittentes simuleront relativement bien la manutention répétitive de charge, qui implique des contractions dynamiques. Le test 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 (Figure 2). Le test est d'une durée de 10 minutes (75 cycles) ou jusqu'à une diminution de la performance en force pendant trois cycles consécutifs. La montée progressive de 1,5 s permet au sujet de mieux stabiliser la force sur le palier à 90 Nm afin de faciliter l'analyse des mesures EMG prises sur ce palier (signaux EMG plus stationnaires).

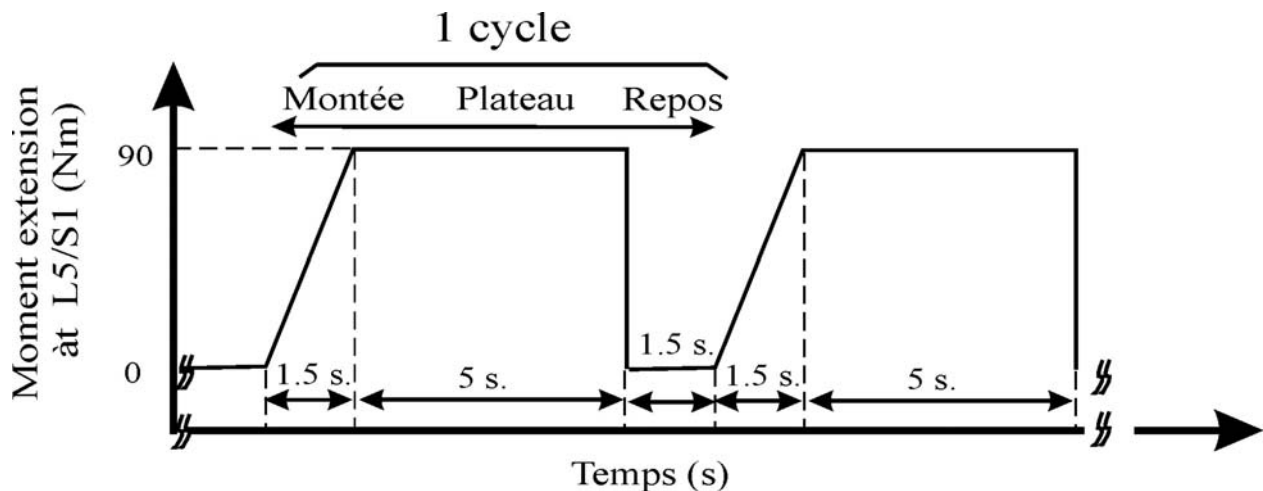


Figure 2. Patron d'effort du test de fatigue fonctionnel

La charge absolue de 90 Nm fut calculée à partir d'une valeur initiale de 142 Nm qui est basée sur une étude exhaustive où le chargement lombaire moyen a été estimé à travers différentes tâches faites en industries (Marras *et al.* 1995). Cette valeur fut ajustée (réduite à 90 Nm), à l'aide de données de la littérature (Gravel *et al.* 1997; Larivière *et al.* 2000), afin de tenir compte de la posture du tronc qui sera maintenue dans le dynamomètre (tronc droit). Selon nos études antérieures (Larivière *et al.* 2002; Larivière *et al.* 2000), le moment en extension à L5/S1 moyen chez nos sujets sains (20 hommes : 252 Nm ; 13 femmes : 191 Nm) serait de 222 Nm $[(252 + 191 \text{ Nm}) / 2]$ si les groupes étaient égaux en nombre. Il est intéressant de noter que le test de fatigue fonctionnel impliquerait donc une charge relative moyenne de 40 % FMV $[(90 / 222 \text{ Nm}) \times 100]$, ce qui correspond approximativement à la charge relative selon le test Sorensen (Holmstrom *et al.* 1992; Jorgensen and Nicolaisen 1986; Mannion and Dolan 1994; Smidt and Blanpied 1987). Cette charge de 90 Nm correspond aussi au seuil d'occlusion complet des vaisseaux sanguins pour les muscles du dos (Bonde-Petersen *et al.* 1975); il apparaît donc

possible qu'elle permette de discriminer les gens qui développeront plus de fatigue musculaire que d'autres, étant donné que la charge relative correspondante devrait varier entre 25 et 70 % FMV selon nos estimations faites à partir de notre base de données. De plus, seulement deux de nos 57 sujets lombalgiques chroniques ne dépoulaient pas 90 Nm (Larivière et al., 2003), et les femmes que nous avons évaluées ($n = 13$) ont toutes obtenu des valeurs supérieures à 135 Nm. Les raisons, qui expliquent les faibles résultats chez les deux sujets lombalgiques en question, sont difficiles à expliquer mais sont possiblement associées à l'influence de variables psychologiques (Hirsch *et al.* 1991). Cette tâche apparaît donc réalisable par la grande majorité des sujets, et cela même en présence d'une lombalgie.

Le choix de la courte période de repos de 1,5 s reflète certaines considérations. Premièrement, le flux sanguin prend au moins 1 s pour mettre en œuvre ses effets bénéfiques (apport en substrats via les filières énergétiques aérobiees et évacuation des déchets métaboliques) comme démontré par l'augmentation du temps limite d'une charge qui accompagne de telles contractions intermittentes en comparaison avec une contraction continue faite à la même intensité (Bjorksten and Jonsson 1977; Duchateau and Hainaut 1985; Pitcher and Miles 1997). Deuxièmement, des tests pilotes réalisés avec un repos de 2 s ont mené à des temps limites qui dépassaient 60 min, révélant ainsi une récupération très rapide des muscles dorsolombaires. Cela s'expliquerait par une capillarisation très importante des muscles dorsolombaires (Jorgensen *et al.* 1993). Il faudrait donc un test d'une durée relativement longue (30 min) pour voir apparaître des effets sur les signaux EMG, ce qui est moins pratique d'un point de vue clinique.

Différents éléments plaident en faveur de la sécurité du test. Premièrement, les efforts sont réalisés en gardant le tronc droit (tissus passifs non étirés) et dans un plan d'effort symétrique (minimisation des efforts asymétriques). Notre équipe a acquis sa propre expérience dans ce type d'évaluation [voir revue de nos travaux parue dans l'article de Larivière *et al.* 2003a] et aucun incident regrettable n'est intervenu, mises à part de légères courbatures musculaires (muscles dorsaux) survenues le lendemain, dans quelques cas. Cependant, des contractions maximales volontaires (CMV) étaient demandées dans ces protocoles, ce qui ne sera plus nécessaire dans ce nouveau test. Deuxièmement, il est intéressant de noter que 90 Nm est très près de la charge recommandée, soit 80 Nm, pour évaluer la capacité fonctionnelle des personnes souffrant d'une lombalgie, tout en s'assurant de minimiser les forces articulaires au niveau de la colonne lombaire (Parnianpour and Shirazi-Adl 1999). Finalement, afin d'éviter des problèmes de nature cardiaque, les sujets doivent d'abord n'avoir aucune réponse positive au Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (QAAP) et le rythme cardiaque est mesuré en temps réel (Polar Electro Inc., Port Washington NY 11050, USA) pour s'assurer que la fréquence cardiaque maximale (220 moins l'âge) n'est pas dépassée. D'ailleurs, la fréquence cardiaque maximale enregistrée lors des 10 min du test était en général modérée pour les sujets ($n = 73$) qui ont participé à la session 1 (moyenne: 124 ± 22 batt./min; Min : 89; Max.: 182).

Ce test de fatigue fonctionnel représente donc ce qui serait administré en clinique, une fois documenté au niveau de sa validé et de sa fidélité. La prochaine section met donc en lumière les objectifs visés dans le présent projet de recherche de manière à documenter ses qualités psychométriques.

1.5 Objectifs et hypothèses de recherche

Objectif principal : L'objectif général du projet de recherche est de développer un test de fatigue fonctionnel valide et fidèle pour évaluer les muscles dorsolombaires. Pour ce faire, nous proposons les trois objectifs spécifiques suivants :

Objectif spécifique 1 : Documenter les relations entre la force, l'endurance absolue et l'endurance relative.

Le test fonctionnel permettra de mesurer l'endurance absolue. Or l'endurance absolue est généralement dépendante à la fois de la force et de l'endurance relative des sujets (Start and Graham 1964). Cette étude a pour but de vérifier si c'est effectivement le cas pour le test de fatigue fonctionnel, ce qui permettra de documenter sa validité de construit. En relation avec cet objectif et considérant la nature de la tâche (contractions intermittentes avec charge absolue d'intensité modérée) réalisée dans le test de fatigue fonctionnel, notre hypothèse est la suivante :

Hypothèse 1 : L'endurance absolue des muscles du dos, tel que mesuré avec le test de fatigue fonctionnel, est associée à la fois à la force maximale et à l'endurance relative des individus.

Objectif spécifique 2 : Valider les indices EMG de fatigue calculés à partir du test fonctionnel.

Une stratégie de validation critériée concourante a été utilisée (indices EMG vs temps limite) de sorte que seuls les indices EMG les plus valides seront retenus pour l'évaluation de leur fidélité test-retest.

L'EMG permet d'observer une fatigue moins rapide lors de contractions intermittentes (Christensen and Fuglsang-Frederiksen 1988; Hagberg 1981), ce qui correspond aux observations faites dans ces conditions particulières de contraction musculaire (Bjorksten and Jonsson 1977; Clarke 1986; Pitcher and Miles 1997). À notre connaissance, une seule étude a évalué la validité (mesure étalon : temps limite) des indices EMG lors de contractions statiques intermittentes, pour les muscles de l'épaule (Nussbaum 2001). Les coefficients de détermination (R^2) ajustés obtenus varient entre 0,14 et 0,95, selon le type d'indice EMG et du muscle étudié. D'autres études concernaient des tâches dynamiques impliquant des mouvements répétés de flexion-extension du tronc (Kankaanpaa *et al.* 1997; Sparto *et al.* 1999). Dans ces conditions, des corrélations variant entre 0,41 et 0,89 ont été obtenues avec les différents critères de fatigue utilisés (échelle de Borg, temps limite, taux de décroissance de la force maximale). Ceci nous mène à la formulation de l'hypothèse suivante :

Hypothèse 2 : Un ensemble limité d'indices EMG permettra de prédire, de manière individuelle ou multivariée, l'endurance musculaire (temps limite).

Le protocole de mesure devra être le plus court possible afin d'éviter l'effet de l'augmentation de la température musculaire, causée par la circulation sanguine, sur les différents paramètres EMG (Bell 1993; Merletti *et al.* 1984; Petrofsky and Lind 1980; Winkel and Jorgensen 1991). C'est pourquoi les indices EMG seront aussi calculés sur une période de temps plus courte (5 minutes)

afin de contraster leur validité par rapport aux indices EMG calculés sur 10 minutes. Cette étape de l'étude permettra de vérifier s'il est possible de prédire l'endurance des muscles du dos (mesure étalon : temps limite lors du test de fatigue fonctionnel) à l'aide de variables EMG recueillies lors des 5 ou 10 premières minutes de ce test (simulation d'une tâche de durée limitée). De plus, en se basant sur les travaux plutôt sommaires ($n = 7$ sujets) de (van Dieen *et al.* 1993b), des indices EMG présumément sensibles aux stratégies d'activation musculaire et qui apparaissent sensibles à la fatigue musculaire seront investigués pour vérifier s'il est possible d'extraire une information complémentaire aux indices EMG de fatigue traditionnellement utilisés.

Des analyses de régression multiples seront réalisées de manière à prédire le temps limite à l'aide des indices EMG retenus après les étapes de validation et de fidélité. Cette équation permettrait alors de comparer les individus sur la base de cette estimation de temps limite. En ne conservant que les indices les plus pertinents par l'élimination de l'information inadéquate ou redondante, le protocole de mesure pourra possiblement être simplifié (réduction du temps du test et du nombre d'électrodes EMG, si possible) tout en ayant une équation de prédiction la plus exacte possible.

Objectif spécifique 3 : Évaluer la fidélité test-retest des indices EMG.

Les études de fidélité des indices EMG sensibles à la fatigue musculaire des muscles du dos ont toutes été faites, à une exception près (Kankaanpaa *et al.*, 1997), pour des contractions statiques continues (Biedermann *et al.* 1990; Elfving *et al.* 1999; Larivière *et al.* 2002; Mannion *et al.* 1997a; Moffroid *et al.* 1994; Nargol *et al.* 1999; Ng and Richardson 1996; Oliver *et al.* 1996; Ollivier *et al.* 2005; Peach *et al.* 1998; Thompson and Biedermann 1993; van Dieen and Heijblom 1996) mais avec des résultats des plus variés. En général, les indices EMG basés sur le contenu fréquentiel du signal plutôt que sur l'amplitude (Larivière *et al.* 2002; Nargol *et al.* 1999) et les indices obtenus à l'aide de l'information provenant de plusieurs électrodes (muscles) démontrent plus de fidélité (Larivière *et al.* 2002; Nargol *et al.* 1999). En fait, nos propres travaux démontrent que des résultats fidèles peuvent être atteints, et cela autant chez des sujets sains que chez des sujets lombalgiques, lorsque certaines stratégies de mesure, qui seront détaillées dans la méthodologie (moyenne des indices EMG provenant de deux muscles et plus, identification du muscle le plus fatigable), sont utilisées (Larivière *et al.* 2002). Ceci nous mène à la formulation de l'hypothèse suivante :

Hypothèse 3: Un ensemble limité d'indices EMG produira des mesures fidèles.

Pour ce faire, seuls les indices retenus dans l'étude de validation, et calculés lors des 5 ou 10 premières minutes du test de fatigue fonctionnel, seront d'abord évalués sur une base individuelle. Par la suite, étant donné que le temps limite estimé à l'aide de l'équation de régression multiple développée (avec les indices EMG les plus valides et fidèles comme prédicteurs) représente la mesure d'intérêt clinique, une analyse de fidélité sera conduite sur ce paramètre.

2. MÉTHODOLOGIE

Trois études distinctes ont été nécessaires pour évaluer les trois hypothèses de recherche. La figure 3 donne une vue générale des différents sous-groupes de sujets qui ont servi dans les trois études, les tâches demandées de même que les principales variables qui ont été utilisées pour répondre aux différentes questions de recherche. Les prochaines sections décriront d'abord la méthodologie commune à ces trois études pour ensuite présenter leurs particularités.

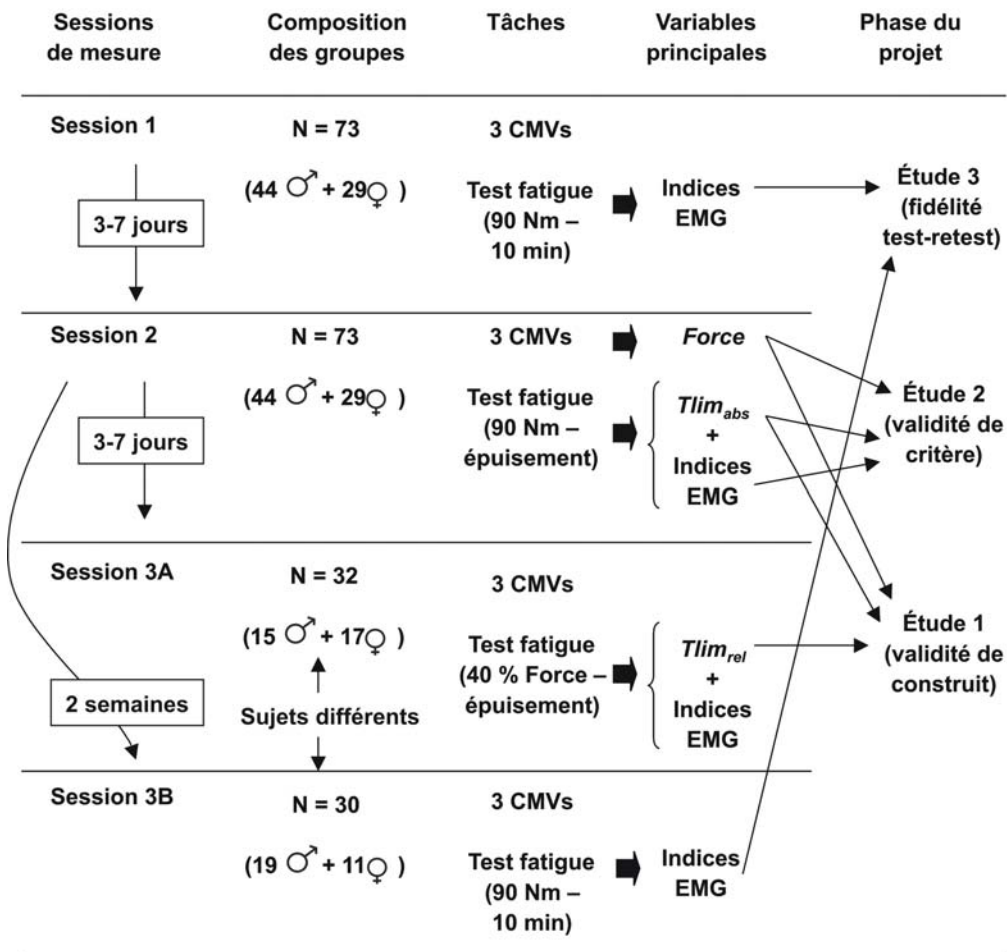


Figure 3. Schéma synoptique illustrant le plan d'ensemble du projet de recherche.

Illustration des différentes sessions de mesure, les sous-groupes de sujets qui ont participé à chacune de ces sessions, les tâches demandées ainsi que les principales variables retenues pour répondre aux différentes questions de recherche traitées dans les trois études. Les encadrés à gauche donne le temps entre les sessions de mesures. Les flèches à droite permettent de comprendre quelles variables ont été retenues, dans chaque session de mesure, pour répondre aux questions de recherche des trois études. ♂ et ♀ : hommes et femmes; CMVs : contractions maximales volontaires; Force : force maximale; Tlim_{abs} : temps limite (endurance absolue); Tlim_{rel} : temps limite (endurance relative).

2.1 Sujets

Soixante-treize sujets sains (44 hommes et 29 femmes âgés entre 20 et 55 ans) ont été recrutés sur une base volontaire dans la population. Cette grande étendue d'âge a été retenue afin de correspondre à la population de travailleurs (validité écologique) et pour ne pas exclure artificiellement le possible effet de l'âge sur les variables mesurées (force, endurance). Les hommes et les femmes ont été recrutés dans les différentes strates d'âge (18-30, 31-40, 41-50, 51-55 ans). La description des sous-groupes de sujets (données démographiques, etc.) utilisés pour tester chaque hypothèse de recherche est détaillée dans la section résultats. L'utilisation de sujets sains est nécessaire, car la mesure étalon de l'endurance musculaire est une mesure de performance maximale. Cette mesure ne doit donc jamais être confondue avec certains facteurs psychologiques (peur de se blesser, kinésiophobie, etc.) associés aux lombalgies chroniques (Hirsch *et al.* 1991; Vlaeyen and Linton 2000) et qui feraient en sorte d'invalider notre approche. Les principaux critères d'exclusion ont été : (1) la présence d'un mal de dos dans la dernière année ou d'un mal de dos d'une durée de plus d'une semaine dans les années précédentes (2) avoir eu une chirurgie au niveau de l'appareil musculo-squelettique du tronc, (3) avoir un indice de masse corporelle ($IMC = \text{masse (en kg)} \div \text{taille}^2 \text{ (en m)}$) supérieur à 30 kg/m^2 (critère d'obésité selon (Garrow and Webster 1985)), et (4) ne pas présenter de réponse positive au Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (QAAP) de manière à éliminer les personnes susceptibles de manifester des troubles cardiaques. Afin d'éliminer tout risque d'accident cardiaque, les sujets ont été questionnés sur les éléments additionnels suivants : (1) diabète, (2) histoire familiale de troubles cardiaques et (3) consommation de médicaments pour le contrôle des triglycérides ou du cholestérol.

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

2.2 Procédures (sessions de mesure et tâches)

Afin de répondre aux différents objectifs de l'étude tout en éliminant certains biais, chaque sujet a participé à deux sessions de mesure réparties sur des jours différents et des sous-groupes ont réalisé une troisième session. Pour chaque sujet, les sessions ont été réalisées approximativement aux mêmes heures de manière à contrôler les effets du rythme circadien sur les mesures de force musculaire (Gauthier *et al.* 2001; Martin *et al.* 1999).

Lors de la première session, des données anthropométriques de base (taille, masse) ainsi que des plis cutanés (biceps, triceps, abdominal, sous-scapulaire) ont été recueillis afin de calculer l'IMC et estimer le pourcentage de graisse (Durnin and Womersley 1974) afin d'en déduire la masse maigre. Le niveau d'activité physique général a aussi été quantifié avec un questionnaire (Baecke *et al.* 1982). Le score total (sur 15) est la somme des scores calculés pour les activités de travail (Index travail : /5), de sport et d'entraînement (Index sport : /5) ainsi que de loisirs (Index loisirs : /5). Lors de chaque session, de trois à cinq efforts sous-maximaux ($\approx 50\%$ de leur force maximale perçue) ont été réalisés afin de familiariser et d'échauffer le sujet, suivis de trois CMVs, séparées de deux minutes de repos. Les sujets ont été encouragés verbalement lors de ces efforts. Après cinq minutes de repos, le test de fatigue fonctionnel était réalisé mais avec

certaines modalités (temps d'exécution, charge) qui changeront au cours des trois sessions de mesure, selon l'objectif visé.

Voici les consignes données aux sujets pour expliquer le test de fatigue fonctionnel, après avoir expliqué le fonctionnement du dynamomètre et de la rétroaction visuelle :

« Dans ce test, vous devez respecter les périodes de repos et les périodes d'effort en suivant la cible. Lors de la montée, l'important est de le faire au même moment et d'arriver à 90 Nm en même temps que la cible. Il n'est pas nécessaire d'être exactement dans la cible pendant cette période. Cependant, vous devez demeurer dans la cible durant le 5 s d'effort constant et cela jusqu'à ce que la cible revienne en bas. Il est important de respirer normalement tout au long du test. Vous devez exécuter 75 cycles d'effort consécutifs. »

Dans le cas où le test devait être réalisé jusqu'à épuisement, la dernière phrase devenait alors :

« Il est très important que vous réalisiez le plus de cycles d'effort possibles car la validité de nos résultats en dépend. Vous devez donc continuer jusqu'à ce que l'on vous dise d'arrêter, à moins que vous ressentiez un malaise vous obligeant à arrêter. Cependant, nous arrêterons le test si vous atteignez 60 minutes. Nous vous encouragerons à atteindre cet objectif de 60 minutes. »

2.2.1 Étude de validation (étude 2)

La session 1 a permis de familiariser les sujets aux CMV et de leur faire réaliser le test de fatigue fonctionnel (10 min) une première fois en préparation de l'étude de fidélité (étude 3). C'est lors de la session 2 qu'ont été recueillies les mesures (force maximale, temps limite et EMG lors du test de fatigue fonctionnel) pour l'étude de validation. La session de familiarisation est nécessaire pour stabiliser le phénomène d'apprentissage à produire une CMV (Larivière *et al.* 2003b; Newton and Waddell 1993) et ainsi obtenir une mesure plus valide. Les sessions 1 et 2 ont été espacées d'au moins deux jours, mais pas plus d'une semaine, de manière à conserver cet apprentissage.

À la session 2, la force maximale (*Force*) a été obtenue en retenant le moment d'extension à L5/S1 maximal à travers les trois essais. La mesure étalon de la fatigue a aussi été obtenue, soit le temps limite ($T_{lim} = \text{nombre de cycles} \times 8 \text{ s}$), pour valider les indices EMG sensibles à la fatigue musculaire. Le temps limite correspondant à une charge absolue sera appelé $T_{lim_{abs}}$. Le test de fatigue fonctionnel a donc été fait jusqu'à ce qu'une diminution de la performance en force soit observée. Cet événement a été défini par une incapacité à produire ou tenir le palier de 90 Nm pendant trois cycles consécutifs. Les sujets ont été encouragés verbalement de manière à retarder cet événement et ainsi obtenir une mesure étalon de fatigue la plus valide possible. Selon les projections estimées avec le modèle de Pottier *et al.* (1969), cet événement devait se produire en moins de 60 minutes pour la grande majorité des individus. Le critère d'arrêt du test a donc été fixé à 60 minutes afin de ne pas prolonger le test inutilement pour des personnes (théoriquement les sujets les plus forts) qui risquent de faire le test sur une très longue période, la relation entre la force de l'individu et l'endurance absolue étant exponentielle.

2.2.2 Étude de fidélité (étude 3)

Un sous-échantillon de 30 sujets (19 hommes et 11 femmes) ont réalisé une session additionnelle (session 3A) identique à la session 1 pour évaluer la fidélité des différents indices EMG. Les sessions 2 et 3A ont été espacées de deux semaines afin de s'assurer que les deux jours d'évaluation servant à l'étude de fidélité (sessions 1 et 3A) soient suffisamment espacés pour éliminer, ou à tout le moins diminuer, les effets d'apprentissage de la tâche (Kroll 1963). Il est important d'éliminer ces effets d'apprentissage dans un contexte d'utilisation en milieu de réadaptation où les évaluations pré et postintervention devraient être espacées d'au moins quatre semaines.

2.2.3 Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1)

Le protocole utilisé est similaire à celui de Start & Graham (1964). Un autre sous-échantillon de sujets (15 hommes et 17 femmes) ont réalisé une session additionnelle (session 3B) identique à la session 2 à l'exception que la charge imposée lors du test de fatigue fonctionnel était de nature relative (40 % FMV) plutôt qu'absolue (90 Nm). Le test a été réalisé jusqu'à épuisement, de manière à obtenir le temps limite correspondant à une charge relative ($Tlim_{rel}$). Pour les besoins de l'étude 1, les sessions 2 et 3B ont été espacées d'au moins deux jours mais pas plus d'une semaine, de manière à conserver les apprentissages au niveau de la FMV, une condition souhaitable pour mettre en relation les variables de *Force* (session 2), $Tlim_{abs}$ (session 2) et $Tlim_{rel}$ (session 3B). La charge de 40 % a été estimée avant le projet, tel que présenté à la section 1.4, de manière à obtenir une charge équivalente à la charge absolue de 90 Nm (en moyenne à travers le groupe) et ainsi permettre de faire des relations entre des éléments ($Tlim_{abs}$ et $Tlim_{rel}$) comparables. C'est aussi dans ce but que la charge a été calculée par rapport à la FMV (*Force*) obtenue lors de la session 2.

2.3 Techniques de mesure

Dynamométrie. Le dynamomètre a été construit pour les fins de nos projets de recherche (Larivière et al., 2001a). Il est composé d'une plate-forme triaxiale (Advanced Mechanical Technology Incorporated, modèle MC6-6-1000) montée sur une armature d'acier permettant de stabiliser les membres inférieurs et le bassin (Annexe A - Figure A-1B; plus de détails dans l'article de Larivière *et al.* (2001a)). Le sujet est semi-assis dans le dynamomètre avec le tronc à la verticale et les genoux fléchis de manière à minimiser la contribution mécanique des extenseurs de la hanche. Lors de chaque cycle d'effort, le sujet doit suivre une cible qui suit le patron illustré à la figure 2 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-1C). Ce dispositif permet aussi de minimiser les moments de force en rotation axiale de manière à produire des moments de force essentiellement en extension. Parce que les efforts en rotation axiale sont perceptibles par le sujet (mouvements latéraux du curseur représentant le sujet), cela lui permet de se corriger (revenir vers le centre de la cible). La force musculaire (variable *Force* dorénavant utilisée dans texte) des sujets a donc été mesurée avec ce dynamomètre. En fait, il s'agit du moment de force en extension à L5/S1 mais le terme *Force* sera utilisé pour simplifier le texte.

Électromyographie. Huit électrodes de surfaces (électrodes actives avec gain de 1 K et bande passante de 20-450 Hz; modèle DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, M) ont recueilli les signaux EMG à une fréquence d'échantillonnage de 2048 Hz. Ces électrodes sont constituées de deux barres d'argent (longueur : 1 cm, largeur : 1 mm), séparées de 1 cm (en parallèle). En bref, après avoir nettoyé la peau avec de l'alcool, les électrodes ont été positionnées en tenant compte de la direction des fibres propre à chaque muscle (DeFoa *et al.* 1989), soit bilatéralement, vis-à-vis le multifide au niveau L5, l'ilio-costal lombaire au niveau L3, et le long dorsal aux niveaux L1 et T10 [Annexe A - Figure A1-A; plus de détails dans Larivière et al. (2001b)]. Afin de favoriser la fidélité des mesures, un gabarit permettant de localiser les électrodes aux mêmes endroits de jour en jour a été fait, lors de la première session, à l'aide d'un transparent. Le gabarit était fait de manière à pouvoir le repositionner en utilisant comme référence des repères anatomiques visibles et permanents, telles que les taches de rousseur à la surface de la peau.

2.4 Calcul des indices EMG sensibles à la fatigue musculaire

Tous les traitements des signaux EMG et de force ont été réalisés à l'aide de programmes d'analyse développés avec logiciel de calcul matriciel MATLAB version 6.5 (The MathWorks inc., Natick, MA, États-Unis) et ses différentes boîtes à outils (« Signal processing toolbox », « Wavelet toolbox »).

Afin de normaliser les signaux EMG en amplitude pour le calcul de certains indices EMG (détails plus loin), l'amplitude RMS (Root Mean Square) a été calculée (fenêtres de 125 ms avec chevauchement de 80 %) pour les signaux EMG des CMVs afin d'obtenir l'amplitude maximale (EMG_{max}) correspondant à chaque muscle.

En ce qui a trait aux signaux EMG du test de fatigue fonctionnel, les moments d'extension à L5/S1 ont d'abord été visualisés à l'aide d'un programme d'analyse. Pour chaque cycle, la zone où le plateau d'effort (à 90 Nm ou 40 % MVC selon le cas) était stable a été identifiée avec une souris afin que les analyses EMG se réalisent seulement avec le signal EMG correspondant, considérant un délai électromécanique de 130 ms (van Dieen *et al.* 1991). Ces zones variaient généralement entre 2 et 5 s selon le cycle. Différents traitements ont été réalisés pour chaque portion d'EMG sélectionné, c'est-à-dire pour chaque cycle, dépendant du type d'indice EMG calculé. Pour plus de détails, la procédure est schématisée à l'annexe B. Deux types d'analyse ont été réalisés dans les domaines fréquentiel et temporel, tel que détaillés dans les prochaines sections. Dans le but d'essayer de simplifier le plus possible le test de fatigue fonctionnel, il y a eu un souci de tester différentes options pour définir les indices EMG. En premier lieu, rappelons que le but du test est de prédire l'endurance musculaire, en utilisant l'EMG, sans que le test ait à être exécuté jusqu'à épuisement (test sous-maximal). Il faut donc définir une période de temps optimale permettant d'avoir assez d'information EMG pour obtenir des indices EMG valides et fidèles tout en évitant qu'une trop grande proportion des sujets atteignent l'épuisement dans cette période (ce qui en ferait un test maximal pour ces sujets). Les indices ont été calculés pour les dix premières minutes du test (75 cycles) mais aussi pour les cinq premières minutes (37 cycles), dans le but de vérifier si un test plus court permettrait de produire des indices EMG aussi valides et fidèles. Certains indices EMG, qui sont calculés à partir de l'information globale des huit électrodes de surface, ont aussi été recalculés en éliminant les électrodes positionnées à T10 (reste 6 électrodes), puis en éliminant les électrodes à L3 (reste 4 électrodes). Le choix

d'éliminer ces électrodes provient de résultats antérieurs (Larivière *et al.* 2002) ainsi que des résultats des études de validation et de fidélité du présent projet.

2.4.1 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. Ce phénomène est illustré à la figure 3. Dans le cas de la présente étude, pour chaque muscle étudié et chaque cycle, des analyses spectrales ont donc été réalisées sur les signaux EMG avec (1) des transformées rapides de Fourier et (2) avec des transformées en ondelettes selon la méthode de von Tschärner (2000).

Les transformées rapides de Fourier ont été réalisées sur une suite de fenêtres de temps de 0,5 s (1024 points) de manière à obtenir un chevauchement de 80 % entre les fenêtres (avancement de 100 ms d'une fenêtre à l'autre), suivant les recommandations de van Dieën and Oude Vrielink (1996) pour maximiser la fidélité des indices EMG correspondant à chaque palier d'effort. La fréquence médiane (FM) était ensuite déduite de chaque analyse spectrale.

Les transformées en ondelettes agissent en quelque sorte comme un « microscope mathématique » permettant de faire le focus sur certaines caractéristiques du signal EMG qui se produisent dans des bandes de fréquences spécifiques. La résolution accrue apportée par les transformées en ondelettes permet de réduire les erreurs d'estimation du contenu fréquentiel du signal EMG par rapport aux estimations faites avec les traditionnelles transformées rapides de Fourier (Karlsson *et al.* 1999). La famille d'ondelettes de von Tschärner (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) ont été éliminées, car les électrodes utilisées rejettent le contenu fréquentiel sous les 20 Hz. OND11 n'a pas non plus été considérée, car il reste très peu de contenu fréquentiel au-dessus de 300 Hz pour les muscles du dos (voir figure 3), ce qui risquerait de correspondre à du bruit de hautes fréquences. L'approche d'analyse de von Tschärner (2000) consiste à calculer l'intensité du signal EMG contenu dans chaque bande de fréquence (ondelette), ce qui donne une information localisée. Selon le phénomène illustré à la figure 3, il est probable que la fatigue musculaire entraînera une augmentation de l'intensité du signal dans les basses fréquences (ex. : OND3 et OND4) et une diminution dans les hautes fréquences (ex. : OND8, OND9 et OND10), comme le suggèrent les résultats des travaux antérieurs (Viitasalo and Komi 1977). La fréquence moyenne instantanée (FMI) a aussi été calculée à partir du contenu de ces ondelettes, selon la formulation de Karlsson and Gerdle (2001). La FMI est une statistique de tendance centrale permettant de résumer, avec un seul indice, le contenu fréquentiel du signal EMG. Le comportement de cette variable devrait s'apparenter à la FM (voir figure 3), i.e. par une baisse de la FMI dans le temps. L'information obtenue avec la FMI est manifestement moins fine mais plus stable dans le temps (fidèle).

Pour chaque cycle, les quantités obtenues pour chaque ondelette (OND3 à OND10) ainsi que pour la FM et la FMI ont été moyennées afin de donner une valeur par cycle d'effort (voir

annexe B). Les séries temporelles de ces valeurs moyennes, constituées des 37 (37 cycles i.e. 5 premières minutes) ainsi que des 75 premières valeurs (75 cycles = 10 minutes), étaient ensuite caractérisées avec des régressions linéaires de manière à obtenir leur ordonnée à l'origine ou « intercept » (ex. : $OND3_i$ et FMI_i) et leur pente (ex. : $OND3_p$ et FMI_p). La procédure complète est illustrée étape par étape, des signaux EMG bruts au calcul de pente, à l'annexe B (Figure B-1), en ce qui concerne FMI_p . Chacun de ces indices de fatigue (ex. : $OND3_p$ et FMI_p) a été normalisé en divisant sa valeur par son ordonnée à l'origine respective (ex. : $NOND3_p$ et $NFMI_p$). Cette normalisation est parfois proposée afin de tenir compte de l'épaisseur du pli cutané et adipeux qui sépare l'électrode de surface du muscle évalué (Merletti *et al.* 1994; Stegeman and Linssen 1992). Finalement, en se basant sur notre expérience antérieure (Larivière *et al.* 2002), les indices EMG correspondant à chacun des muscles ont été exploités de différentes façons, de manière à augmenter leur fidélité (moyenne de muscles homologues, moyenne de tous les muscles, identifier le muscle le plus fatigable). Les indices EMG retenus sont décrits à l'annexe D (tableau D-1).

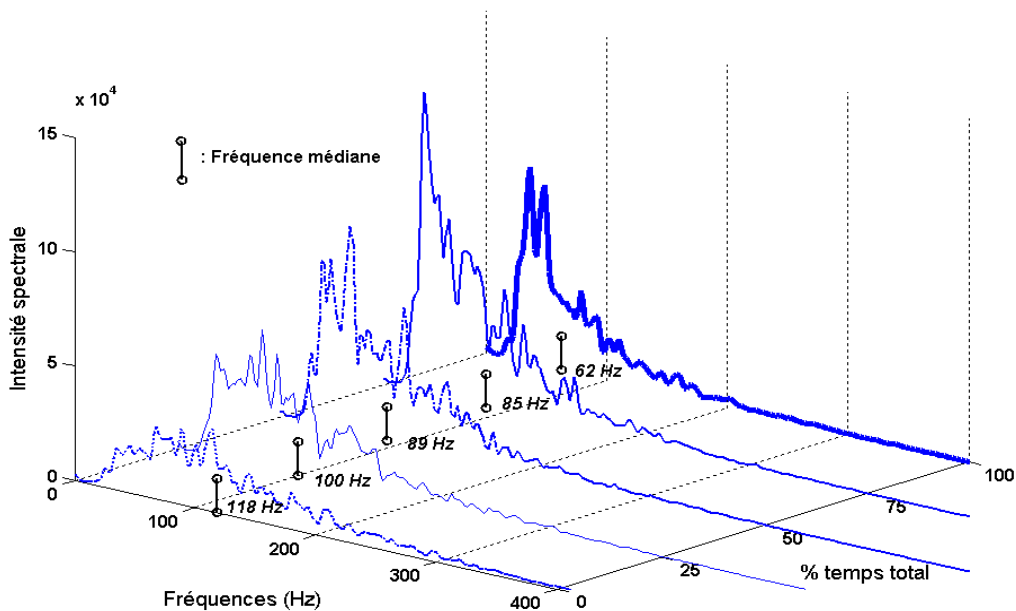


Figure 4 Effet de la fatigue musculaire sur le contenu fréquentiel du signal EMG

Dans cet exemple, le spectre des fréquences du signal EMG a été calculé à cinq occasions (0, 25, 50, 75 et 100 % du temps total), durant une contraction de fatigue, avec une transformée rapide de Fourier. L'effet global de la fatigue est la compression du spectre des fréquences vers les basses fréquences, ce qui se traduit par une augmentation de la puissance du signal (enveloppe sous la courbe) dans les basses fréquences et une diminution dans les hautes fréquences. Cela peut donc se quantifier en calculant la surface sous la courbe (puissance ou intensité du signal) pour différentes bandes de fréquence (comme les ondelettes) ou en calculant une statistique de tendance centrale (ici la fréquence médiane calculée avec une transformée de Fourier, ce qui est analogue à la FMI calculée avec les transformées en ondelettes).

2.4.2 Analyses dans le domaine temporel

Lorsque la fatigue musculaire progresse durant une tâche sous-maximale, l'amplitude RMS du signal EMG augmente dans le temps. Cela s'explique par le recrutement de nouvelles unités motrices (pour remplacer les fibres musculaires fatiguées) de manière à maintenir la charge demandée. Cependant, les indices EMG de fatigue correspondants démontrent généralement de très mauvais résultats de fidélité, ce qui a été vérifié une fois de plus dans la présente étude. Cela peut s'expliquer par le fait que l'amplitude du signal EMG est beaucoup plus sensible que son contenu fréquentiel aux stratégies d'activation des muscles, ce qui se traduit par un signal qui varie beaucoup dans le temps. Cela apparaît d'autant plus vrai lors de contractions à faible intensité (Fallentin *et al.* 1993; Kouzaki *et al.* 2002; Sirin and Patla 1987) et pour des contractions intermittentes (Bigland-Ritchie *et al.* 1995; Enoka and Stuart 1992; Haar Romeny *et al.* 1982; Westad *et al.* 2003), deux conditions qui favorisent la variation dans les stratégies d'activation neuromusculaires dans le temps. De plus, plusieurs évidences démontrent que le système nerveux central met à contribution différentes stratégies d'activation neuromusculaires, notamment lorsque la fatigue musculaire progresse (Fallentin *et al.* 1993; Hunter and Enoka 2003; Kouzaki *et al.* 2002; Sirin and Patla 1987; Tamaki *et al.* 1998; van Dieen *et al.* 1993b; Westgaard and De Luca 1999). Ces évidences suggèrent que la variabilité de l'amplitude du signal EMG peut en fait représenter une source d'information importante sur la fatigue musculaire.

Pour quantifier l'effet des différentes stratégies d'activation neuromusculaires sur la variabilité des signaux EMG, l'amplitude RMS des signaux EMG sélectionnés sur le plateau de chaque cycle a d'abord été calculée sur des fenêtres consécutives de 125 ms (16 à 40 fenêtres). Les valeurs RMS correspondant à chaque cycle étaient alors jointes bout à bout (sans moyenne à chaque cycle) afin d'obtenir une série temporelle équivalant à un test de fatigue de 5 min (37 cycles) et de 10 min (75 cycles). Par la suite, des indices EMG présumément sensibles aux stratégies d'activation neuromusculaires, tel que sommairement documenté ($n = 7$ sujets) par van Dieen *et al.* (1993), ont été calculés. Le détail du calcul de ces indices est illustré à l'annexe C. En premier lieu, de manière à enlever l'effet global de la fatigue (augmentation graduelle dans le temps) sur l'EMG RMS, chaque série temporelle a été caractérisée avec une régression linéaire de manière à enlever la tendance linéaire dans les signaux. Cela permet de mieux différencier (isoler) les effets causés par les stratégies d'activation par rapport aux effets causés par la fatigue. Les valeurs RMS étaient alors normalisées soit par rapport à l' EMG_{max} obtenu lors des CMVs, soit par rapport à une valeur alternative, soit l'ordonnée à l'origine de la droite de régression. Bien que la normalisation avec EMG_{max} est généralement la plus appropriée pour permettre une comparaison entre individus et entre différents muscles, cette méthode est limitée lorsqu'elle est appliquée chez des sujets lombalgiques, car la mesure d' EMG_{max} requiert la production d'un effort maximal, ce qui n'est généralement pas possible chez cette clientèle. C'est pour cette raison qu'une méthode de normalisation alternative a été testée afin de déterminer si les indices EMG qui en résulteront perdront ou non de leur validité (et de leur fidélité) par rapport aux indices EMG issus de la normalisation avec EMG_{max} . C'est avec les signaux RMS normalisés qu'ont été calculés trois types d'indice EMG. Brièvement, le premier indice [EMG_{VAR} , correspondant à Ind1 de van Dieen *et al.* (1993)] quantifie tout simplement la variabilité du signal EMG RMS pour chaque muscle individuellement. Le deuxième indice [EMG_{ALT} , correspondant à Ind2 de van Dieen *et al.* (1993)] quantifie le degré d'alternance du signal EMG

entre deux muscles, comme si une augmentation de l'activation d'un muscle compensait pour la diminution d'activation d'un autre muscle. Cet indice est composé de la proportion du temps où une alternance est observée (P_{ALT}) multiplié par une distance (D_{ALT}) qui, en fait, reflète l'amplitude moyenne de cette activité EMG opposée. P_{ALT} a été retenu comme troisième indice, car il permet de quantifier le phénomène d'alternance sans souffrir des limites liées à la normalisation des signaux EMG. Étant donné que EMG_{ALT} et P_{ALT} quantifient l'alternance entre deux muscles, différentes combinaisons de muscles (L5-L3, L5-L1, L5-T10, L3-L1, L3-T10, L1-T10) ont été évaluées. Les combinaisons impliquant les muscles homologues ou contra-latéraux (ex. : L5 gauche vs L5 droit) n'ont pas été considérées afin de prévoir les situations où une électrode ne donnerait pas des signaux de qualité. Lorsque cela se produit (assez rare), il a été décidé d'utiliser le signal contra-latéral de bonne qualité pour réaliser les analyses sur les deux côtés. La liste des indices EMG retenus pour quantifier les stratégies d'activation neuromusculaires est présentée à l'annexe D (Tableau D-2).

2.5 Analyses statistiques

Afin de favoriser une bonne compréhension des nombreuses analyses statistiques réalisées, seules les grandes lignes sont décrites dans les prochaines sections. Certains détails sont ajoutés au fur et à mesure dans la section résultats. Tous les tests statistiques ont été réalisés dans le logiciel statistique NCSS 2004 (Kaysville, UT, USA), à l'exception de certains tests simples (corrélations, test-t de Student pour échantillons indépendants) réalisables à l'aide du « Statistics Toolbox » de MATLAB version 6.5 (The MathWorks inc., Natick, MA, États-Unis).

2.5.1 Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1)

Étant donné que l'association entre la force et l'endurance (absolue et relative) suit généralement une allure non linéaire, voire logarithmique, $Tlim_{abs}$ et $Tlim_{rel}$ ont d'abord été transformés avec le logarithme naturel ($LTlim_{abs}$ et $LTlim_{rel}$). D'ailleurs, cette transformation a permis de corriger les distributions de ces variables afin qu'elles deviennent normales, tel que confirmé par les différents tests de normalité (Wilk-Shapiro, d'Agostino-Omnibus, etc.). Les comparaisons entre les hommes et les femmes ont été réalisées avec différents tests (Test-t, Mann-Whitney, Aspin-Welch), selon le cas, pour respecter les hypothèses de normalité et d'égalité des variances. Une matrice de corrélations (Pearson) a été calculée entre les différentes variables d'intérêt ($Force$, $LTlim_{abs}$ et $LTlim_{rel}$). Finalement, une analyse de régression multiple avec la procédure Stepwise a été réalisée avec $LTlim_{abs}$ comme variable dépendante, $Force$ et $LTlim_{rel}$ comme variables indépendantes (prédicteurs).

2.5.2 Étude de validation (étude 2)

Afin de faire une présélection des indices EMG les plus aptes à prédire $Tlim_{abs}$, des corrélations de Pearson ont été réalisées entre chaque indice EMG et $Tlim_{abs}$. En fait, les valeurs $Tlim_{abs}$ et de la plupart des indices EMG ont été transformés afin d'obtenir une distribution normale tel que confirmé par les différents tests de normalité (Wilk-Shapiro, d'Agostino-Omnibus, etc.). La distribution $Tlim_{abs}$ accusait une allure logarithmique, ce qui a nécessité une transformation logarithmique (log naturel) pour créer $LTlim_{abs}$. Les indices EMG de type $NOND_p$ et $NFMI_p$ ont

requis une transformation particulière, soit l'arcsinus hyperbolique. Pour EMG_{VAR} et EMG_{ALT} , le logarithme naturel était suffisant. Les indices de type P_{ALT} n'ont exigé aucune transformation.

Une deuxième étape de sélection des indices EMG a consisté à éliminer les indices qui présentaient une information redondante, à l'aide de matrices de corrélation (Pearson) pour chaque type de variables ($NOND_p$, $NFMI_p$, EMG_{VAR} , EMG_{ALT} , P_{ALT}).

La dernière étape de sélection a impliqué les modèles de régression multiples de manière à déterminer quel sous-ensemble d'indices EMG, en plus des caractéristiques individuelles (âge, masse, taille, IMC, masse maigre, niveau d'activité physique), permettait de mieux prédire $LTlim_{abs}$, tenant en compte différents scénarios, notamment en ce qui a trait au nombre d'électrodes EMG considérées. Des régressions linéaires multiples ont été faites, à l'aide de la procédure Stepwise, afin de créer les différents modèles, en utilisant un alpha d'entrée de 0,16 et un alpha de sortie de 0,16. Bien entendu, seules les itérations où tous les indices EMG sélectionnés avaient contribué de façon significative ($\alpha = 0,05$) à prédire $LTlim_{abs}$ ont été considérées.

2.5.3 Étude de fidélité (étude 3)

La première analyse de fidélité a été réalisée sur chaque indice EMG retenu à la lumière des résultats de l'étude de validation. Le coefficient de corrélation intraclasse (CCIC) et l'erreur standard de mesure (ESM) ont été calculés en utilisant les composantes de variance calculées à partir des valeurs de moindres carrés d'une ANOVA (1 voie avec mesures répétées) comme suit :

$$CCIC = \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + \sigma_j^2 + \sigma_{sj}^2} \text{ et } ESM = \sqrt{\sigma_j^2 + \sigma_{sj}^2}$$

où σ_s^2 , σ_j^2 et σ_{sj}^2 sont les variances associées aux facteurs Sujet, Jour et Sujet \times Jour, respectivement. L'ESM a été exprimée en pourcentage de la moyenne des mesures (à travers les jours), un indice similaire au coefficient de variation (ratio de l'écart-type sur la moyenne) qui est souvent rapporté pour ce type d'analyse, mais plus raffiné. L'appréciation des CCIC suggérée par Fleiss (1986) a été utilisée : $CCIC < 0,40$ (pauvre), $0,40 < CCIC < 0,75$ (modéré), $CCIC > 0,75$ (excellent).

2.5.4 Stratégie de sélection des indices EMG

Comme mentionné plus tôt, les indices EMG les plus prometteurs pour prédire $LTlim_{abs}$ seront sélectionnés d'abord sur la base des résultats de l'étude de validation et par la suite sur la base des résultats de l'étude de fidélité. Ce premier niveau d'analyse permettra de réduire le nombre d'indices EMG pour les analyses de régression multiples qui suivront. Des choix devront notamment être faits en fonction de la quantité de données EMG considérée (5 ou 10 min) pour calculer les différents indices EMG afin de nous guider sur le temps minimal requis pour prédire convenablement $LTlim_{abs}$, ceci dans le but ultime de déterminer la durée totale du test de fatigue fonctionnel (le plus court possible). Or, les valeurs $Tlim_{abs}$ des sujets étant en moyenne de 22 ± 15 min (médiane : 17 min) pour les hommes et de 14 ± 11 min (médiane : 10 min) pour les

femmes, il a été jugé plus convenable, dans les analyses de régression multiple (deuxième niveau d'analyse), de ne considérer que les cinq premières minutes du test pour faire le calcul des indices EMG chez les femmes (10 minutes chez les hommes). Ceci est en accord avec van Dieen *et al.* (1998) qui estiment que l'utilisation des données EMG correspondant à environ 50 % du temps limite permettent de prédire ce temps limite de façon acceptable. En tout, 7 femmes sur 29 n'ont pas atteint 5 min alors que 6 hommes sur 31 n'ont pas atteint 10 minutes, ce qui signifie que l'utilisation de la totalité des données EMG a été nécessaire chez ces sujets. En résumé, le premier niveau d'analyse (sélection des indices EMG) se réalisera avec les indices EMG calculés sur 5 et 10 minutes de données EMG tout en faisant abstraction du genre alors que le deuxième niveau d'analyse (régressions multiples) se réalisera avec les indices calculés avec 5 et 10 minutes de données EMG pour les femmes et les hommes, respectivement.

3. RÉSULTATS

3.1.1 Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1)

Les caractéristiques physiques des hommes et des femmes ainsi que leurs résultats pour les performances des muscles dorsolombaires sont détaillés au tableau 1. Comme attendu, plusieurs caractéristiques différencient les deux groupes. Il faut noter que, bien que les hommes aient une certaine tendance ($P = 0,093$) à démontrer une endurance absolue supérieure aux femmes, ces dernières surpassent les hommes en ce qui a trait à l'endurance relative. Cependant, il est à noter que lorsque l'échantillon de sujets devient plus important comme c'est le cas pour l'étude 2 (32 hommes et 28 femmes), les hommes démontrent alors une endurance absolue significativement ($P = 0,019$) plus élevée que chez les femmes (voir résultats de l'étude de validation – section 3.1.2, Tableau 3).

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

Variables *	Hommes (n = 15)		Femmes (n = 17)		† <i>P</i>
	Moyenne	(écart-type)	Moyenne	(écart-type)	
Âge (années)	38,7	(10,4)	31,8	(9,4)	0,061
Masse (kg)	74,2	(10,0)	59,1	(7,4)	0,000
Taille (m)	1,72	(0,07)	1,62	(0,05)	0,000
<i>Force</i> (Nm)	305	(71)	200	(30)	0,000
90Nm/ <i>Force</i>	0,31	(0,08)	0,46	(0,07)	0,000
<i>Tlim_{abs}</i> (min)	16,3	(10,8)	11,4	(8,3)	0,093
<i>Tlim_{rel}</i> (min)	7,1	(5,2)	12,6	(6,2)	0,007

Force : force maximale volontaire (session 2) exprimée en Nm (moment d'extension à L5/S1); 90Nm/*Force* : ratio pour déterminer la charge relative imposée par la charge de 90 Nm du test de fatigue fonctionnel sur chaque sujet; *Tlim_{abs}* : temps limite correspondant au test de fatigue avec charge absolue (90 Nm); *Tlim_{rel}* : temps limite correspondant au test de fatigue avec charge relative (40 % MVC); † Le test statistique a été déterminé (test-t, Aspin-Welch, Wilcoxon) en fonction de la normalité et l'égalité des variances des deux groupes de sujets.

La force maximale n'était pas différente de façon significative ($P = 0.156$) entre les sessions (session 1: 242 ± 67 Nm; session 2 : 249 ± 75 Nm; session 3B : 256 ± 84 Nm), indiquant qu'aucun apprentissage de la tâche n'a eu lieu en ce qui a trait à la force. La variabilité interindividuelle était assez grande pour les mesures de performance (Tableau 2), ce qui a permis d'obtenir des corrélations significatives entre la *Force* et *LTlim_{abs}* ($r = 0,61$; $P = 0,000$), entre la *Force* et *LTlim_{rel}* ($r = -0,60$; $P = 0,000$), mais pas entre *LTlim_{abs}* et *LTlim_{rel}* ($r = 0,05$; $P = 0,772$). Des analyses de régression multiple (procédure Stepwise) ont été réalisées avec *LTlim_{abs}* ou *LTlim_{rel}* comme variable dépendante et *Force* et certaines variables confondantes potentielles (genre, âge, taille, masse) comme prédicteurs. Seul *Force* a été retenue dans chacun des modèles,

ce qui élimine la possibilité que les variables confondantes potentielles évaluées aient eu un effet sur les mesures d'endurance (absolue et relative).

Une autre analyse de régression multiple a révélé que la variance de $LTlim_{abs}$ a été expliquée par $Force$ (premier prédicteur : 34,7 % de variance) et par $LTlim_{rel}$ (second prédicteur : 26,8 % de la variance), permettant ainsi d'expliquer une variance totale de 61,5 % (R^2 ajusté = 0,615; erreur standard de mesure = 0,4561). L'équation de prédiction était la suivante :

$$LTlim_{abs} = -1,586 + 0,010 \times Force + 0,723 \times LTlim_{rel}.$$

Tableau 2. Statistiques descriptives des résultats de force et d'endurance

Variabes	Moyenne	Écart-type	Minimum	Maximum
$Force$ (Nm)	249	75	153	433
$Tlim_{abs}$ (min)	13,68	9,68	2,67	46,80
$Tlim_{rel}$ (min)	9,99	6,27	2,00	24,27
90Nm/ $Force$ *	0,390	0,105	0,208	0,587

*90Nm/ $Force$: ratio de la charge absolue par rapport à la force individuelle

Un bas VIF (« variance inflator factor » = 1,6) a permis de rejeter la possibilité d'un problème de multicollinéarité dans ce modèle de prédiction. De plus, les diverses variables confondantes potentielles (genre, âge, taille, masse) n'ont pas été retenues dans ce modèle. La corrélation partielle entre $LTlim_{abs}$ et $LTlim_{rel}$ (en contrôlant pour l'effet de la $Force$) de 0,66 ($P = 0,000$) a permis de comprendre pourquoi $LTlim_{rel}$, qui n'était aucunement corrélé avec $LTlim_{abs}$ au départ ($r = 0,05$), est devenu un bon prédicteur de $LTlim_{abs}$ une fois que $Force$ est entrée dans le modèle de prédiction. Pour mieux clarifier cette situation, un regroupement de sujets a été fait selon l'intensité de la charge relative maintenue par chaque sujet (variable 90Nm/ $Force$ dans le tableau 2) lors du test de fatigue absolue. Nous avons fait l'hypothèse que les sujets qui travaillent en dessous du seuil d'occlusion complet des muscles du dos [40 % FMV selon Bonde-Petersen et al. (1975)] réagiraient différemment des sujets qui travaillent au-dessus de ce seuil. Le premier groupe a été formé par les 15 sujets les plus forts (90Nm/ $Force$ entre 21 et 38 % FMV) alors que les 17 sujets les plus faibles ont été classifiés dans le second groupe (90Nm/ $Force$ entre 41 et 59 % FMV). Étonnamment, la moyenne de 90Nm/ $Force$ obtenue avec l'échantillon complet de sujets ($39,0 \pm 10,5$ %FMV; $n = 32$) n'était pas différente du seuil d'occlusion complet de 40 % FMV (test-t : $P = 0,600$). La figure 4 illustre la relation entre $LTlim_{rel}$ et $LTlim_{abs}$ pour chacun de ces sous-groupes. Pour le groupe « fort » (< 40 % FMV), aucune relation n'a été obtenue ($r = 0,15$; $P = 0,499$) alors que pour le groupe « faible » (> 40 % FMV), une corrélation significative a été observée ($r = 0,63$; $P = 0,007$).

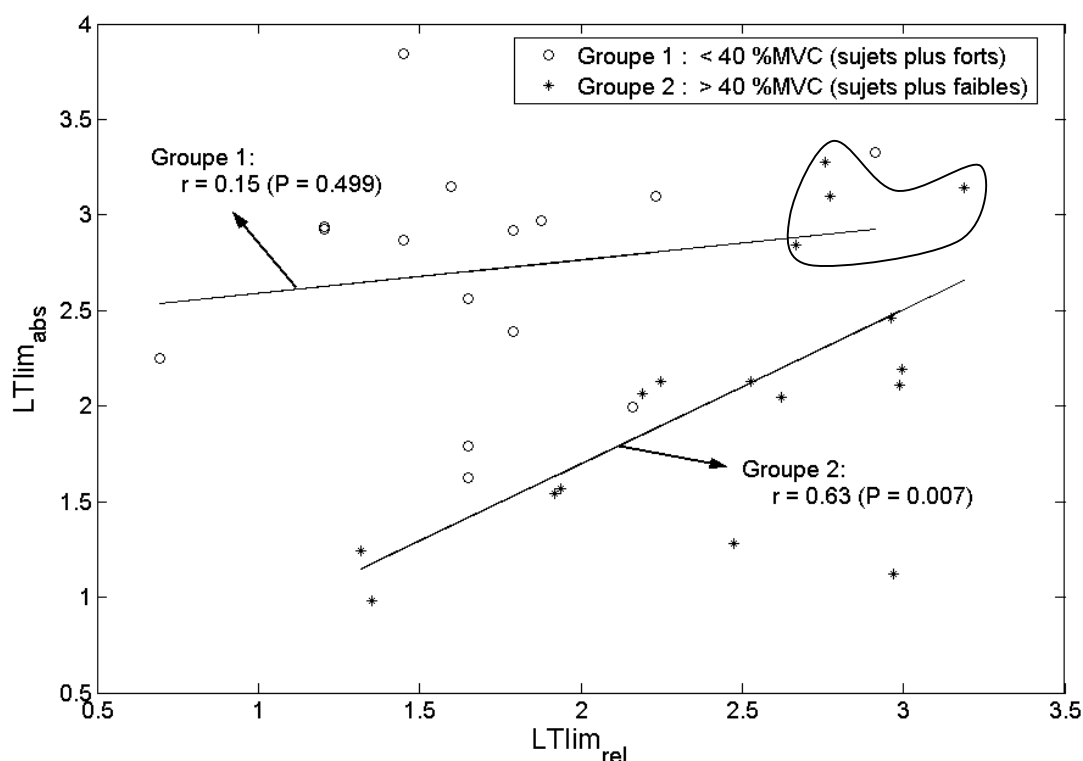


Figure 5 Illustration de la contribution de *Force* et $LTlim_{rel}$ pour prédire $LTlim_{abs}$

Il est intéressant d'observer qu'il est possible pour certains sujets plus faibles du groupe 2 (4 points encerclés) de démontrer une endurance absolue comparable aux sujets les plus forts du groupe 1. Ces quatre sujets présentaient des valeurs de *Force* parmi les plus grandes (207 à 222 Nm) observées dans le groupe 2 (étendues : 153 à 222 Nm) mais le fait qu'ils aient démontré une endurance absolue appréciable apparaît attribuable à leur bonne endurance relative, comme le suggère l'équation de prédiction.

3.1.2 Étude de validation (étude 2)

3.1.2.1 Relations avec le temps limite ($LTlim_{abs}$)

Les analyses de corrélation de Pearson entre les différents indices EMG et $LTlim_{abs}$ ont été réalisées avec un échantillon de 60 sujets, soit ceux pour lesquels le temps limite a été atteint avant 60 min ($LTlim_{abs} < 60$ min). Les données démographiques de ces sujets ainsi que leurs performances aux tests de force et d'endurance sont décrites dans le tableau 3.

Avant de présenter les résultats de cette étude, il est important de décrire les 13 sujets qui ont atteint 60 min. Tout d'abord, 12 d'entre eux étaient des hommes. La seule femme (âge : 35 ans) de ce groupe avait un bon gabarit (masse : 73 kg; taille : 1,70 m) et était la plus forte (275 Nm) par rapport aux autres femmes (étendue : 153-262 Nm). Les 12 hommes, de leur côté, ont été comparés (test-t) aux autres hommes ($n = 32$) qui ont atteint leur temps limite (Tableau 4). Bien que leurs caractéristiques physiques (masse, taille, pourcentage de graisse, masse maigre) aient été comparables, ces hommes étaient plus jeunes et avaient un plus grand niveau d'activité

physique. D'ailleurs, l'index d'activité physique associé au sport et/ou entraînement physique explique en grande partie leur plus grand niveau d'activité physique général (voir explications tableau 4). De plus, certains d'entre eux (5/12) faisaient de l'entraînement en salle de musculation. Finalement, ces sujets étaient significativement plus forts (5/13 se classent au-dessus du 90^e percentile de la distribution, $n = 73$), ce qui les favorisait, car la charge relative soutenue par ces sujets lors du test de fatigue était significativement plus petite, tel que démontré par les résultats du ratio $90Nm/Force$ (Tableau 4). Étant donné que notre critère mécanique de fatigue ($Tlim_{abs}$) nécessite que les sujets aient atteint l'épuisement, les corrélations de Pearson avec les différents indices EMG rapportées dans les prochaines sections ont été calculées pour les 60 sujets (32 hommes et 28 femmes) qui répondaient à ce critère. Les résultats pour les indices EMG obtenus à partir des analyses dans les domaines fréquentiel (transformées en ondelettes) et temporel (variabilité de l'activation musculaire) sont présentés séparément dans les prochaines sections.

Tableau 3. Caractéristiques démographiques ainsi que les mesures de force et d'endurance des hommes et des femmes (n total = 60) ayant participé à l'étude de validation par rapport au critère de fatigue ($Tlim_{abs}$)

Variables *	Hommes ($n = 32$)		Femmes ($n = 28$)		†
	Moyenne	(écart-type)	Moyenne	(écart-type)	P
Âge (années)	35	(10)	35	(11)	0,957
Masse (kg)	75	(9)	60	(7)	0,000
Taille (m)	1,73	(0,06)	1,62	(0,05)	0,000
Force (Nm)	327	(64)	206	(34)	0,000
$90Nm/Force$	0,29	(0,07)	0,45	(0,07)	0,000
$Tlim_{abs}$ (min)	21,8	(14,5)	14,4	(10,9)	0,019

Force : force maximale volontaire (session 2) exprimée en Nm (moment d'extension à L5/S1); $90Nm/Force$: ratio pour déterminer la charge relative imposée par la charge de 90 Nm du test de fatigue fonctionnel sur chaque sujet; $Tlim_{abs}$: temps limite correspondant au test de fatigue avec charge absolue (90 Nm); † Le test statistique a été déterminé (test-t, Aspin-Welch, Wilcoxon) en fonction de la normalité et de l'égalité des variances des deux groupes de sujets.

Tableau 4. Comparaison des caractéristiques physiques, démographiques et de force maximale entre les hommes ayant fait un temps de 60 min (n = 12) et les autres hommes ayant atteint leur temps limite (n = 32)

Variables	Temps : 60 min (n = 12)		$Tlim_{abs} < 60$ min (n = 32)		† <i>P</i>
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type	
Âge (années)	27	(9)	35	(10)	0,014
Masse (kg)	75	(7)	75	(9)	0,873
Taille (m)	1,76	(0,05)	1,73	(0,06)	0,194
Pourcentage de graisse	17,9	(6,1)	19,8	(5,9)	0,361
Masse maigre (kg)	62	(5)	60	(7)	0,460
Activité physique (/15) ‡	9,6	(1,2)	8,0	(1,6)	0,003
Index travail (score/5)	2,1	(0,7)	2,4	(0,7)	0,346
Index sport (score/5)	3,8	(0,8)	2,5	(0,9)	0,000
Index loisirs (score/5)	3,6	(0,7)	3,1	(0,6)	0,017
<i>Force</i> (Nm)	387	(87)	327	(64)	0,017
90Nm/ <i>Force</i>	0,24	(0,06)	0,29	(0,07)	0,031

Toutes les valeurs sont rapportées sans transformation pour obtenir une distribution normale. † Le test statistique a été déterminé (test-t, Aspin-Welch, Wilcoxon) en fonction de la normalité et de l'égalité des variances des deux groupes de sujets; ‡ Le niveau d'activité physique général (Baecke et al., 1982) est la somme (sur 15) des scores calculés pour les activités de travail (Index travail : /5), de sport et entraînement (Index sport : /5) ainsi que de loisirs (Index loisirs : /5); IMC: indice de masse corporelle; *Force* : force maximale volontaire (session 2) exprimée en Nm (moment d'extension à L5/S1); 90Nm/ *Force* : ratio pour déterminer la charge relative imposée par la charge de 90 Nm du test de fatigue fonctionnel sur chaque sujet.

3.1.2.1.1 Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine fréquentiel

Les analyses de corrélation ont permis de constater plusieurs éléments. Les indices EMG basés sur les ondelettes 5, 6 et 7 ($NOND5_p$, $NOND6_p$, $NOND7_p$), qui couvrent les fréquences moyennes du spectre de l'EMG (75 à 194 Hz), n'ont pas ou peu de corrélations significatives avec $LTlim_{abs}$. Parmi les indices qui restent (NFM_p , $NFMI_p$, $NOND3_p$, $NOND4_p$, $NOND8_p$, $NOND9_p$, $NOND10_p$), les corrélations étaient toujours moins bonnes pour les électrodes à L3 (r de 0,05 à 0,10 points plus basses) et T10 (aucune corrélation) par rapport aux électrodes L5 et L1. Si on fait abstraction des indices calculés à partir des électrodes à L3 et T10, les corrélations étaient similaires, que les indices EMG soient calculés sur une période de 5 ou de 10 min. Les résultats correspondant aux indices EMG les plus prometteurs sont détaillés dans le tableau E-1 de l'annexe E. On remarque des résultats plutôt modestes pour $NOND4_p$ mais de meilleurs résultats sont obtenus pour les autres variables avec des corrélations atteignant parfois 0,69 ($P = 0,000$) pour $NFMI_p$. Les corrélations étaient légèrement supérieures pour $NFMI_p$ (transformées en ondelettes) que pour NFM_p (transformées rapides de Fourier).

Afin d'être cohérent avec les résultats de la première étude où il avait été démontré que la force (*Force*) et l'endurance relative ($LTlim_{rel}$) permettaient d'expliquer une portion complémentaire

de la variance de $LTlim_{abs}$, des corrélations ont été réalisées entre les indices EMG recueillis lors du test de fatigue fonctionnel (90 Nm) et l'endurance relative (charge : 40% MVC) chez un sous-ensemble de sujets ($n = 25$). Les corrélations obtenues étaient moins élevées, de sorte que seulement 2 d'entre elles ont atteint la signification statistique (tableau E-1 de l'annexe E). Ceci est cohérent avec les résultats de l'étude 1 où la corrélation entre $LTlim_{abs}$ et $LTlim_{rel}$ était nulle. Cependant, il faut préciser que l'échantillon de sujets était considérablement réduit ($n = 25$), ce qui nécessitait de plus fortes corrélations pour atteindre la signification statistique. Toujours dans le but d'établir une relation avec les résultats de l'étude 1, il a été ensuite évalué si ces mêmes corrélations augmentaient lorsque la variable *Force* était considérée comme covariable. Cependant, les corrélations partielles entre les indices EMG et $LTlim_{rel}$ (covariable : *Force*) restaient inchangées (les résultats ne sont pas rapportés).

3.1.2.1.2 Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine temporel

Étant donné (1) que les résultats de validité et de fidélité (décrits plus loin) associés aux électrodes à T10 étaient moins bons pour les indices obtenus avec les analyses dans le domaine fréquentiel et (2) que les signaux EMG correspondants risquent plus d'être contaminés par l'action de la tête et des membres supérieurs (présence accrue de cross-talk provenant du trapèze et du grand dorsal), il a été décidé d'éliminer ces électrodes pour le reste des analyses. Cette décision a été prise dans le but de simplifier l'administration du test dans le futur.

Les corrélations entre ces indices EMG du domaine temporel (EMG_{VAR} , EMG_{ALT} , P_{ALT}) et $LTlim_{abs}$ sont comparables aux indices EMG du domaine fréquentiel (Tableau E-2 de l'annexe E). Les résultats retenus dans le tableau E-2 concernent les indices EMG calculés sur une période de 5 min, car les corrélations avec $LTlim_{abs}$ étaient similaires (pour EMG_{ALT}) ou supérieures (0,05 à 0,10 plus élevées pour EMG_{VAR}). On peut remarquer dans ce tableau que les indices EMG plus « globaux » (moyenne ou maximum de plusieurs électrodes) donnent les mêmes résultats, qu'ils soient obtenus avec 6 (L5, L3 et L1) ou 4 (L5 et L1) électrodes, ce qui plaide en faveur de l'élimination des électrodes L3, considérant les résultats obtenus avec les indices EMG obtenus à partir des analyses dans le domaine fréquentiel. Cependant, la méthode utilisée pour normaliser les indices EMG_{VAR} et EMG_{ALT} (par rapport à EMG_{max} ou l'ordonnée à l'origine) a démontré un impact sur les résultats (EMG_{max} donne de meilleurs résultats), notamment pour EMG_{ALT} normalisé par rapport à l'ordonnée à l'origine où les corrélations étaient non significatives (résultats non rapportés dans le tableau). Pour EMG_{VAR} , la normalisation avec l'ordonnée à l'origine a diminué les corrélations de 0,13 points environ (0,61 à 0,48 en moyenne). Les indices EMG qui peuvent être utilisés avec une clientèle lombalgique chronique (EMG_{VAR} normalisé par rapport à l'ordonnée à l'origine et P_{ALT}) ont obtenu des corrélations significatives qui variaient entre 0,42 et 0,64.

3.1.2.2 Relations avec la force maximale volontaire (*Force*)

Les différentes analyses de corrélation avec $LTlim_{abs}$ effectuées avec l'échantillon de 60 sujets ont permis de constater que les indices EMG avaient aussi une relation avec la force maximale volontaire (*Force*). Des analyses de corrélation de Pearson entre les différents indices EMG et *Force* ont donc été entreprises avec l'échantillon complet ($n = 73$), car tous ont produit le critère de force maximale volontaire. Les données démographiques de ces sujets ainsi que leurs performances aux tests de force sont décrites dans le tableau 5.

Tableau 5. Caractéristiques démographiques ainsi que la force maximale pour les hommes et les femmes (n total = 73) ayant servi à l'étude de validation par rapport au critère de force maximale volontaire (*Force*)

Variables *	Hommes (n = 44)		Femmes (n = 29)		†
	Moyenne	(écart-type)	Moyenne	(écart-type)	<i>P</i>
Âge (années)	33	(10)	35	(11)	0,430
Masse (kg)	75	(9)	61	(8)	0,000
Taille (m)	1,74	(0,06)	1,63	(0,05)	0,000
<i>Force</i> (Nm)	343	(75)	208	(36)	0,000
90Nm/ <i>Force</i>	0,28	(0,07)	0,45	(0,08)	0,000

Force : force maximale volontaire (session 2) exprimée en Nm (moment d'extension à L5/S1); 90Nm/*Force* : ratio pour déterminer la charge relative imposée par la charge de 90 Nm du test de fatigue fonctionnel sur chaque sujet; † Le test statistique a été déterminé (test-t, Aspin-Welch, Wilcoxon) en fonction de la normalité et l'égalité des variances des deux groupes de sujets.

Certains indices EMG du domaine fréquentiel (NFM_p , $NFMI_p$, $NOND8_p$, $NOND9_p$, $NOND10_p$) étaient corrélés de façon significative avec *Force* (Tableau E-1 de l'annexe E) résultant en des valeurs variant de 0,33 à 0,55. En ce qui concerne les indices EMG du domaine temporel (EMG_{VAR} , EMG_{ALT} , P_{ALT}), les corrélations étaient beaucoup plus élevées, notamment pour les indices EMG_{VAR} et EMG_{ALT} (normalisation avec EMG_{max}) où les corrélations variaient entre -0,72 et -0,81 (Tableau E-2 de l'annexe E). En effet, encore ici, les indices EMG qui peuvent être utilisés avec une clientèle lombalgique chronique (EMG_{VAR} normalisé par rapport à l'ordonnée à l'origine et P_{ALT}) ont obtenu des corrélations inférieures (r entre -0,32 et 0,51) aux autres indices (r entre -0,72 et -0,81).

Les corrélations négatives relativement élevées entre les indices EMG du domaine temporel (EMG_{VAR} , EMG_{ALT} , P_{ALT}) et *Force* suggèrent que ces indices EMG augmentent proportionnellement avec une diminution de la force relative. Une façon de le vérifier est de réaliser des analyses de corrélation entre ces indices EMG et *Force* lorsque ceux-ci sont calculés lors d'une tâche où la force relative exercée est la même. C'est ce qui a été fait avec l'échantillon de sujets (n = 31) ayant subi le test de fatigue fonctionnel avec une charge relative de 40 % FMV (session 3B), en utilisant les données EMG des 5 premières minutes pour tous les sujets (hommes et femmes). Les corrélations avec *Force* étaient, dans la plupart des cas, beaucoup plus basses et non significatives (Tableau E-3 de l'annexe E), ce qui confirme cette hypothèse. D'ailleurs, les corrélations avec $LTlim_{rel}$ (critère d'endurance relative), aussi rapportées dans ce tableau, avaient considérablement chuté dans cette condition d'endurance relative.

En résumé, l'étude de validation a permis de faire un premier tri des indices EMG en se basant sur leur corrélation avec $LTlim_{abs}$ et *Force*. Les indices EMG retenus sont ceux identifiés dans les tableaux E-1 et E-2 de l'annexe E. Seuls ces indices ont été soumis à l'étude de fidélité qui suit dans la prochaine section.

3.1.3 Étude de fidélité (étude 3)

Les données démographiques des sujets impliqués dans l'étude de fidélité sont décrites dans le tableau 6. Avant de présenter la fidélité des indices EMG, il est important de vérifier si un effet d'apprentissage a eu lieu en ce qui a trait à la force maximale volontaire entre les sessions 1, 2 et 3. Une ANOVA avec mesures répétées a révélé une différence significative ($P = 0,002$) entre les sessions (session 1 : 307 ± 108 Nm; session 2 : 320 ± 99 Nm; session 3A : 330 ± 99 Nm). Les tests *a posteriori* (Bonferroni) ont mis en évidence une augmentation significative de la force maximale entre la session 1 et la session 3A seulement, indiquant qu'un effet d'apprentissage de la tâche a eu lieu en ce qui a trait à la force. Cependant, l'étude de fidélité (données des sessions 1 et 3) démontre tout de même d'excellents résultats (CCIC : 0,90; ESM : 33 Nm, soit 10 %).

Tableau 6. Caractéristiques démographiques des hommes et des femmes (n total = 30) ayant participé à l'étude de fidélité

Variables	Hommes (n = 19)		Femmes (n = 11)		Test-t <i>P</i>
	Moyenne	(écart-type)	Moyenne	(écart-type)	
Âge (années)	29	(9)	41	(10)	0,003
Masse (kg)	75	(7)	63	(8)	0,000
Taille (m)	1,76	(0,05)	1,63	(0,05)	0,000

3.1.3.1 Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine fréquentiel

Les analyses de fidélité des indices retenus après l'étude de validation ont permis de démontrer une fidélité bien inférieure pour les indices calculés avec les électrodes à L3 et T10 par rapport aux électrodes L5 et L1. De plus, les scores CCIC et ESM démontrent une meilleure fidélité lorsque les indices EMG étaient calculés sur une période de 10 min au lieu de 5 min. Les résultats de fidélité correspondant aux indices EMG les plus prometteurs sont détaillés dans le tableau E-1 de l'annexe E. On remarque que certains indices EMG affichent des CCICs supérieurs à 0,75, notamment pour $NFMI_p$, ce qui correspond à une fidélité qualifiée comme excellente. La fidélité des indices NFM_p (transformées rapides de Fourier) est de beaucoup inférieure à la fidélité des indices $NFMI_p$ (transformées en ondelettes). Les indices NFM_p ont donc été éliminés étant donné qu'ils mesurent la même chose que $NFMI_p$, mais avec moins de fidélité. Les ESMs sont de leur côté moins impressionnantes avec des valeurs variant entre 42 et 63 % pour les indices $NFMI_p$ et entre 51 et 226 % pour les indices $NOND_p$. Malgré une fidélité plutôt modérée de certains des indices EMG du tableau E-1 (Annexe E), il a été jugé plus prudent de conserver tous ces indices (à l'exception de NFM_p) pour les analyses ultérieures, pour des raisons exprimées dans la discussion (section 4.3). C'est que chaque indice EMG n'aura pas le même poids dans les équations de prédiction qui seront développées. Il est donc possible qu'un indice EMG ayant une fidélité pauvre à modérée ait peu d'influence sur les estimations, en terme de validité. Évidemment, il est souhaitable que les indices EMG qui auront plus de poids seront aussi les plus fidèles afin d'améliorer la fidélité des estimées de l'équation.

3.1.3.2 Indices EMG obtenus avec les analyses dans le domaine temporel

La fidélité des indices EMG du domaine temporel est plus élevée que pour les indices EMG du domaine fréquentiel avec des CCIC variant entre 0,63 et 0,81 à l'exception de P_{ALT} (CCIC : 0,30 à 0,64), et avec des ESM variant entre 6 et 31 %. Les ESMs étaient particulièrement basses (pour la plupart inférieures à 10 %) pour les indices EMG qui peuvent être utilisés avec une clientèle lombalgique chronique (EMG_{VAR} normalisé par rapport à l'ordonnée à l'origine et P_{ALT}). Toutes les variables ont donc été retenues à cette étape.

3.1.4 Modèles de prédiction de l'endurance absolue et de la force des muscles dorsolombaires

3.1.4.1 Prédiction de l'endurance absolue

3.1.4.1.1 Modèles de régression linéaires multiples

De manière à prédire l'endurance absolue ($LTlim_{abs}$), des modèles de régression multiples ont été développés avec, comme prédicteurs, les indices EMG identifiés dans les tableaux E-1 (exception de NFM_p) et E-2 de l'annexe E, certaines variables d'ordre anthropométrique (taille, masse, masse maigre, indice de masse corporelle) et démographique (âge), et les index de sport et de loisir du questionnaire d'activité physique. L'index de travail et l'index global (travail + sport + loisir) de ce même questionnaire n'ont pas été considérés étant donné l'application visée chez des personnes pour lesquelles ces index n'ont pas de sens (en arrêt de travail). Les différents modèles décrits à l'annexe F (Tableau F-1) ont permis de mettre en lumière plusieurs choses. Les indices EMG des domaines fréquentiel et temporel permettent d'expliquer des portions complémentaires de la variance totale associée à $LTlim_{abs}$ (voir modèles 1 et 2). L'utilisation des variables EMG_{ALT} et EMG_{VAR} normalisées avec EMG_{max} (modèle 2) ne donnent pas de meilleurs résultats lorsque ces mêmes variables sont normalisées par rapport à l'ordonnée à l'origine (modèle 3). Finalement, les modèles développés pour chaque genre individuellement donnent de meilleurs résultats que les modèles où les sujets des deux genres sont considérés ensemble. Il est à noter que la distribution des résidus a été vérifiée et jugée normale (test de Wilk-Shapiro) pour tous les modèles présentés dans le tableau F-1.

À notre avis, ce sont les modèles 5 (chez les femmes; $R^2 = 0,70$ avec 6 électrodes) et 7 (chez les hommes; $R^2 = 0,76$ avec 4 électrodes) qui offrent les meilleurs compromis en termes de prédiction (R^2) et de simplicité (nombre d'électrodes). Une procédure de validation croisée de type « leave-one-out » mariant la procédure Bootstrap et Jackknife (K-fold cross-validation, (Zhu and Zhang 2004)) a été implantée et appliquée de manière à donner une appréciation plus réaliste (conservatrice) du pouvoir prédictif de ces modèles. Pour le modèle 5 ($n = 28$ femmes), les R^2 variaient très peu (étendue : 0,67 à 0,74 à travers les 28 modèles) par rapport au modèle original ($R^2 = 0,70$) et l'erreur standard de l'estimée issue de cette validation croisée était de 0,5712 (modèle original : 0,4716). En ce qui a trait au modèle 7 ($n = 32$ hommes), les R^2 variaient aussi très peu (entre 0,74 et 0,79 à travers les 32 modèles) par rapport au modèle original ($R^2 = 0,76$) et l'erreur standard de l'estimée était de 0,4429 (modèle original : 0,3539).

3.1.4.1.2 Validation croisée avec un échantillon indépendant

Afin de mettre à l'épreuve la validité prédictive du modèle développé pour les hommes, l'équation de régression a été appliquée chez les 12 hommes qui ont arrêté le test à 60 min et qui ne pouvaient pas être utilisés pour évaluer la validité des indices EMG (absence du critère de fatigue $Tlim_{abs}$). Même si $Tlim_{abs}$ n'est pas connu pour ces sujets, il était intéressant de vérifier si l'équation de prédiction permettait d'estimer des valeurs qui sont au moins près de 60 min (valeur logarithmique : 4,09) ou idéalement, supérieures à 60 min. Les résultats de cette analyse ont été non concluants, car les estimés variaient entre 1,77 et 3,29 (moyenne : $2,75 \pm 0,41$), ce qui est loin du compte (valeur minimale attendue : 4,09). Il apparaît donc que le modèle de prédiction ne permet pas d'être extrapolé pour estimer l'endurance absolue de sujets très endurants. D'ailleurs, le même type d'analyse a aussi été réalisé en utilisant le modèle 6 (hommes + femmes), ce qui a mené aux mêmes résultats. Des analyses supplémentaires ont été réalisées afin de comprendre la nature du problème.

Afin de découvrir en quoi les 13 sujets qui ont atteint le temps limite de 60 min sont différents des sujets qui ont servi à développer les différents modèles de prédiction de $LTlim_{abs}$, des comparaisons ont été réalisées pour différents types de variables EMG (EMG_{VAR} , P_{ALT} , $NFMI_p$, $NOND_p$). Il a d'abord été constaté que seules les variables de type EMG_{VAR} démontraient une tendance à différencier (Test-t, $P = 0,055$ pour $EMG_{VAR} - M4$) les deux groupes en question (Tableau 7, indices calculés sur 5-10 min). Comme discuté plus tôt, cela s'expliquerait par la force relative déployée par les sujets. En effet, les valeurs inférieures de EMG_{ALT} chez ces 13 sujets indiqueraient que la charge relative déployée lors du test de fatigue était inférieure, ce qui était manifestement le cas (voir résultats statistiques tableau 4).

La visualisation de l'allure générale des FMI dans le temps (Annexe G, Figure G-1) a permis d'observer que les pentes des relations FMI -temps des sujets ayant un $Tlim_{abs}$ supérieur à 40 min (comprend les 13 sujets marginaux) sont généralement non linéaires de sorte que les pentes calculées dans les premières 5-10 minutes sont similaires aux autres sujets, ce qui n'est pas le cas lorsque les pentes sont calculées sur l'ensemble de la courbe. En effet, dans ce dernier cas, les pentes sont tout près de zéro (Tableau 7), ce qui suggère effectivement que ces sujets ne se sont pas fatigués ou le sont très peu durant le test de fatigue. Les résultats statistiques du tableau 7 appuient cette explication, car lorsque $NFMI_p - X4$ est calculé sur tout le test de fatigue, une différence significative apparaît entre les groupes. Il est à noter que des résultats similaires furent obtenus avec les indices $NOND_p$. Dans le tableau 7 sont aussi rapportés les résultats d'une des variables de type P_{ALT} de manière à évaluer si des stratégies d'activation musculaire pourraient expliquer le parcours non linéaire FMI -temps des 13 sujets en question. Les résultats non significatifs suggèrent que non.

Tableau 7. Comparaison de certains indices EMG entre les sujets ayant fait un temps de 60 min (n = 13) et les autres sujets ayant atteint leur temps limite (n = 60)

Variables*	Temps : 60 min (n = 13)		$Tlim_{abs} < 60$ min (n = 60)		† P
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type	
$NFMI_p - X4$ (5-10 min)	-0,8	(0,2)	-1,2	(0,8)	0,108
$EMG_{VAR} - M4$ (5 min)	10,9	(1,1)	12,3	(2,3)	0,055
$P_{ALT} - M4$ (5 min)	41	(6)	41	(4)	0,600
$NFMI_p - X4$ (tout)	-0,05	(0,16)	-1,58	(2,40)	0,000
$EMG_{VAR} - M4$ (tout)	12,6	(1,6)	13,3	(2,5)	0,371
$P_{ALT} - M4$ (tout)	41	(5)	41	(4)	0,629

* Les indices EMG sont calculés soit à partir des 5-10 premières min du test (selon le genre), soit à partir de toutes les données (tout). Ils sont définis en annexe D. EMG_{VAR} est normalisé avec l'ordonnée à l'origine (comme dans le modèle de régression retenu pour la prédiction de $LTim_{abs}$). † Le test statistique a été déterminé (test-t, Aspin-Welch, Wilcoxon) en fonction de la normalité et de l'égalité des variances des deux groupes de sujets; les cases ombragées montrent que pour les 13 sujets ayant atteint 60 min, les valeurs de $NFMI_p$ changent dramatiquement selon la période de temps considérée, ce qui démontre que la relation dans le temps est non linéaire, tel qu'observé à la figure G-2 (Annexe G).

Les résultats statistiques du tableau 7 suggèrent qu'il est peut-être possible de calculer les indices $NFMI_p$ sur une période de temps suffisante pour que les différences entre les sujets moins endurants et les sujets plus endurants apparaissent. Les indices $NFMI_p$ ont donc été calculés sur des périodes de temps variant entre 10 % et 100 % du temps limite afin de savoir pour quelle période de temps (1) ces indices de pente représentent bien la pente calculée sur la totalité du temps et (2) les différences entre sujets moins endurants et plus endurants sont maximales. Afin de raffiner cette analyse, quatre groupes de sujets ont été formés (Tableau 8) sur la base de leur endurance ($Tlim_{abs}$). Les 13 sujets ayant atteint 60 min forment le groupe # 4.

Tableau 8. Composition de quatre groupes de sujets basés sur leur endurance absolue

Groupes	Nombre sujets	Hommes (n total = 44)		Femmes (n total = 29)	
		n	Étendue $Tlim_{abs}$	n	Étendue $Tlim_{abs}$
# 1 : $Tlim_{abs} < 10$ min	20	6	5,1 – 9,5	14	2,7 – 9,5
# 2 : $10 < Tlim_{abs} < 30$ min	29	18	10,9 – 27,9	11	10,3 – 26,5
# 3 : $30 < Tlim_{abs} < 60$ min	11	8	36,4 – 56,7	3	36,5 – 40,7
# 4 : $Tlim_{abs} = 60$ min	13	12	60	1	60

La figure G-2 (Annexe G) illustre la non-linéarité de la relation FMI -temps (électrode L5 gauche), car les pentes $NFMI_p$ convergent de plus en plus vers zéro à mesure que la période de temps pour calculer ces indices augmente. Des graphiques presque identiques ont été obtenus pour les électrodes L5-droit et les deux électrodes à L1. Des analyses statistiques (ANOVA :

4 Groupes \times 10 Temps avec mesures répétées sur facteur Temps) ont d'ailleurs permis de constater (1) que les valeurs $NFMI_p$ ne sont plus significativement différentes de la valeur étalon ($NFMI_p$ calculée sur le temps total, i.e. 100 % de $Tlim_{abs}$) lorsqu'elles sont calculées sur une période variant entre 30 et 50 % de $Tlim_{abs}$, selon le muscle étudié (Tableau 9). Des différences entre les groupes ont aussi été détectées pour tous les muscles. Cependant, en général, les tests *a posteriori* (Tuckey-Kramer) ne démontrent une différence significative qu'entre le groupe 1 et les autres groupes (Tableau 9). Le groupe 4, composé des 13 sujets très endurants, est donc difficilement différenciable des groupes 2 et 3. De plus, les interactions nettement non significatives Groupe \times Temps révèlent que la proportion de temps utilisé pour calculer les indices $NFMI_p$ n'a aucune influence sur la différence entre les groupes. Il apparaît donc impossible de discriminer les 13 sujets très endurants sur la base de la relation FMI -temps. Ne pas utiliser les variables de type $NFMI_p$ et $NOND_p$ dans le modèle de régression développé pour les hommes ($n = 32$) n'est pas envisageable, car cela mènerait à de trop pauvres résultats de prédiction ($R^2 = 0,34$; ESE : 0,5410).

Étant donné l'incapacité des indices $NFMI_p$ et $NOND_p$ à résoudre le problème, un autre indice a été calculé. Il s'agit du « area ratio index » (Merletti *et al.* 1991), qui est particulièrement recommandé lorsque les relations EMG-temps sont non linéaires, car il a l'avantage de ne pas nécessiter d'établir un modèle de régression (linéaire ou non) pour quantifier la nature de la relation. Malheureusement, les résultats ne se sont pas avérés plus concluants (moins bons), ce qui fait qu'une solution à ce problème, s'il y en a une, reste à être développée.

Tableau 9 : Valeurs de probabilité des analyses ANOVA permettant de vérifier quel pourcentage du temps limite est nécessaire pour bien caractériser la relation FMI -temps

Variables	Muscle 1 (L5 gauche)	Muscle 2 (L5 droit)	Muscle 3 (L1 gauche)	Muscle 4 (L1 droit)
Groupes †	0,000 (1 < 2,3,4)	0,000 (1 < 2,3,4)	0,000 (1 < 2,3,4)	0,000 (1 < 2,3,4 et 2 < 4)
Temps	0,000	0,000	0,000	0,000
Groupe \times Temps	0,941	0,999	0,963	0,998
$NFMI_{p-X\%} = NFMI_{p-100\%}$ *	40 %	30 %	50 %	50 %

*Proportion de $Tlim_{abs}$ où $NFMI_p$ n'est plus différent de $NFMI_p$ calculé avec 100 % des données

† Les résultats des analyses *a posteriori* (pour l'effet principal Groupe) sont indiqués entre parenthèses. Ex. : 1 < 2,3,4 indique que le groupe 1 donne des résultats significativement inférieurs aux groupes 2, 3 et 4. La composition des groupes en question ($n = 4$) est détaillée dans le Tableau 8.

3.1.4.2 Prédiction de la force maximale volontaire (*Force*)

Des modèles de régression multiples ont été développés (procédure Stepwise) pour prédire la force maximale volontaire (*Force*) de la même façon que pour la prédiction de $LTim_{abs}$ (procédure Stepwise, mêmes indices EMG comme variables indépendantes). À l'aide des variables EMG_{VAR} et EMG_{ALT} normalisées avec EMG_{max} (applications avec sujets sains) et considérant six électrodes (L5, L3 et L1 bilatéralement), il est possible d'expliquer 80 % de la

variance de *Force* (annexe F - Tableau F-2 - modèle 1). En normalisant les variables EMG_{VAR} et EMG_{ALT} avec l'ordonnée à l'origine (applications avec sujets sains ou lombalgiques), la variance expliquée est réduite à 69 % (modèle 2) avec six électrodes et à 67 % (modèle 5) avec seulement quatre électrodes (L5 et L1 bilatéralement). Le modèle à quatre électrodes est retenu pour sa simplicité d'utilisation. Cependant, comme c'était le cas pour la prédiction de $LTlim_{abs}$, les modèles développés pour chacun des genres donnent de meilleurs résultats en termes d'erreur standard de l'estimé (modèle 7 chez les femmes : 32 Nm; modèle 8 chez les hommes : 38 Nm; modèle 6 chez tous les sujets: 54 Nm). Les modèles spécifiques à chaque genre ont donc été retenus. La distribution des résidus a été vérifiée et est jugée normale (test de Wilk-Shapiro) pour tous les modèles présentés dans le tableau F-2.

Comme pour le modèle de régression développé pour la prédiction de $LTlim_{abs}$, une validation croisée de type « leave-one-out » a été effectuée. Pour le modèle 7 (n = 29 femmes), les R^2 variaient très peu (étendue : 0,19 à 0,31 à travers les 29 modèles) par rapport au modèle original ($R^2 = 0,25$) et l'erreur standard de l'évaluation issue de cette validation croisée était de 34 Nm (modèle original : 38 Nm). En ce qui a trait au modèle 8 (n = 32 hommes), les R^2 variaient aussi très peu (entre 0,68 et 0,76 à travers les 32 modèles) par rapport au modèle original ($R^2 = 0,72$) et l'erreur standard de l'estimé était de 48 Nm (modèle original : 38 Nm).

Comme pour $LTlim_{abs}$, afin de réaliser une validation croisée avec l'échantillon indépendant, l'équation de régression spécifique aux hommes (modèle 8) a été appliquée chez les 12 hommes qui ont arrêté le test à 60 min. L'erreur moyenne calculée était de 71 Nm (18 %), ce qui s'expliquerait par l'utilisation des variables de type $NFMI_p$ et $NOND_p$ dans le modèle de régression. Cependant, ne pas utiliser les variables $NFMI_p$ et $NOND_p$ pour développer le modèle de régression chez les hommes (n = 44, incluant les 12 hommes ayant atteint le temps limite de 60 min) mènerait à des résultats de prédiction comparables ($R^2 = 0,57$; ESE : 53 Nm) au modèle 6 ($R^2 = 0,54$; ESE : 54 Nm) où ces variables étaient utilisées.

4. DISCUSSION

Un nouveau test permettant d'objectiver la capacité des muscles du dos, le test de fatigue fonctionnel, a été proposé. 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. Cela apparaît possible en simulant une tâche impliquant des mécanismes de fatigue musculaire similaires. **La première étude** du présent projet de recherche a permis de vérifier que le test de fatigue fonctionnel mesure un phénomène (endurance absolue) qui dépend à la fois de la force de l'individu et de son endurance relative. Cette démonstration fait preuve de la validité de construit du test de fatigue fonctionnel. On peut donc affirmer que le test de fatigue fonctionnel mesure plus la « capacité » des muscles dorsolombaires (force + endurance relative) que l'endurance en tant que telle, étant donné que la définition puriste de l'endurance fait référence à l'endurance relative seulement. **La deuxième étude** a permis de sélectionner un sous-ensemble d'indices EMG qui étaient corrélés significativement avec notre critère de fatigue ($LTim_{abs}$) afin d'évaluer leur validité de critère. Plusieurs indices ont donc pu être éliminés. Parmi les indices EMG retenus, figurent les indices EMG de fatigue traditionnels du domaine fréquentiel mais aussi de nouveaux indices EMG du domaine temporel qui sont bien corrélés avec la force maximale et l'endurance absolue des sujets. **La troisième étude** a permis de vérifier la fidélité test-retest des indices EMG retenus à la deuxième étude. Un nombre plus restreint d'indices EMG donne des résultats acceptables. Cependant, certains indices EMG du domaine temporel ont démontré une fidélité excellente. **Finalement**, des modèles de régression multiples ont été développés afin de prédire non seulement l'endurance absolue, mais aussi la force maximale. Différents scénarios ont été envisagés afin de juger de l'importance de considérer (1) différents types d'indices EMG en fonction des clientèles de sujets évalués (sujets sains vs lombalgiques chroniques), (2) différentes configurations d'électrodes, et (3) pour évaluer l'influence du genre. Une discussion plus détaillée de chacune des trois études qui ont constitué le présent projet de recherche est élaborée dans les prochaines sections.

4.1 Étude de la relation entre la force, l'endurance absolue et relative (étude 1)

Les résultats ont démontré que le test de fatigue fonctionnel mesure l'endurance absolue qui est à son tour dépendante de la force maximale et de l'endurance relative des individus, ce qui est en accord avec les travaux de Start et Graham (1964). Ceci supporte l'hypothèse 1 du présent projet de recherche et permet de documenter la **validité de construit** du test. En effet, ces résultats suggèrent fortement que les périodes de repos entre les cycles d'effort sont suffisantes pour permettre la circulation sanguine et ainsi favoriser la contribution de l'endurance relative, en plus de la force de l'individu, à augmenter l'endurance absolue. De plus, la prédiction de l'endurance absolue par la force et l'endurance relative n'a été affectée par aucune des covariables considérées (genre, âge, taille, masse), ce qui démontre la robustesse de l'équation de régression. Ces résultats démontrent donc que le test de fatigue fonctionnel mesure la force et l'endurance relative des muscles dorsolombaires de façon concomitante. Il est donc plus juste de conclure que le test de fatigue fonctionnel mesure la « capacité » et non seulement « l'endurance » des muscles dorsolombaires, si on prend pour acquis que la définition puriste de l'endurance correspond à l'endurance relative (correction pour la force de l'individu). Le test ne permet pas

de différencier la force et l'endurance relative. Dans une perspective de retour au travail, ceci n'est pas important en autant que l'endurance absolue est suffisante pour accomplir son effet potentiellement protecteur sur la colonne lombaire. Les fondements physiologiques qui expliquent l'équation de régression ainsi que les implications qui en découlent dans la pratique en réadaptation sont discutés dans la prochaine section.

4.1.1 Fondements physiologiques du test de fatigue fonctionnel et implications dans la pratique en réadaptation

L'interprétation physiologique des résultats n'est pas simple. La charge relative correspondant à la charge de 90 Nm du test de fatigue fonctionnel était évidemment plus petite pour les sujets les plus forts. Le principe de taille (« size principle » qui explique l'ordre de recrutement des unités motrices) implique que les sujets plus forts exécuteraient cette tâche absolue en utilisant une plus grande proportion d'unités motrices de plus petite taille, qui sont surtout composées de fibres musculaires résistantes à la fatigue (fibres de type I), comparativement aux sujets les plus faibles. Plus encore, les sujets les plus forts bénéficieraient d'une meilleure circulation sanguine intramusculaire, car ils ont plus de chance d'exercer sous le seuil complet d'occlusion de la circulation (40 % FMV). Ces deux facteurs peuvent expliquer pourquoi la force a été sélectionnée en premier dans le modèle de régression. D'un autre côté, les sujets les plus forts ont démontré une plus petite endurance relative et n'ont pas été capables de se servir de cette qualité musculaire pour augmenter leur endurance absolue, comme démontré par l'absence de relation ($r = 0,15$; $P = 0,499$) entre l'endurance relative et l'endurance absolue chez le groupe 1 (sujets les plus forts de la figure 4). En fait, la plus grande endurance relative des sujets les plus faibles était suffisante pour augmenter leur endurance absolue malgré le fait que la charge de 90 Nm représentait pour eux une charge relative supérieure et impliquait le recrutement d'une plus grande proportion de fibres de type II plus fatigables. Étant donné que les sujets plus faibles ont probablement des fibres musculaires plus petites, il est concevable qu'une plus grande circulation sanguine par fibre, et donc une plus grande résistance à la fatigue à cause d'une plus courte distance de diffusion, amènerait un avantage des sujets plus faibles en ce qui a trait à l'endurance relative. La nature intermittente du test de fatigue fonctionnel semble donc permettre à ces sujets de capitaliser sur leurs capacités à produire l'énergie (ATP) via les filières énergétiques aérobies. Ces éléments illustrent la capacité du test de fatigue fonctionnel à faire intervenir les mécanismes de fatigue qui correspondent à des tâches répétitives qui sont représentatives de la réalité du travail. En effet, l'utilisation d'une charge absolue (charge modérée) appliquée de façon intermittente pour allouer des temps de repos a permis de différencier les sujets forts des sujets faibles et aussi de différencier des sujets qui ont des capacités différentes à utiliser les filières énergétiques aérobies.

Les implications en réadaptation sont plus évidentes. Nos résultats suggèrent que le développement de l'endurance absolue requiert l'entraînement de la force et de l'endurance relative. Ceci est en accord avec (McGill 1998) qui propose que l'entraînement en endurance des muscles dorsolombaires ne devrait pas être surexploité au détriment de la force. D'ailleurs, les proportions de variance de l'endurance absolue qui sont expliquées par chaque qualité musculaire ont approximativement la même importance relative (force : 34,7 %; endurance relative : 26,8 %). Cependant, un programme d'exercice approprié nécessitera un dosage adéquat, car il est impossible d'obtenir des gains maximaux en force et en endurance relative

simultanément selon ce qui est appelé le « continuum force-endurance » (Fleck and Kraemer 1997). En bref, les quelques études portant sur le sujet suggèrent que l'entraînement en force n'est pas aussi bon que l'entraînement en endurance ou l'entraînement concourant (force-endurance) pour développer l'endurance absolue (Anderson and Kearney 1982; Stone and Coulter 1994). D'un point de vue pratique ou clinique, un entraînement concourant (1 à 2 séries de \approx 15-20 répétitions) pourrait être optimal chez les sujets lombalgiques, car il ne requiert ni de grandes charges (propre à l'entraînement en force), ni un grand nombre de répétitions ($>$ 30 répétitions; propre à l'entraînement en endurance).

4.2 Études de validation (étude 2) et de fidélité (étude 3) des indices EMG

Considérés individuellement, les différents indices EMG avaient des relations variables avec $LTlim_{abs}$, comme c'est aussi le cas au sujet des résultats de fidélité. Les moins bons résultats de validité et de fidélité observés pour les indices EMG correspondant aux électrodes L3 et T10 pourraient s'expliquer par une plus petite activation et conséquemment à une moins grande fatigue des muscles en question. Des analyses statistiques supplémentaires réalisées sur les taux d'utilisation musculaire [$TUM = (EMG\ RMS / EMGmax) \times 100$] obtenus au début de la tâche démontrent effectivement que les TUMs aux électrodes L3 ($21 \pm 9\%$ EMGmax) et T10 ($22 \pm 12\%$ EMGmax) étaient significativement inférieurs (ANOVA; $P = 0.000$) aux valeurs à L5 ($31 \pm 12\%$ EMGmax) et L1 ($28 \pm 10\%$ EMGmax). Cela corrobore d'autres études au niveau d'activation des muscles dorsaux réalisées avec l'EMG de surface (Vink *et al.* 1988) et avec la résonance magnétique fonctionnelle musculaire (Mayer *et al.* 2005). Dans ces études, on observe que les muscles latéraux, correspondant ici aux électrodes à L3 et T10, sont moins sollicités que les muscles médiaux (électrodes à L5 et L1) à des niveaux de force faibles à modérés. Le phénomène contraire se produit à des niveaux de force plus élevés. Cependant, bien qu'il y ait une corrélation (Pearson) significative entre les TUMs et l'indice EMG de fatigue $NFMI_p$ ($r = -0.40$; $P = 0.000$ pour tous les muscles et les 2 genres confondus), seuls les muscles à L5 démontraient une fatigue significativement plus grande par rapport aux électrodes à L3 et L1 (L3 = L1 = T10 et L5 = T10). Cette hypothèse ne peut donc fournir qu'une explication partielle. D'ailleurs, il est aussi possible que les muscles situés plus latéralement par rapport à la colonne vertébrale, tels que mesurés avec les électrodes à L3 et T10, soient plus sollicités pour corriger les efforts hors plan (moments de force en inclinaison latérale et rotation axiale) de par leur avantage mécanique pour produire ces efforts. Cela se traduirait par une activation musculaire plus variable et nuirait à une association possible avec $LTlim_{abs}$ et à la fidélité des indices EMG en question.

Afin de ne pas trop allonger la discussion, seulement les résultats concernant les indices EMG retenus dans les tableaux E-1 et E-2 (annexe E) seront discutés. De plus, la discussion portera principalement sur les résultats en rapport avec le critère de fatigue ($LTlim_{abs}$), étant donné qu'il s'agissait du but premier de l'étude. Les corrélations avec *Force* ne seront donc abordées que sommairement.

4.2.1 Indices EMG du domaine fréquentiel

Les indices EMG du domaine fréquentiel ont été calculés soit à partir des transformées rapides de Fourier (NFM_p), soit à partir des transformées en ondelettes ($NFMI_p$). Les analyses de corrélation ont révélé des résultats légèrement inférieurs avec NFM_p mais il est probable que ces différences n'étaient pas significatives. Cependant, la fidélité des indices NFM_p était considérablement inférieure à la fidélité des indices $NFMI_p$, ce qui supporte l'utilisation des transformées en ondelettes. C'est que la résolution accrue apportée par les transformées en ondelettes permet de réduire les erreurs d'estimation du contenu fréquentiel du signal EMG par rapport aux estimations faites avec les traditionnelles transformées rapides de Fourier (Karlsson *et al.* 1999). Cela est d'autant plus vrai lorsque les signaux EMG sont non stationnaires (instables dans le temps), notamment lors de contractions dynamiques. La tâche réalisée ici n'était pas dynamique mais était susceptible de générer des signaux EMG non stationnaires étant donné la difficulté pour les sujets d'atteindre chaque plateau de 90 Nm et de maintenir le niveau d'effort constant sur le plateau. Cette condition devenait de plus en plus difficile à réaliser au fur et à mesure que la fatigue s'installait, ce qui est d'autant plus vrai pour des contractions intermittentes. Les résultats de fidélité ont donc permis de s'arrêter sur les transformées en ondelettes pour réaliser les analyses fréquentielles des signaux EMG recueillis durant le test de fatigue fonctionnel.

Les indices $NFMI_p$, qui sont comparables aux indices traditionnellement utilisés pour quantifier la fatigue musculaire, avaient des corrélations variant entre 0,64 et 0,69 avec $LTlim_{abs}$. Calculer les indices à partir des signaux EMG des 5 ou 10 premières minutes du test ne changeait pratiquement pas les résultats. Ces valeurs sont comparables (étendue : 0,52 à 0,85) aux études avec contractions statiques continues (Dederling *et al.* 1999; Kankaanpaa *et al.* 1998a; Mannion and Dolan 1994; Mannion *et al.* 1997a), ce qui est très bon étant donné que la tâche était plus complexe dans notre cas (contractions intermittentes). À notre connaissance, une seule étude a évalué la validité (mesure étalon : temps limite) des indices EMG lors de contractions statiques intermittentes, pour les muscles de l'épaule (Nussbaum 2001). Les coefficients de détermination (R^2) ajustés obtenus varient entre 0,14 et 0,95, selon le type d'indice EMG et le muscle étudié. Les autres études comparables qui peuvent s'apparenter aux contractions intermittentes sont les tâches dynamiques impliquant des mouvements répétés de flexion-extension du tronc (Kankaanpaa *et al.* 1997; Sparto *et al.* 1999). Dans ces conditions, des corrélations significatives ont été obtenues entre les différents indices EMG et le temps limite [(Kankaanpaa *et al.* 1997; Kankaanpaa *et al.* 1998b) : r entre 0,50 et 0,89] ou le taux de décroissance de la force maximale [(Sparto *et al.* 1999); r entre 0,67 et 0,76]. Nos résultats sont donc dans l'étendue des résultats rapportés dans la littérature sur l'évaluation EMG de la fatigue des muscles dorsolombaires. Les corrélations avec *Force*, de leur côté, étaient plus basses mais toujours significatives, ce qui peut s'expliquer par le fait que la force maximale influence l'endurance absolue et conséquemment, les indices EMG qui découlent du test de fatigue fonctionnel.

C'est l'étude de fidélité des indices $NFMI_p$ et $NOND_p$ qui a confirmé que la durée du test de fatigue fonctionnel devait être de 10 min et non de 5 min, car la fidélité était améliorée de façon notable avec 10 min.. Cependant, cette règle ne pouvait être appliquée que chez les hommes, car trop de femmes ne pourraient atteindre 10 min. Plus spécifiquement, en ce qui concerne la fidélité des indices $NFMI_p$ (CCIC entre 0,75 et 0,83; ESM entre 42 et 63 %), les CCIC se

comparent aux valeurs obtenues par notre groupe avec une contraction statique continue à 75 % FMV (Larivière *et al.* 2002); CCIC entre 0,69 et 0,82 pour les indices EMG correspondants i.e. avec électrodes à L5 et L1 seulement). Cependant, dans cette même étude, les ESM étaient plus basses (entre 21 et 34 %). La moins bonne fidélité des indices EMG correspondant aux électrodes L3 et T10 est aussi en accord avec nos travaux antérieurs (Larivière *et al.* 2002). Aucune étude de fidélité n'a été réalisée avec des contractions intermittentes ou des contractions dynamiques, ce qui limite les comparaisons avec la littérature.

Les indices $NOND_p$, de leur côté, avaient des corrélations (avec $LTlim_{abs}$) considérablement inférieures à $NFMI_p$ pour les ondelettes qui couvrent les basses fréquences ($NOND3_p$ et $NOND4_p$; r entre $-0,24$ et $-0,52$) et pour les ondelettes qui couvrent les hautes fréquences ($NOND8_p$, $NOND9_p$ et $NOND10_p$; r entre $0,42$ et $0,50$). Il apparaît donc que l'information « plus locale » contenue dans le spectre des fréquences soit aussi légèrement moins valide en ce qui trait à la prédiction de la fatigue. Cependant, les corrélations avaient tendance à être de plus en plus élevées lorsque les hautes fréquences étaient utilisées, avec des corrélations atteignant $0,50$ (valeur maximale) pour $NOND10_p$. Ces résultats ne sont peut-être pas étrangers avec Potvin and Brown (2004) qui ont démontré une meilleure relation entre l'amplitude de l'EMG et la force lorsque seulement le contenu en hautes fréquences était conservé. Il apparaît donc que le contenu en hautes fréquences, qui peut sembler contenir plus de bruit, contient une information physiologique très pertinente non seulement pour l'évaluation EMG de la force, mais aussi de la fatigue musculaire. En ce qui concerne la fidélité des indices $NOND_p$, elle était aussi moins bonne que pour les indices $NFMI_p$. Ceci n'est pas étonnant puisque le contenu en fréquences dans des bandes de fréquences précises risque d'être plus variable. Malheureusement, il n'est pas possible de comparer nos indicateurs de fidélité avec la littérature faute d'étude de fidélité réalisée sur des indices EMG comparables (bandes de fréquences).

4.2.2 Indices EMG du domaine temporel

Les indices du domaine temporel, tels que calculés dans la présente étude, se veulent sensibles à l'effet des différentes stratégies d'activation neuromusculaires sur la variabilité des signaux EMG. Or, ils n'ont jamais fait l'objet d'une étude de validité par rapport à un critère de fatigue et encore moins d'une étude de fidélité. Les corrélations significatives avec $LTlim_{abs}$ étaient comparables aux indices traditionnellement utilisés pour quantifier la fatigue musculaire ($NFMI_p$). Cependant, leur fidélité était supérieure avec des ESM inférieures à 25 % dans presque tous les cas.

Les résultats les plus étonnants concernant ces indices EMG sont leur très bonne corrélation avec *Force*. Les différentes analyses corrélationnelles (lors du test de fatigue avec charge absolue et avec charge relative) suggèrent que ces indices EMG augmentent proportionnellement avec la force relative que les sujets produisent lors du test de fatigue fonctionnel. Conséquemment, les indices EMG de type EMG_{VAR} , EMG_{ALT} et P_{ALT} sont corrélés avec la force maximale et non avec l'endurance relative, ce qui explique les corrélations moins élevées, mais toujours significatives, avec l'endurance absolue (endurance absolue = force + endurance relative selon étude 1). Deux explications peuvent établir la relation entre la force et ces indices EMG : (1) une diminution du ratio signal/bruit (défini par la moyenne du signal EMG RMS divisé par son écart-type) avec l'augmentation du niveau de force (St Amant *et al.* 1998) et (2) une augmentation de la variabilité de la force produite (reflétée dans l'amplitude des signaux EMG) par les muscles

impliqués avec l'augmentation du niveau de force (Enoka *et al.* 2003). Ces deux explications, qui sont probablement complémentaires, permettent d'établir une relation entre la variabilité contenue dans l'amplitude du signal EMG et la force déployée par les individus. Ces résultats non anticipés expliquent pourquoi les indices EMG dont nous disposons permettent de mieux prédire *Force* que $LTlim_{abs}$, tel que discuté dans les prochaines sections.

4.2.3 Signification clinique des résultats de fidélité des différents indices EMG

Les CCIC et les ESM nous informent différemment sur la fidélité de la mesure. Le CCIC indique la capacité des variables à distinguer les sujets, ce qui donne une idée de leur valeur diagnostique. L'ESM, de son côté, est une mesure de reproductibilité et fait référence à l'erreur de la mesure. L'ESM détermine donc la capacité de la mesure à détecter un changement, ce qui est particulièrement utile pour déterminer le changement détectable, d'un point de vue métrique, au-delà de laquelle un effet de réadaptation sera jugé significatif en ce qui a trait à la mesure (mais pas nécessairement au point de vue clinique).

Si on reprend les résultats de fidélité des indices EMG, il est donc évident que les indices EMG du domaine fréquentiel ont une certaine valeur diagnostique (CCIC moyens à élevés) mais ont peu de chance d'être sensibles au changement (SEM élevés). Les indices EMG du domaine temporel, de leur côté, démontrent une performance moyenne autant au niveau diagnostique et pour leur sensibilité au changement. Le contexte clinique dans lequel le test de fatigue fonctionnel sera utilisé déterminera donc quels indices EMG sont les plus appropriés, lorsqu'ils sont utilisés individuellement. Bien sûr, la combinaison de différents indices EMG à l'intérieur des équations de régression ne permet pas de prédire les qualités métriques des évaluations.

4.3 Modèles de régression

4.3.1 Prédiction de l'endurance absolue des muscles dorsolombaires

Différents types d'indices EMG (des domaines fréquentiel et temporel, selon des bandes de fréquences précises) ont été sélectionnés dans les différents modèles de régression, ce qui démontre que ces indices contiennent une information complémentaire. En fait, à la lumière des variations dans les résultats de validité présentés dans les tableaux E.1, E.2 et E.3 de l'annexe E (avec différents critères : $LTlim_{abs}$, *Force*, $LTlim_{rel}$), il semble que les variables du domaine temporel (EMG_{VAR} , EMG_{ALT} , P_{ALT}) soient plus sensibles à la force et les variables du domaine fréquentiel ($NFMI_p$ et $NOND_p$) plus sensibles à la fatigue relative. Le choix de ces variables semble donc en accord avec les résultats de la première étude démontrant que l'endurance absolue ($LTlim_{abs}$) est dépendant de la force et de l'endurance relative. D'ailleurs, des corrélations partielles supplémentaires permettent de réaliser que les associations entre les indices EMG du domaine fréquentiel et $LTlim_{rel}$, tout en contrôlant pour l'effet d'une variable telle que $EMG_{ALT} - M6$ (fréquemment sélectionnées dans les modèles de régression), sont plus élevées que si $EMG_{ALT} - M6$ n'est pas considéré (comparer les corrélations des deux dernières colonnes de la portion « validité de critère » du tableau E.1, annexe E). Il demeure que la

correspondance entre les résultats mécaniques (relations entre $LTim_{abs}$, $Force$ et $LTim_{rel}$) et les résultats EMG (relations entre indices EMG associés aux critères mécaniques) reste à démontrer de façon plus convaincante car le nombre de corrélations significatives était bas. Il est probable que la puissance statistique n'était pas suffisante étant donné qu'il ne restait que 25 sujets pour établir ces relations.

Les modèles retenus (théoriquement applicables chez des sujets lombalgiques) étaient spécifiques à chaque genre (meilleures prédictions) et ne contenaient pas tout à fait les mêmes prédicteurs. La proportion de variance expliquée par ces modèles de régression (70 et 76 %) est très bonne considérant la nature du critère de fatigue utilisé (temps limite). En effet, bien que des encouragements aient été utilisés tout au long du test pour éviter les variations dues à la motivation, les sujets n'ont pas été spécifiquement entraînés à résister à la fatigue. Un tel entraînement aurait pu aider à rehausser la validité du temps limite et ainsi obtenir de meilleures corrélations avec les indices EMG, mais aurait nécessité beaucoup de ressources et d'investissement de la part des sujets. De plus, le critère étalon choisi (temps limite) n'est qu'une mesure indirecte de la fatigue (Vollestad 1997), car elle ne mesure pas tout à fait le phénomène de **fatigue**, mais plutôt l'**épuisement**. L'épuisement fait référence à un événement ponctuel alors que la fatigue implique un processus graduel (diminution de la capacité maximale à produire de la force). Bien que la fatigue mène éventuellement à l'épuisement, il apparaît que les mécanismes impliqués sont partiellement différents (Vollestad 1997). Le temps limite a été préféré aux mesures directes de la fatigue (Vollestad 1997), car les méthodes basées sur l'électrostimulation ne sont pas applicables avec les muscles dorsolombaires et la mesure du taux de décroissance de la force maximale, impliquant des mesures répétées (à intervalles réguliers) de la force maximale durant la tâche, interfère avec la tâche. Toutes ces considérations nous montrent qu'il ne faut pas s'attendre à une forte prédiction du temps limite. En fait, les indices EMG évalués peuvent possiblement mieux mesurer le phénomène de fatigue que les résultats du présent projet le laissent croire.

Une seule étude a évalué la possibilité d'utiliser différents indices EMG, de façon complémentaire (analyse des composantes principales), pour quantifier la fatigue (Duchene and Goubel 1990). Les indices EMG considérés correspondent à nos indices de type $NFMI_p$ et $NOND_p$ du domaine fréquentiel et leurs analyses ont démontré une complémentarité entre ces indices. Cependant, bien qu'ils aient observé un phénomène d'alternance entre différents muscles dans 12 % des cas, ils ne l'ont pas quantifié. Les résultats de la présente étude suggèrent que cette alternance, telle que quantifiée par l'indice P_{ALT} (du domaine temporel), ajoute encore de l'information pour quantifier la fatigue, car cet indice a été sélectionné dans les deux modèles retenus, en plus des indices de type $NFMI_p$ et $NOND_p$.

Treize sujets ont atteint 60 min et n'ont pu être considérés pour développer les différents modèles de régression multiples pour prédire $LTim_{abs}$. Ce groupe de sujets était particulier, puisqu'il était surtout composé de jeunes hommes très actifs (entraînement en salle, sports) et surtout, très forts. La « pseudo » validation croisée effectuée chez les 12 hommes composant ce groupe a révélé que le modèle de régression développé avec les 32 hommes ayant atteint le temps limite ne s'appliquait pas à ces sujets. Pour l'instant, nous ne savons pas si le test de fatigue fonctionnel peut s'appliquer à tous les hommes forts et actifs. Cependant, l'application du test de fatigue fonctionnel chez des sujets lombalgiques chroniques risque d'être moins problématique, notamment si ces sujets démontrent une faiblesse musculaire. Seule une étude

comparative entre sujets sains et lombalgiques chroniques permettra de juger de la pertinence clinique du test.

Une étude plus détaillée des signaux EMG a permis de découvrir la nature du problème (non-linéarité de la relation FMI-temps) en ce qui concerne les 13 sujets ayant atteint 60 min. Cependant, les analyses supplémentaires réalisées n'ont pas permis de mener à des pistes de solutions. La fatigue neuromusculaire est un assortiment complexe de mécanismes physiologiques non linéaires qui œuvrent en parallèle mais sur des échelles de temps différentes. Les indices EMG évalués dans ce projet peuvent ne pas être sensibles à ces mécanismes. Des méthodes alternatives d'analyse non linéaires des signaux EMG de surface, basées sur le degré d'entropie/déterminisme dans les signaux, ont déjà été proposées et partiellement évaluées (Farina *et al.* 2002; Sung *et al.* 2005). Nous comptons, dans un proche avenir, implanter ces méthodes novatrices et retraiter les signaux EMG afin de vérifier si des informations plus riches peuvent en ressortir. Cependant, il reste une possibilité qui n'a pu être vérifiée. Les 13 sujets étant les sujets les plus forts, il est possible que la charge absolue imposée par le test n'était pas suffisante pour limiter la circulation sanguine intramusculaire de façon significative contrairement aux autres sujets. Cela aurait pour double effet de limiter la fatigue et d'augmenter la vitesse de conduction des potentiels d'action sur les fibres par l'augmentation de la température intramusculaire, deux éléments qui expliqueraient une moins grande diminution de la fréquence moyenne instantanée dans le temps tel que caractérisée par les indices *NFMIP*.

Les analyses ont aussi permis de déterminer qu'il faut calculer les indices *NFMIP* sur une période allant jusqu'à environ 50 % du temps limite pour diminuer l'influence de la non-linéarité de la relation FMI-temps sur les indices *NFMIP*. Ces résultats sont en accord avec les estimations d'une étude antérieure (van Dieen *et al.* 1998). De plus, en choisissant de calculer les indices *NFMIP* avec les données FMI-temps correspondant aux 5 et 10 premières minutes, pour les femmes et les hommes respectivement, ce critère était respecté dans la plupart des cas. En effet, $Tlim_{abs}$ était en moyenne de 22 ± 15 min (médiane : 17 min) pour les hommes et de 14 ± 11 min (médiane : 10 min) pour les femmes.

4.3.2 Prédiction de la force maximale volontaire des muscles dorsolombaires

La nature de la relation entre les différents indices EMG (domaines fréquentiel et temporel) et *Force* a brièvement été expliquée dans les sections précédentes. Cependant, la masse maigre a aussi été retenue dans plusieurs des modèles de régression développés, ce qui montre la robustesse de la relation entre la masse maigre et *Force*. Ces résultats sont en accord avec d'autres études où la masse maigre représente le meilleur prédicteur de nature anthropométrique de la force maximale des muscles extenseurs du tronc (Larivière *et al.* 2003b; Mannion *et al.* 1999). Dans la présente étude, les modèles retenus étaient, comme pour la prédiction de l'endurance absolue, spécifiques au genre. Ils expliquaient 25 % (femmes) et 72 % (hommes) de la variance de *Force*. Bien que la variance expliquée pour les femmes était faible, l'ESE était inférieure (32 Nm) à celle des hommes (38 Nm), quoique son importance relative était légèrement supérieure (13 % au lieu de 9 % pour les hommes). La faible variance trouvée chez les femmes s'expliquerait par la plus petite variabilité des résultats de *Force* entre les femmes, ce qui corrobore un phénomène bien documenté (Rayson *et al.* 2000). Une seule étude a tenté de

prédire la force maximale des muscles dorsaux chez des femmes (Wang *et al.* 2005). Les prédicteurs considérés comprenaient des mesures de type anthropométrique et de composition corporelle ainsi que des mesures de la force maximale de préhension et d'extension des genoux. Le modèle final a permis d'expliquer 47 % de la variance, ce qui est supérieur à nos résultats (25 %). Cependant, l'ESE n'a pas été rapportée, ce qui ne permet pas d'apprécier la véritable valeur prédictive de leur équation. La prédiction de la force des muscles dorsaux chez les hommes a fait l'objet de deux études où seulement des variables de type anthropométrique et de composition corporelle ont été considérées (Larivière *et al.* 2003b; Mannion *et al.* 1999). Bien que la variance expliquée dans notre modèle (72 %) soit supérieure à ces études (39 % (Larivière *et al.* 2003b) et 45 % (Mannion *et al.* 1999) et bien que l'erreur relative (9 %) soit inférieure [17 % (Larivière *et al.* 2003b)], l'ESE (38 Nm) est comparable [43 Nm (Larivière *et al.* 2003b)].

Comme c'est le cas pour la prédiction de $LTlim_{abs}$, le critère de *Force* est aussi très difficile à obtenir. Bien que plusieurs moyens aient été mis en place pour faciliter la production d'une contraction maximale (utilisation de sujets sains seulement, session de familiarisation, rétroaction visuelle instantanée, encouragements verbaux, trois essais répétés), il demeure qu'il faudrait une période d'apprentissage plus importante, échelonnée sur plusieurs jours, pour obtenir des estimés plus valides et fidèles (Morton *et al.* 2005). Le recrutement de toutes les unités motrices est une tâche difficile qui requiert non seulement beaucoup de motivation, mais aussi un apprentissage (Allen *et al.*, 1995). Encore une fois, il faut avoir ces difficultés en tête lorsque l'on juge du pouvoir de prédiction des modèles de régression obtenus.

L'erreur relative calculée pour chacun des modèles étant raisonnable (9 et 13 % chez les hommes et les femmes respectivement), il apparaît acceptable de recommander l'utilisation de ces modèles de prédiction. Chez les sujets lombalgiques, ces outils de prédiction pourraient possiblement constituer une estimation plus juste de la force maximale que la mesure directe qui souffre évidemment de l'influence de la peur ou de la motivation chez cette clientèle (Crombez *et al.* 1999; Estlander *et al.* 1994; Hirsch *et al.* 1991; Vlaeyen and Linton 2000). Cependant, il restera toujours la possibilité que les variables EMG utilisées comme prédicteurs dans les modèles prennent un sens différent chez des sujets lombalgiques chroniques, ce qui invaliderait cette approche. Les méthodes d'électrostimulation n'étant pas utilisables avec ce groupe musculaire (muscles superficiels et profonds) pour contourner l'influence de la motivation sur la production de la force maximale, cette question risque de demeurer. Toutefois, un devis de recherche impliquant des mesures répétées de la FMV tout au long d'un processus de réadaptation serait une stratégie efficace [voir (Larivière *et al.* 2003b)] qui permettrait de vérifier, du moins en partie, la validité des modèles de prédiction chez des sujets lombalgiques chroniques. En effet, une intervention de type comportemental (diminution des effets inhibiteurs de la peur du mouvement et de la douleur) combinée à un entraînement en force des muscles dorsolombaires permettraient d'observer une augmentation graduelle de la force musculaire volontaire (mesure directe). L'application des équations de prédiction (basées sur les indices EMG) permettrait alors d'observer une diminution des erreurs de prédiction des modèles tout au long du processus de réadaptation. Bien que cela ne constituerait qu'une démonstration partielle (mais réalisable) de la généralisation des modèles à une clientèle lombalgique chronique, les modèles de prédiction gagneraient en crédibilité.

Il est entendu que le développement de ces outils de prédiction n'est pas terminé. Avant même de les appliquer à des clientèles de sujets lombalgiques, leur validation croisée doit être réalisée

pour vérifier avec quelle certitude il est possible de généraliser l'utilisation de ce modèle à d'autres sujets.

4.4 Limites et retombées du test de fatigue fonctionnel

4.4.1 Limites

L'état de développement actuel du test de fatigue fonctionnel comporte plusieurs limites auxquelles il faudra remédier dans le futur :

- Les modèles de prédiction ont dû être développés pour chacun des genres individuellement, ce qui a eu pour effet de réduire de moitié l'échantillonnage disponible pour les développer. Les résultats obtenus doivent donc être interprétés avec prudence. À cette étape de développement, ces analyses ont tout de même permis d'avoir une appréciation préliminaire du potentiel de prédiction du test de fatigue fonctionnel.
- Étant donné les résultats modérés observés avec l'étude de validation, il apparaît difficile d'utiliser les indices EMG actuels sur une base individuelle pour documenter la force et l'endurance absolue des muscles dorsolombaires. En effet, bien que l'erreur relative moyenne semble relativement basse, les erreurs peuvent parfois être élevées chez certains individus. Il serait donc plus prudent d'utiliser les différents modèles de prédiction pour réaliser une estimation moyenne pour un groupe, ce qui réduit les applications à la recherche (comparer des groupes, évaluer l'effet de différents types d'intervention, etc.). De plus, bien que plusieurs indices EMG démontrent une fidélité acceptable ($CCIC > 0,75$), il apparaît que le niveau de fidélité atteint ne soit pas suffisant pour une application sur une base individuelle. En effet, on recommande des CCIC supérieurs à 0,90 pour une utilisation clinique d'une mesure (Scientific Advisory Committee of the Medical Outcomes Trust 2002).
- Le test de fatigue fonctionnel n'est pas applicable aux sujets très endurants, ces sujets correspondant en général (12 cas sur 13) à des jeunes hommes très actifs (entraînement en salle, sports) et surtout, très forts. Cependant, cette limite peut ne pas représenter un problème pour des applications auprès des sujets lombalgiques chroniques qui sont généralement moins actifs et probablement moins forts.
- Le test de fatigue fonctionnel comprend une tâche avec contractions intermittentes à une intensité modérée. L'endurance absolue estimée correspond donc « en général » au type de contractions musculaires réalisées en milieu de travail mais ne peut permettre d'inférer la capacité des muscles dorsolombaires à réaliser tous les types de tâches de travail (ex. : travail plus sédentaire). Nous sommes partis de l'hypothèse simplificatrice suivante : les principales variables qui influencent la fatigue musculaire (intensité et rapport entre les temps d'effort et de repos) ont été retenues dans le test de fatigue fonctionnel. Nous avons donc négligé les autres variables qui accompagnent les contractions dynamiques, soit les changements de longueur musculaire et conséquemment, les changements de tension musculaire. Il faut donc être prudent sur les qualités prédictives de ce test à moins d'apporter des évidences additionnelles.

- Le test a été développé avec un nombre limité de sujets, ce qui peut rendre les équations de prédiction instables. Maintenant que le potentiel du test a été démontré, il faudra ajouter des sujets afin de réévaluer ces équations.
- Les résultats ne s'appliquent qu'aux sujets ayant un IMC inférieur à 30 kg/m² (critère d'obésité); alors généraliser l'utilisation du test à des sujets obèses requerra une démonstration pour cette population spécifique.

4.4.2 Retombées

Avant de conclure, il est important de remettre en lumière les avantages du test de fatigue fonctionnel. L'idée de base du projet de recherche était bien sûr de développer un test plus représentatif des tâches de travail de manière à mettre à contribution les bons mécanismes de fatigue et ainsi permettre d'inférer la capacité des muscles dorsaux à effectuer des tâches répétitives menant à la fatigue. Le test de fatigue fonctionnel permet de mesurer la capacité des muscles dorsolombaires (endurance absolue), ce qui regroupe à la fois les qualités musculaires en force et en endurance relative. Il est donc possible que ce test soit plus sensible aux effets graduels de la lombalgie chronique sur la musculature dorsolombaire, ce qui en ferait un test plus discriminant. Finalement, un avantage additionnel du test de fatigue fonctionnel est l'élimination complète de l'influence de la motivation des sujets sur ses estimés. Afin de bien comprendre ce que cela représente comme avancée, il faut connaître l'historique des tests d'endurance des muscles dorsolombaires basés sur l'EMG de surface qui ont été proposés jusqu'à maintenant.

Selon les études parues dans les 15 dernières années, des résultats divergents ont été observés en ce qui concerne l'endurance des muscles dorsolombaires des sujets sains par rapport aux sujets lombalgiques chroniques. Dans la présente analyse, seules les études où le critère EMG de fatigue musculaire a été utilisé ont été considérées étant donné la nature moins objective des tests d'endurance effectués jusqu'à épuisement chez les sujets lombalgiques chroniques. En général, lorsque le test de fatigue comporte une tâche où la charge est absolue ou en fonction du poids du haut du corps, les sujets lombalgiques démontrent une moins bonne endurance musculaire que les sujets sains (Biedermann *et al.* 1991; Mayer *et al.* 1989; Moritani *et al.* 1992a; Tsuboi *et al.* 1994). Évidemment, il est possible que les sujets lombalgiques soient moins forts que les sujets sains, ce qui impliquerait une charge relative plus élevée et donc une fatigue plus rapide lors de ce type de test. Cependant, Roy *et al.* (1989) démontrent les mêmes résultats (sujets lombalgiques moins endurants) avec un test de fatigue où la charge est relative (80 % FMV durant 30 s), en utilisant un dynamomètre similaire à celui utilisé ici (B.A.S. pour « Back Analysis System »). En excluant l'influence de la force en utilisant une charge relative, l'étude de Roy *et al.* (1989) permet une démonstration claire que les sujets lombalgiques ont effectivement une moins grande endurance relative. Cependant, toutes les études qui ont suivi et qui utilisaient une charge relative ont observé des résultats opposés (Capodaglio *et al.* 1995; Elfving *et al.* 2003; Kramer *et al.* 2005; Larivière *et al.* 2003a; Oddsson and De Luca 2003), dont une étude plus récente provenant du même laboratoire que Roy *et al.* (1989) avec le B.A.S. (Oddsson and De Luca 2003). Quelques auteurs ont soulevé le fait que les sujets lombalgiques utilisés dans l'étude de Roy *et al.* (1989) étaient en période de rémission (histoire de lombalgie chronique), n'avaient pas de douleurs aiguës lors de l'évaluation, et étaient probablement très motivés, ce qui aurait favorisé une mesure valide de la FMV (Biedermann *et al.* 1991; Kramer *et*

al. 2005). En effet, les mesures de FMV étaient équivalentes entre les deux groupes de sujets (Roy *et al.* 1989), ce qui implique que la charge relative était vraisemblablement comparable et expliquerait leurs résultats. Évidemment, ce type de clientèle ne représente aucunement les sujets lombalgiques en phase de réadaptation où certaines variables psychologiques affectent les mesures de performance physique, comme le démontre de nombreuses études (Crombez *et al.* 1999; Estlander *et al.* 1994; Hirsch *et al.* 1991; Vlaeyen and Linton 2000). En résumé, il apparaît donc qu'un test d'évaluation de l'endurance utilisant une charge relative est invalidé par la mesure de la FMV lorsqu'il est appliqué chez des sujets lombalgiques habituellement rencontrés en milieu clinique, une opinion aussi partagée par d'autres auteurs (Biedermann *et al.* 1991; Kramer *et al.* 2005; Oddsson and De Luca 2003). C'est pour ces raisons que le test de fatigue fonctionnel, qui utilise une charge absolue, a été développé dans la présente étude.

Si on fait abstraction de la faiblesse musculaire, ce nouveau test de fatigue fonctionnel a le potentiel de mettre en évidence une déficience des muscles dorsolombaires qui caractérise les sujets lombalgiques chroniques, la fatigue musculaire. En général, l'utilisation d'une tâche de fatigue permettant la circulation sanguine de façon partielle ou intermittente permet de mettre en lumière les différences associées à la capacité d'utiliser les filières énergétiques aérobies. En effet, des différences dues au genre (Ettinger *et al.* 1996; Maughan *et al.* 1986) et à l'âge avancé (Hunter *et al.* 1998), attribuables à la capacité d'utiliser ces filières énergétiques, ont été observées avec ce type de tâche. De façon similaire, étant donné la plus grande proportion de fibres de type II chez les sujets lombalgiques (Mannion *et al.* 1997b), cette forme d'évaluation de l'endurance musculaire devrait être efficace pour démontrer leur capacité réduite à utiliser les filières énergétiques aérobies via les voies oxydatives. Il faut savoir que les fibres de type II sont moins outillées dans ce sens. Plus encore, étant donné que les changements au niveau des capillaires des muscles accompagnent généralement leur capacité oxydative (Henriksson 1992), le fait de permettre une circulation sanguine de façon intermittente peut possiblement faire ressortir les déficiences en capillaires qui devraient être présentes chez les sujets lombalgiques chroniques (plus grande proportion de fibres de type II → diminution capacités oxydatives → diminution capillarisation). Ceci devrait se refléter à travers le contenu fréquentiel des signaux EMG qui est particulièrement sensible à l'accumulation des déchets métaboliques qui s'accumulent à la surface des fibres musculaires, un phénomène qui est amplifié par l'ischémie des muscles (Merletti *et al.* 1984) ou, en d'autres mots (i.e. pour les sujets lombalgiques), par une déficience dans la circulation sanguine qui devrait résulter d'une plus petite densité capillaire. Malheureusement, cette dernière hypothèse n'est pas supportée dans la littérature faute d'étude de biopsie musculaire contrastant des sujets sains et lombalgiques au niveau de la capillarisation musculaire.

Dans l'état de développement actuel du test de fatigue fonctionnel, il sera possible d'utiliser cet outil pour donner un portrait grossier de la capacité musculaire chez un groupe de sujets. Les applications en recherche sont nombreuses : (1) comparer des groupes de sujets, en terme de force et d'endurance absolue (estimations obtenues avec le test), qui ne sont pas entraînés à faire des performances maximales (populations plus âgées et/ou plus sédentaires) ou souffrant de maux de dos; (2) suivre l'évolution des patients lors de la réadaptation, (3) comparer (valider) différents types d'intervention ayant pour objectif de rehausser la capacité des muscles dorsolombaires et (4) estimer, de façon indirecte, la force maximale volontaire, ce qui permettra possiblement de vérifier objectivement (exclusion des effets motivationnels) si les sujets lombalgiques sont réellement plus faibles que les sujets sains, une démonstration claire qui reste

toujours à réaliser. Ultimement, d'autres retombées potentielles seront (1) d'établir un diagnostic en ce qui concerne la capacité des muscles dorsolombaires et (2) de mieux se prononcer sur un retour au travail sécuritaire. Cependant, des développements additionnels sont requis pour atteindre ces objectifs plus ambitieux (voir section suivante – recommandations).

5. CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

L'actuel projet de recherche représente une première étape de développement du test de fatigue fonctionnel où la validité de construit, la validité de critère concomitant et la fidélité test-retest ont été évaluées. Évidemment, le succès de cette première étape de développement est nécessaire à la poursuite des travaux. La validité de construit a été établie avec succès, ainsi que la démonstration de la validité et de la fidélité de certains indices EMG, considérés individuellement. Seuls les modèles de régression développés ont mené à des résultats plus modestes, ce qui peut s'expliquer par la grande difficulté à obtenir des mesures étalons (force maximale volontaire, temps limite) de qualité. Il est donc possible que ces résultats sous-estiment la portée pratique réelle des indices EMG retenus. Pour faire suite au présent projet de recherche, nous proposons donc, afin de documenter d'autres propriétés métriques du test de fatigue fonctionnel, les étapes de développement suivantes :

- Recruter d'autres sujets afin de développer des équations de prédiction plus robustes.
- Effectuer une validation croisée avec de nouveaux sujets sains n'ayant pas fait l'objet du développement des équations de prédictions (endurance absolue et force maximale volontaire).
- Évaluer la validité de construit de manière à vérifier si le test de fatigue fonctionnel permet de différencier les sujets sains et lombalgiques chroniques.
- Évaluer sa sensibilité au changement avec un devis de recherche pré ou postintervention (programme d'entraînement spécifique) chez des sujets lombalgiques chroniques.
- Déterminer des critères d'endurance permettant de recommander le retour au travail, en ce qui concerne la capacité de leurs muscles dorsolombaires. Il est entendu qu'il ne s'agirait pas de l'unique critère permettant de recommander le retour au travail, compte tenu du caractère multifactoriel de la lombalgie chronique. Cette étape requiert de connaître l'étendue des estimations fournies par le modèle chez des sujets sains et des sujets entraînés (validité de construit avec groupes extrêmes de travailleurs ou d'athlètes pour lesquels une bonne endurance des muscles dorsolombaires est attendue) afin de déterminer un critère de performance suffisant tout en restant réaliste dans un contexte d'un programme de réadaptation d'une durée d'environ huit semaines.
- Évaluer la validité externe du test de fatigue fonctionnel en estimant la corrélation entre les estimations obtenues avec le test aux mesures de fatigue prises lors des tâches de travail répétitives et exigeantes pour le dos [manutention de charges, tâches dans le domaine de la construction ou de la voirie comme pelleter, etc.]. Cela permettrait de confirmer la valeur prédictive (inférence) du test à évaluer la capacité des muscles dorsolombaires pour effectuer des tâches de travail.

6. RÉFÉRENCES

- Adams, M. A., Mannon, A. F. and Dolan, P. (1999) Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine*, 24, 2497-2505.
- Allen, G. M., Gandevia, S. C. and McKenzie, D. K. (1995). Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & Nerve* 18, 593-600.
- Anderson, T. and Kearney, J. T. (1982) Effects of three resistance training programs on muscular strength and absolute and relative endurance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 53, 1-7.
- Baecke, J. A. H., Burema, J. and Frijters, J. E. R. (1982) A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36, 936-942.
- Battie, M. C., Bigos, S. J., Fisher, L. D., Hansson, T. H., Nachemson, A. L., Spengler, D. M., Wortley, M. D. and Zeh, J. (1989) A prospective study of the role of cardiovascular risk factors and fitness in industrial back pain complaints. *Spine*, 14, 141-147.
- Bell, D. G. (1993) The influence of air temperature on the EMG/force relationship of the quadriceps. *European Journal of Applied Physiology*, 67, 256-260.
- 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.
- Biedermann, H. J., Shanks, G. L. and Inglis, J. (1990) Median frequency estimates of paraspinal muscles: reliability analysis. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 30, 83-88.
- Biering-Sorensen, F. (1984) Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9, 106-119.
- Bigland-Ritchie, B., Rice, C. L., Garland, S. J. and Walsh, M. L. (1995) Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. In Gandevia, S. C., McComas, A. J., Stuart, D. G. and Thomas, C. K. (eds), *Fatigue. Neural and muscular mechanisms*. Plenum Press, New York, pp. 361-380.
- Bjorksten, M. and Jonsson, B. (1977) Endurance limit of force in long-term intermittent static contractions. *Scandinavian Journal of Work Environment and Health*, 3, 23-27.
- Bonde-Petersen, F., Mork, A. L. and Nielsen, E. (1975) Local muscle blood flow and sustained contractions of human arm and back muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 34, 43-50.
- 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,.
- Caldwell, L. S. The relationship between the maximum force exertable by the hand in a horizontal pull and the endurance of a submaximal holding response. 470. 1961. USAMRL, Fort Knox, Ky.
- Capodaglio, P., Nilsson, J. and Jurisic, D. H. (1995) Changes in paravertebral EMG spectrum parallel to strength increases after rehabilitation in chronic low back pain patients. *Clinical Rehabilitation*, 9, 354-362.
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M. and Khachatryan, A. (1997) Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22, 2207-2212.
- Christensen, H. and Fuglsang-Frederiksen, A. (1988) Quantitative surface EMG during sustained and intermittent submaximal contractions. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 70, 239-247.
- Christmass, M. A., Dawson, B. and Arthur, P. G. (1999a) Effect of work and recovery duration on skeletal muscle oxygenation and fuel use during sustained intermittent exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 80, 436-447.
- Christmass, M. A., Dawson, B., Passeretto, P. and Arthur, P. G. (1999b) A comparison of skeletal muscle oxygenation and fuel use in sustained continuous and intermittent exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 80, 423-435.
- Clarke, D. H. (1986) Sex differences in strength and fatigability. *Research Quarterly*, 57, 144-149.
- Crombez, G., Vlaeyen, J. W., Heuts, P. H. and Lysens, R. (1999) Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. *Pain*, 80, 329-339.
- Dederig, A., Németh, G. and Harms-Ringdahl, K. (1999) Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clinical Biomechanics*, 14, 103-111.
- Defoa, J. L., Forrest, W. and Biedermann, H. J. (1989) Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference line. *Journal of Anatomy*, 163, 243-247.
- Dempsey, P. G., Burdorf, A. and Webster, B. S. (1997) The influence of personal variables on work-related low-back disorders and implications for future research. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 39, 748-759.
- Dolan, P. and Adams, M. A. (1998) Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 31, 713-721.
- Duchateau, J. and Hainaut, K. (1985) Electrical and mechanical failures during sustained and

- intermittent contractions in humans. *Journal of Applied Physiology*, 58, 942-947.
- Duchene, J. and Goubel, F. (1990) EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 81-87.
- Durnin, J. V. G. A. and Womersley, J. (1974) Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal of Nutrition*, 32, 77-97.
- 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.*, 18, 619-630.
- Elfving, B., Németh, G. and Arvidsson, I. (2000) Back muscle fatigue in healthy men and women studied by electromyography spectral parameters and subjective ratings. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 32, 117-123.
- Elfving, B., Nemeth, G., Arvidsson, I. and Lamontagne, M. (1999) Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 235-243.
- Enoka, R. M., Christou, E. A., Hunter, S. K., Kornatz, K. W., Semmler, J. G., Taylor, A. M. and Tracy, B. L. (2003) Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 1-12.
- Enoka, R. M. and Stuart, D. G. (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72, 1631-1648.
- Enthoven, P., Skargren, E., Kjellman, G. and Oberg, B. (2003) Course of back pain in primary care: a prospective study of physical measures. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35, 168-173.
- Estlander, A. M., Vanharanta, H., Moneta, G. B. and Kaivanto, K. (1994) Anthropometric variables, self-efficacy beliefs, and pain and disability ratings on the isokinetic performance of low back pain patients. *Spine*, 19, 941-947.
- Ettinger, S. M., Silber, D. H., Collins, B. G., Gray, K. S., Sutliff, G., Whisler, S. K., McClain, J. M., Smith, M. B., Yang, Q. X. and Sinoway, L. I. (1996) Influences of gender on sympathetic nerve responses to static exercise. *Journal of Applied Physiology*, 80, 245-251.
- Fallentin, N., Jorgensen, K. and Simonsen, E. B. (1993) Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 67, 335-341.
- Farina, D., Fattorini, L., Felici, F. and Filligoi, G. (2002) Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *Journal of Applied Physiology*, 93, 1753-1763.
- Ferguson, S. A. and Marras, W. S. (1997) A literature review of low back disorder surveillance

- measures and risk factors. *Clinical Biomechanics*, 12, 211-226.
- Fleck, S. J. and Kraemer, W. J. (1997) *Designing resistance training programs*. Human Kinetics, Champaign, U.S.A.
- Fleiss, R. L. (1986) *The design and analysis of clinical experiments*. John Wiley and Sons, New York.
- Garrow, J. S. and Webster, J. (1985) Quetelet's index (W/H²) as a measure of fatness. *International Journal of Obesity*, 9, 147-153.
- Gauthier, A., Davenne, D., Martin, A. and Van Hoecke, J. (2001) Time of day effects on isometric and isokinetic torque developed during elbow flexion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 249-252.
- Gravel, D., Gagnon, M., Plamondon, A. and Desjardins, P. (1997) Development and application of predictive equations of maximal static moments generated by the trunk musculature. *Clinical Biomechanics*, 12, 314-324.
- Gyntelberg, F. (1974) One year incidence of low back pain among male residents of Copenhagen aged 40-59. *Danish Medical Bulletin*, 21, 30-36.
- Haar Romeny, B. M., Denier van der Gon JJ and Gielen, C. C. (1982) Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. *Experimental Neurology*, 78, 360-368.
- Hagberg, M. (1981) Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology: Respir Environ Exerc Physiol*, 51, 1-7.
- Hayden, J. A. van Tulder, M. W. and Tomlinson, G. (2005). Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Annals of Internal Medicine* 142, 776-785.
- Henriksson, J. (1992) Effects of physical training on the metabolism of skeletal muscle. *Diabetes Care*, 15, 1701-1711.
- Hides, J. A. Jull, G. A. and Richardson, C. A. (2001). Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine* 26 :E243-E248.
- 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.
- 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.

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

Hunter, S., White, M. and Thompson, M. (1998) Techniques to evaluate elderly human muscle function: a physiological basis. *J Gerontol.A Biol Sci Med Sci*, 53, B204-B216.

Hunter, S. K. and Enoka, R. M. (2003) Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans. *Journal of Applied Physiology*, 94, 108-118.

Jorgensen, K. (1997) Human trunk extensor muscles. Physiology and ergonomics. *Acta Physiologica Scandinavica.Supplementum*, 637, 1-58.

Jorgensen, K., Nicholaisen, T. and Kato, M. (1993) Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance. *Spine*, 18, 1439-1450.

Jorgensen, K. and Nicolaisen, T. (1986) Two methods for determining trunk extensor endurance. A comparative study. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 639-644.

Kankaanpaa, M., Laaksonen, D., Taimela, S., Kokko, S. M., Airaksinen, O. and Hanninen, O. (1998a) Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 1069-1075.

Kankaanpaa, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hanninen, S. and Airaksinen, O. (1998b) Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 412-417.

Kankaanpaa, M., Taimela, S., Webber, C. L., Airaksinen, O. and Hanninen, O. (1997) Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 236-242.

Karlsson, S. and Gerdle, B. (2001) Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque - a study using the continuous wavelet transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 131-140.

Karlsson, S., Yu, J. and Akay, M. (1999) Enhancement of spectral analysis of myoelectric signals during static contractions using wavelet methods. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 46, 670-684.

Keller, A., Hellesnes, J. and Brox, J. I. (2001) Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test. *Spine*, 26, 771-777.

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. *Journal of Applied Physiology*, 93, 675-684.

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. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 31-36.

Kroll, W. (1963) Reliability variations of strength in test-retest situations. *Research Quarterly*, 34, 50-55.

Kujala, U. M., Taimela, S., Viljanen, T., Jutila, H., Viitasalo, J. T., Videman, T. and Battie, M. C. (1996) Physical loading and performance as predictors of back pain in healthy adults. A 5-year prospective study. *European Journal of Applied Physiology*, 73, 452-458.

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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 305-318.

Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P. and Vadeboncoeur, R. (2002) Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1206-1214.

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

Larivière, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D., and Loisel, P. (2001b) Median frequency of the electromyographic signal: effects of window location on a brief step contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11 (1), 65-71.

Larivière, C., Gagnon, D. and Loisel, P. (2000) The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *Clinical Biomechanics*, 15, 407-416.

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. *Clinical Biomechanics*, 18, 473-479.

Leino, P. and Hasan, J. (1987) Trunk muscle function and low back disorders: a ten-year follow-up study. *Journal of Chronic Diseases*, 40, 289-296.

Long, A. Donelson, R. and Fung., T. (2004) Does it matter which exercise? A randomized

- control trial of exercise for low back pain. *Spine* 29 :2593-2602.
- Luoto, S., Heliovaara, M., Hurri, H. and Alaranta, H. (1995) Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics*, 10, 323-324.
- 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., Connolly, B., Wood, K. and Dolan, P. (1997a) The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34, 427-439.
- Mannion, A. F. and Dolan, P. (1994) Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, 19, 1223-1229.
- Mannion, A. F., Weber, B. R., Dvorak, J., Grob, D. and Muntener, M. (1997b) Fibre type characteristics of the lumbar paraspinal muscles in normal healthy subjects and in patients with low back pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 15, 881-887.
- Marras, W. S. and Granata, K. P. (1997) Changes in trunk dynamics and spine loading during repeated trunk exertions. *Spine*, 22, 2564-2570.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Allread, W. G. and Rajulu, S. L. (1995) Biomechanical risk factors for occupationally related back disorders. *Ergonomics*, 38, 377-410.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Rajulu, S. L., Allread, W. G., Fathallah, F. A. and Fergusson, S. A. (1993) The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. *Spine*, 18, 617-628.
- Martin, A., Carpentier, A., Guissard, N., Van Hoecke, J. and Duchateau, J. (1999) Effect of time of day on force variation in a human muscle. *Muscle & Nerve*, 22, 1380-1387.
- Maughan, R. J., Harmon, M., Leiper, J. B., Sale, D. and Delman, A. (1986) Endurance capacity of untrained males and females in isometric and dynamic muscular contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55, 395-400.
- Mayer, J. M., Graves, J. E., Clark, B. C., Formikell, M. and Ploutz-Snyder, L. L. (2005) The use of magnetic resonance imaging to evaluate lumbar muscle activity during trunk extension exercise at varying intensities. *Spine*, 30, 2556-2563.
- Mayer, 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.
- McGill, S. M. (1998) Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Physical*

Therapy, 78, 754-765.

- McGlynn, G. H. (1969) Strength and endurance gains and their relationships. *American Corrective Therapy Journal*, 23, 47-50.
- McGlynn, G. H. and Murphy, L. E. (1971) The effects of occluded circulation on strength and endurance at different levels of strength. *American Corrective Therapy Journal*, 25, 42-47.
- Merletti, R., De Luca, C. J. and Sathyan, D. (1994) Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *Journal of Applied Physiology*, 77, 2104-2114.
- Merletti, R., Lo Conte, L. R. and Orizio, C. (1991) Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1, 20-33.
- Merletti, R., Sabbahi, M. A. and De Luca, C. J. (1984) Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *European Journal of Applied Physiology*, 52, 258-265.
- Mital, A. and Ayoub, M. M. (1980) Modeling of isometric strength and lifting capacity. *Human Factors*, 22, 285-290.
- Moffroid, M., Reid, S., Henry, S. M., Haugh, L. D. and Ricamato, A. (1994) Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 20, 81-87.
- Moffroid, M. T., Haugh, L. D., Haig, A. J., Henry, S. M. and Pope, M. H. (1993) Endurance training of trunk extensor muscles. *Physical Therapy*, 73, 10-17.
- Moritani, T., Muro, M. and Oda, S. (1992a) Myoelectric signal characteristics in lumbar back muscles during fatigue. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 9, 151-156.
- Moritani, T., Sherman, W. M., Shibata, M., Matsumoto, T. and Shinohara, M. (1992b) Oxygen availability and motor unit activity in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 64, 552-556.
- Morton, J. P., Atkinson, G., Maclaren, D. P., Cable, N. T., Gilbert, G., Broome, C., McArdle, A. and Drust, B. (2005) Reliability of maximal muscle force and voluntary activation as markers of exercise-induced muscle damage. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 541-548.
- Nachemson, A. L. and Jonsson, E. (2000) *Neck and back pain*, New York, U.S.A.:Lippincott Williams & Wilkins.
- Nargol, A. V. F., Jones, A. P. C., Kelly, P. J. and Greenough, C. G. (1999) Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine*, 24, 883-888.
- Newton, M. and Waddell, G. (1993) Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: Review of

- a decade of scientific evidence. *Spine*, 18, 801-811.
- Ng, J. and Richardson, C. A. (1996) Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 259-264.
- Nicolaisen, T. and Jorgensen, K. (1985) Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 17, 121-127.
- Nussbaum, M. A. (2001) Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 85, 299-309.
- Oddsson, L. I. and De Luca, C. J. (2003) Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *Journal of Applied Physiology*, 94, 1410-1420.
- Oliver, C. W., Tillotson, K. M., Jones, A. P. C., Royal, R. A. and Greenough, C. G. (1996) Reproducibility of lumbar paraspinal surface electromyogram power spectra. *Clinical Biomechanics*, 11, 317-321.
- Ollivier, K., Portero, P., Maisetti, O. and Hogrel, J. Y. (2005) Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 466-473.
- O'Sullivan, P. B., Twomey, L. T. and Allison, G. T. (1997). Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine* 22 :2959-2967.
- O'Sullivan, P. (2005) Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*. 10, 242-255.
- Panjabi, M. M. (1992) The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5, 383-389.
- Parnianpour, M., Nordin, M., Kahanovitz, N. and Frankel, V. (1988) The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. *Spine*, 13, 982-992.
- Parnianpour, M. and Shirazi-Adl, A. (1999) Quantitative assessment of trunk performance. In Karwowski, W. and Marras, W. S. (eds), *The occupational ergonomics handbook*. CRC Press, New York, pp. 985-1006.
- Peach, J. P., Gunning, J. and McGill, S. M. (1998) Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximum isometric fatiguing contractions and recovery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 403-410.

- Petrofsky, J. S. and Lind, A. R. (1980) The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 44, 189-200.
- Pitcher, J. B. and Miles, T. S. (1997) Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 24, 471-476.
- Plamondon, A., Trimble, K., Larivière, C. and Desjardins, P. (2004) Back muscle fatigue during intermittent prone back extension exercise. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 14, 221-230.
- Pottier, M., Lille, F., Phuon, M. and Monod, H. (1969) Étude de la contraction statique intermittente. I. La capacité de travail. *Le Travail Humain*, 32, 271-284.
- Potvin, J. R. and Brown, S. H. (2004) Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 389-399.
- Rayson, M., Holliman, D. and Belyavin, A. (2000) Development of physical selection procedures for the British Army. Phase 2: relationship between physical performance tests and criterion tasks. *Ergonomics*, 43, 73-105.
- Rohmert, W. (1960) Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen. *Int Z angew Physiol einschli Arbeitsphysiol*, 18, 123-164.
- Ropponen, A. Gibbons, L. E. Videman, T. and Battie, M. C. (2005). Isometric back extension endurance testing: reasons for test termination. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* 35, 437-442.
- Roy, S. H., De Luca, C. J. and Casavant, D. A. (1989) Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14, 992-1001.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., Emley, M., Oddsson, L. I. E., Buijs, R. J. C., Levins, J. A., Newcombe, D. S. and Jabre, J. F. (1997) Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34, 405-414.
- San Juan, J. G. Yaggie, J. A. Levy, S. S. Mooney, V. Udermann, B. E. and Mayer, J. M.. (2005) Effects of pelvic stabilization on lumbar muscle activity during dynamic exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 19, 903-907.
- Scientific Advisory Committee of the Medical Outcomes Trust (2002) Assessing health status and quality-of-life instruments: Attributes and review criteria. *Quality Life Research*, 11, 193-205.
- Seghers, J. and Spaepen, A. (2004) Muscle fatigue of the elbow flexor muscles during two

intermittent exercise protocols with equal mean muscle loading. *Clinical Biomechanics*, 19, 24-30.

Sirin, A. V. and Patla, A. E. (1987) Myoelectric changes in the triceps surae muscles under sustained contractions. Evidence for synergism. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56, 238-244.

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

Smeets, R. J. Vlaeyen, J. W. Hidding, A. Kester, A. D. van der Heijden, G. J. van Geel, A. C. and Knottnerus, J. A. (2006b). Active rehabilitation for chronic low back pain: Cognitive-behavioral, physical, or both? First direct post-treatment results from a randomized controlled trial. *BMC. Musculoskeletal Disorders*. 7 (1):5.

Smidt, G. L. and Blanpied, P. R. (1987) Analysis of strength tests and resistive exercises commonly used for low-back disorders. *Spine*, 21, 1025-1034.

Sparto, P. J., Parnianpour, M., Barria, E. A. and Jagadeesh, J. M. (1999) Wavelet analysis of electromyography for back muscle fatigue detection during isokinetic constant-torque exertions. *Spine*, 24, 1791-1798.

Sparto, P. J., Parnianpour, M., Marras, W. S., Granata, K. P., Reinsel, T. E. and Simon, S. (1997) Neuromuscular trunk performance and spinal loading during a fatiguing isometric trunk extension with varying torque requirements. *Spine*, 10, 145-156.

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.

St Amant, Y., Rancourt, D. and Clancy, E. A. (1998) Influence of smoothing window length on electromyogram amplitude estimates. *IEEE Transactions in Biomedical Engineering*, 45, 795-800.

Start, K. B. and Graham, J. S. (1964) Relationship between the relative and absolute isometric endurance of an isolated muscle group. *The Research Quarterly*, 35, 193-204.

Start, K. B. and Holmes, R. (1963) Local muscle endurance with open and occluded intramuscular circulation. *Journal of Applied Physiology*, 16, 804-807.

Stegeman, D. F. and Linssen, W. H. J. P. (1992) Muscle fiber action potential changes and surface EMG: a simulation study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2, 130-140.

Stone, W. J. and Coulter, S. P. (1994) Strength/Endurance effects from three resistance training protocols with women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 8, 231-234.

Sung, P. S., Zurcher, U. and Kaufman, M. (2005) Nonlinear analysis of electromyography time

- series as a diagnostic tool for low back pain. *Med.Sci.Monit.*, 11, CS1-CS5.
- Tamaki, H., Kitada, K., Akamine, T., Murata, F., Sakou, T. and Kurata, H. (1998) Alternate activity in the synergistic muscles during prolonged low-level contractions. *Journal of Applied Physiology*, 84, 1943-1951.
- Thompson, D. A. and Biedermann, H. J. (1993) Electromyographic power spectrum analysis of the paraspinal muscles. Long-term reliability. *Spine*, 18, 2310-2313.
- Tsuboi, T., Egawa, S. K., Izumi, Y. and Miyazaki, M. (1994) Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69, 361-366.
- Tuttle, W. W., Janney, C. D. and Thompson, C. W. (1950) Relation of maximum grip strength to grip strength endurance. *Journal of Applied Physiology*, 2, 663-670.
- van Dieen, J. H. and Heijblom, P. (1996) Reproducibility of isometric trunk extension torque, trunk extensor endurance, and related electromyographic parameters in the context of their clinical applicability. *Journal of Orthopaedic Research*, 14, 139-143.
- van Dieen, J. H., Heijblom, P. and Bunkens, H. (1998) Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 35-44.
- van Dieen, J. H. and Oude Vrielink, H. H. E. Towards and optimal sampling strategy of EMG and EMG spectral parameters, when using test contractions to monitor muscle fatigue. 2, 534-539. 1996. *Advances in Occupational Ergonomics and Safety I*.
- van Dieen, J. H., Oude Vrielink, H. H. E., Housheer, A. F., Lotters, F. B. J. and Toussaint, H. M. (1993a) Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. *European Journal of Applied Physiology*, 66, 388-396.
- van Dieen, J. H., Thissen, C. E. A. M., van de Ven, A. J. G. M. and Toussaint, H. M. (1991) The electro-mechanical delay of the erector spinae muscle: influence of rate of force development, fatigue and electrode location. *European Journal of Applied Physiology*, 63, 216-222.
- van Dieen, J. H., Vrielink, H. H. E. and Toussaint, H. M. (1993b) An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *European Journal of Applied Physiology*, 66, 70-75.
- van Tulder, M., Malmivaara, A., Esmail, R. and Koes, B. (2000). Exercise therapy for low back pain. A systematic review within the framework of the Cochrane collaboration back review group. *Spine* 25,2784-2796.
- Verbunt, J. A., Seelen, H. A., Vlaeyen, J. W., van der Heijden, G. J. and Knottnerus, J. A.. (2003) Fear of injury and physical deconditioning in patients with chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 84,1227-1232. Viitasalo, J. H. and

- Komi, P. V. (1977) Signal characteristics of EMG during fatigue. *Eur.J.Appl.Physiol Occup.Physiol*, 37, 111-121.
- Vink, P., van der Velde, E. A. and Verbout, A. J. (1988) A functional subdivision of the lumbar extensor musculature. Recruitment patterns and force-RA-EMG relationships under isometric conditions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 27, 517-525.
- Vlaeyen, J. W. S. and Linton, S. J. (2000) Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, 85, 317-332.
- Vollestad, N. K. (1997) Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods*, 74, 219-227.
- von Tscharner, V. (2000) Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 433-445.
- Vuori, I. M. (2001). Dose-response of physical activity and low back pain, osteoarthritis, and osteoporosis. *Medicine and Science in Sports and Exercice*. 33 (6 Suppl):S551-S586.
- Wang, M., Leger, A. B. and Dumas, G. A. (2005) Prediction of back strength using anthropometric and strength measurements in healthy females. *Clin.Biomech.*, 20, 685-692.
- Westad, C., Westgaard, R. H. and De Luca, C. J. (2003) Motor unit recruitment and derecruitment induced by brief increase in contraction amplitude of the human trapezius muscle. *Journal of Physiology*, 552, 645-656.
- Westgaard, R. H. and De Luca, C. J. (1999) Motor unit substitution in long-duration contractions of the human trapezius muscle. *Journal of Neurophysiology*, 82, 501-504.
- Winkel, J. and Jorgensen, K. (1991) Significance of skin temperature changes in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology*, 63, 345-348.
- Zatsiorsky, V. M. (1995) *Science and practice of strength training*. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Zhu, W. and Zhang, S. (2004) Principles and applications of bootstrapping statistical analysis. In Stergiou, N. (ed), *Innovative analyses of human movement. Analytical tools for human movement research*. Human Kinetics, Champaign, IL, pp. 207-221.

Annexe A Description des mesures biomécaniques

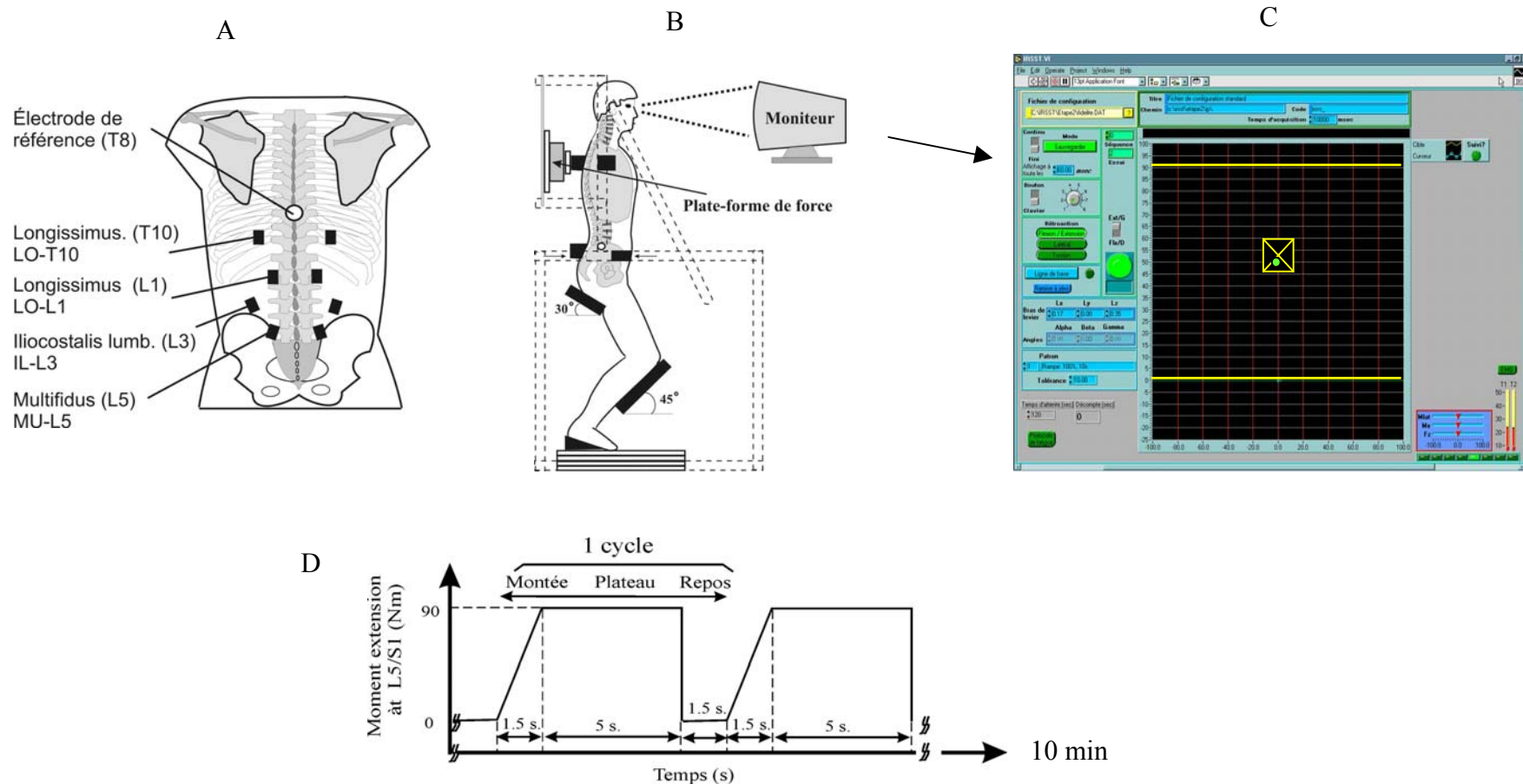


Figure A.1 (A) Positionnement des électrodes, (B) dynamomètre triaxial, (C) rétroaction visuelle des moments à L5/S1 calculés en temps réel affichés sur un moniteur positionné face au sujet et (D) patron d'effort du test de fatigue fonctionnel. C: le sujet est représenté par un point et doit suivre, 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.

Annexe B Procédure d'extraction de l'EMG et calcul des indices EMG basés sur les analyses fréquentielles

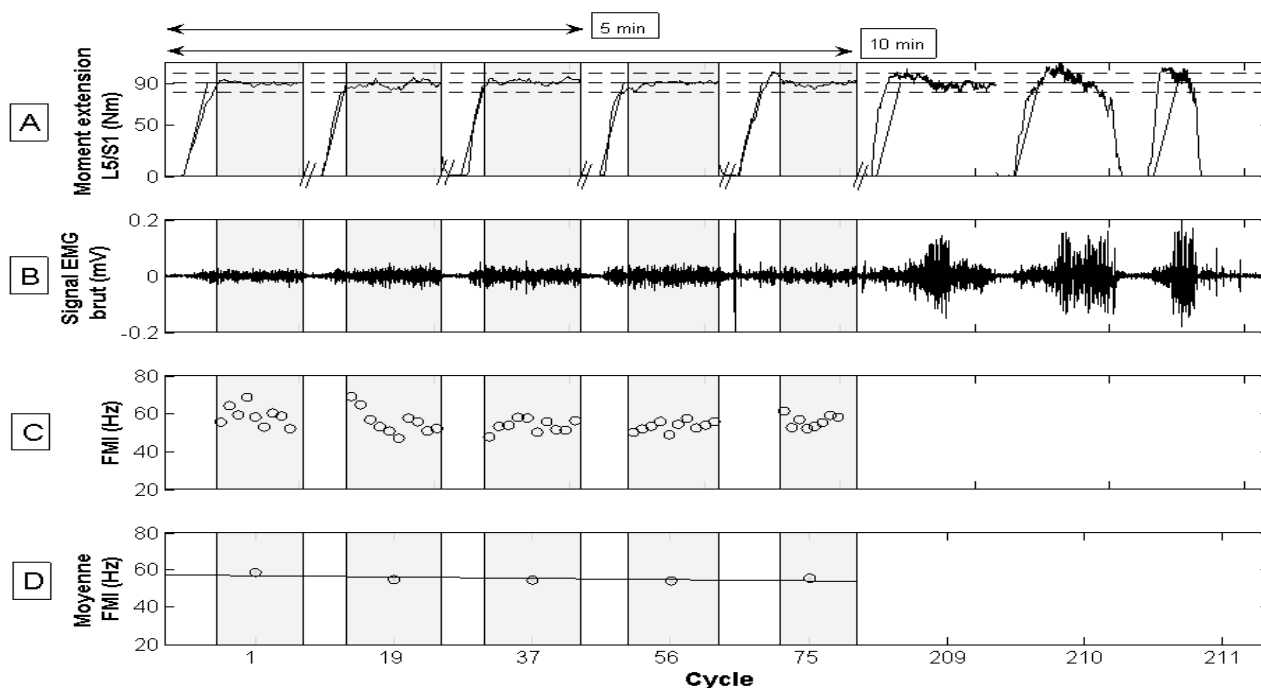


Figure B.1 Cet exemple représente le test de fatigue fonctionnel (seulement quelques cycles sont représentés) réalisé jusqu'à épuisement pour les fins de validation du test (critère de fatigue = Temps limite à l'épuisement). On note en A que les 3 derniers cycles d'effort (cycles 209, 210, 211) n'étaient 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 lesquelles 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.

Annexe C
Calcul des indices EMG sensibles aux stratégies d'activation neuromusculaires

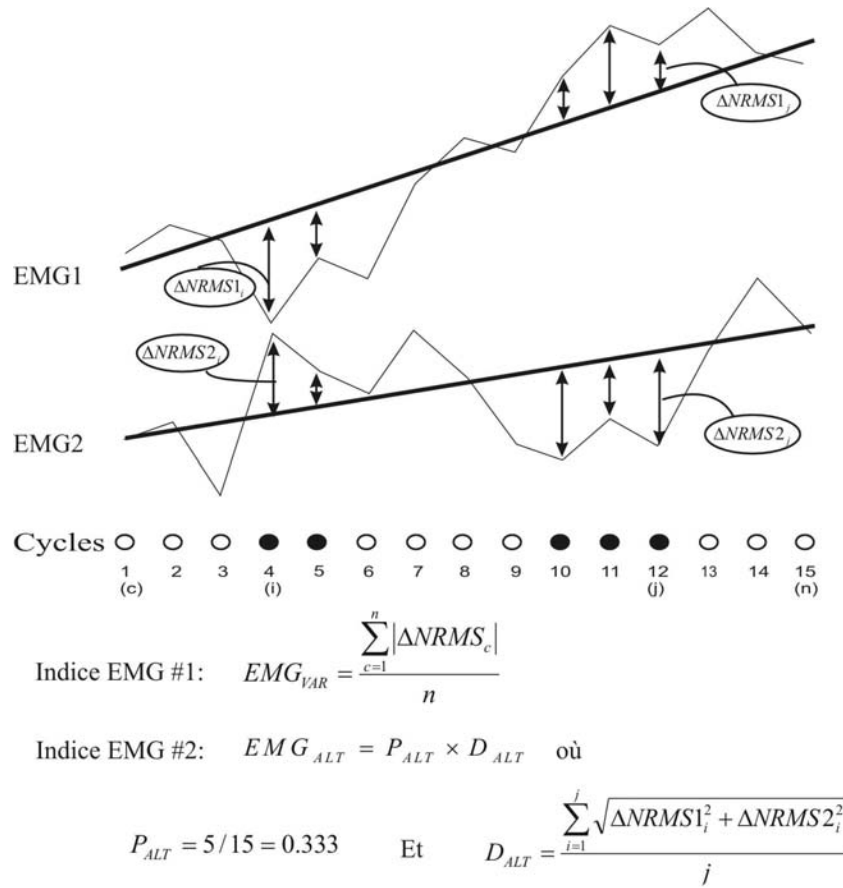


Figure C.1 Illustration du calcul des indices EMG permettant de quantifier les stratégies d'activation neuromusculaires (adapté de van Dieen et al., 1993)

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 D
Description des indices EMG des domaines fréquentiel et temporel

Tableau D.1 Description des indices EMG (et leurs acronymes) obtenus à l'aide des analyses réalisées dans le domaine fréquentiel

Muscles	Description (unités : %/min)
Indices <i>NOND</i> _{3p} - ondelettes considérées individuellement , pour une information localisée*	
1. L5 2. L3 3. L1 4. T10	<ul style="list-style-type: none"> • Pente de la relation linéaire entre l'intensité du signal EMG correspondant à l'ondelette 3 (27-49 Hz) et le temps, normalisée par rapport à l'ordonnée à l'origine, pour les électrodes positionnées à un niveau donné (L5, L3, L1 ou T10). Pour chaque niveau, il s'agit de la moyenne des pentes obtenues avec les électrodes gauche et droite.
5. X8 6. M8	<ul style="list-style-type: none"> • Valeur moyenne des pentes correspondant aux 8 électrodes • Valeur maximale des pentes parmi les 8 électrodes, correspondant au muscle qui se fatigue le plus rapidement †
7. X4 8. M4	<ul style="list-style-type: none"> • Valeur moyenne des pentes correspondant à 4 électrodes (sans les électrodes à T10 et L3) • Valeur maximale des pentes parmi les 4 électrodes (sans les électrodes à T10 et L3), correspondant au muscle qui se fatigue le plus rapidement †
Indices <i>NFMI</i> _p - ondelettes considérées dans leur ensemble , pour une information générale *	
1. L5 2. L3 3. L1 4. T10	<ul style="list-style-type: none"> • Pente de la relation linéaire entre la fréquence moyenne instantanée (FMI) et le temps, normalisée par rapport à l'ordonnée à l'origine, pour les électrodes positionnées à un niveau donné (L5, L3, L1 ou T10). Pour chaque niveau, il s'agit de la moyenne des pentes obtenues avec les électrodes gauche et droite.
5. X8 6. M8	<ul style="list-style-type: none"> • Valeur moyenne des pentes correspondant aux 8 électrodes • Valeur maximale des pentes parmi les 8 électrodes, correspondant au muscle qui se fatigue le plus rapidement
7. X4 8. M4	<ul style="list-style-type: none"> • Valeur moyenne des pentes correspondant à 4 électrodes (sans les électrodes à T10 et L3) • Valeur maximale des pentes parmi les 4 électrodes (sans les électrodes à T10 et L3), correspondant au muscle qui se fatigue le plus rapidement

* Pour les indices de type *NOND*_p, seulement le cas de l'ondelette 3 est présenté (n = 8 indices). Il faut multiplier le nombre d'indices par huit (nombre d'électrodes) pour obtenir le nombre total d'indices EMG (n = 64).

† Dans le cas de *NOND*_{3p} et *NOND*_{4p}, il s'agit de la valeur maximale, car l'intensité du signal augmente dans le temps lorsque la fatigue s'installe. Par contre, pour les *NOND*_{7p}, *NOND*_{8p}, *NOND*_{9p} et *NOND*_{10p}, il s'agit de la valeur minimale, car le phénomène inverse se produit. *NOND*_{5p} et *NOND*_{6p} donnent des pentes près de zéro, car l'intensité du contenu fréquentiel dans ces bandes de fréquence reste relativement stable.

Tableau D.2 Description des indices EMG (et leurs acronymes) obtenus à l'aide des analyses réalisées dans le domaine temporel

Muscles	Description
Indices EMG_{VAR} – mesure de la variabilité de l'activation EMG de chaque muscle	
1. L5 2. L3 3. L1 4. T10	<ul style="list-style-type: none"> Variabilité de l'amplitude EMG, normalisée par rapport à l'ordonnée à l'origine ou par rapport à EMG_{max}, pour les électrodes positionnées à un niveau donné (L5, L3, L1 ou T10). Pour chaque niveau, il s'agit de la moyenne des valeurs obtenue avec les électrodes gauche et droite.
5. X8 6. M8 7. X6 8. M6 9. X4 10. M4	<ul style="list-style-type: none"> Valeur moyenne (n = 8 électrodes) des indices EMG_{VAR} Valeur maximale (n = 8 électrodes) des indices EMG_{VAR} Valeur moyenne (n = 6 électrodes; L5, L3 et L1) des indices EMG_{VAR} Valeur maximale (n = 6 électrodes; L5, L3 et L1) des indices EMG_{VAR} Valeur moyenne (n = 4 électrodes; L5 et L1) des indices EMG_{VAR} Valeur maximale (n = 4 électrodes; L5 et L1) des indices EMG_{VAR}
Indices EMG_{ALT} et P_{ALT}^* – mesure de l'alternance dans l'activation EMG entre deux muscles	
1. L5-L3 2. L5-L1 3. L5-T10 4. L3-L1 5. L3-T10 6. L1-T10	<ul style="list-style-type: none"> Indice d'alternance (EMG_{ALT}) ou proportion d'alternance (P_{ALT}) entre deux muscles du dos. EMG_{ALT} est normalisée par rapport à l'ordonnée à l'origine ou par rapport à EMG_{max}. Les indices sont calculés pour les côtés gauche et droit séparément et le score moyen des deux côtés est ensuite effectué.
7. X8 8. M8 9. X6 10. M6 11. X4 12. M4	<ul style="list-style-type: none"> Valeur moyenne des indices EMG_{ALT} ou P_{ALT} (n = 12) calculés avec 8 électrodes Valeur max. des indices EMG_{ALT} ou P_{ALT} (n = 12) calculés avec 8 électrodes Valeur moyenne des indices EMG_{ALT} ou P_{ALT} (n = 6) calculés avec 8 électrodes Valeur max. des indices EMG_{ALT} ou P_{ALT} (n = 6) calculés avec 8 électrodes Valeur moyenne des indices EMG_{ALT} ou P_{ALT} (n = 2) calculés avec 8 électrodes Valeur max. des indices EMG_{ALT} ou P_{ALT} (n = 2) calculés avec 8 électrodes

* Les 12 indices EMG identifiés ont été calculés autant pour EMG_{ALT} que pour P_{ALT} , ce qui donne 24 indices au total.

Annexe E
Résultats des études de validation (étude 2) et de fidélité (étude 3)

Tableau E.1 Qualités métrologiques des indices EMG* issus des analyses réalisées dans le domaine fréquentiel : test d'endurance absolue (charge : 90 Nm).

Variable	Mus- cles	Médiane (étendue)† (n = 73)	Validité de critère : r ‡				Fidélité (n = 30)	
			<i>LTlim_{abs}</i> (n = 60)	<i>Force</i> (n = 73)	<i>LTlim_{rel}</i> (n = 25)	<i>LTlim_{rel}</i> § (n = 25)	CCIC	ESM (%)
<i>NFM_p</i>	X-L5	-1,4 (-15,6 à 5,9)	0,60	0,33	0,23	0,31	0,68	67
	X-L1	-0,9 (-11,0 à 2,2)	0,61	0,45	0,39	0,49	0,57	77
	X4	-1,2 (-13,3 à 2,0)	0,66	0,39	0,31	0,41	0,70	61
	M4	-1,9 (-17,7 à -0,2)	0,67	0,53	0,24	0,34	0,54	64
<i>NFMI_p</i>	X-L5	-1,2 (-14,4 à 2,4)	0,66	0,39	0,25	0,34	0,75	63
	X-L1	-1,0 (-11,3 à 1,0)	0,64	0,49	0,40	0,50	0,81	47
	X4	-1,1 (-12,9 à 0,3)	0,69	0,46	0,33	0,43	0,83	46
	M4	-1,7 (-16,6 à -0,2)	0,68	0,55	0,27	0,37	0,78	42
<i>NOND3_p</i> (27-49 Hz)	X-L5	3,6 (-4,7 à 103,3)	-0,44	-0,16	-0,32	-0,32	0,67	151
	X-L1	3,4 (2,0 à 53,8)	-0,37	-0,19	-0,38	-0,44	0,65	121
	X4	3,4 (-2,3 à 69,5)	-0,49	-0,20	-0,36	-0,40	0,67	135
	M4	6,9 (-0,7 à 169,1)	-0,52	-0,26	-0,28	-0,33	0,53	163
<i>NOND4_p</i> (48-76 Hz)	X-L5	2,5 (-10,7 à 48,0)	-0,30	-0,06	-0,41	-0,41	0,69	95
	X-L1	1,6 (-5,0 à 43,2)	-0,24	-0,09	-0,16	-0,17	0,63	119
	X4	2,2 (-5,6 à 38,0)	-0,33	-0,11	-0,32	-0,34	0,69	89
	M4	5,2 (-3,3 à 69,6)	-0,37	-0,18	-0,25	-0,27	0,77	51
<i>NOND8_p</i> (192-244 Hz)	X-L5	-2,6 (-18,6 à 6,8)	0,42	0,31	0,10	0,17	0,39	226
	X-L1	-2,0 (-26,4 à 45,0)	0,43	0,35	0,29	0,37	0,53	129
	X4	-2,2 (-22,5 à 25,9)	0,43	0,33	0,21	0,28	0,41	158
	M4	-4,1 (-27,2 à 5,7)	0,47	0,38	0,21	0,28	0,64	61
<i>NOND9_p</i> (242-301 Hz)	X-L5	-3,3 (-20,6 à 8,3)	0,42	0,29	0,15	0,22	0,41	190
	X-L1	-2,4 (-27,6 à 35,5)	0,48	0,39	0,25	0,32	0,40	133
	X4	-3,0 (-24,1 à 20,2)	0,47	0,36	0,22	0,29	0,34	146
	M4	-5,2 (-30,5 à 2,6)	0,50	0,41	0,22	0,29	0,55	71
<i>NOND10_p</i> (297-364 Hz)	X-L5	-3,8 (-21,9 à 7,6)	0,46	0,32	0,17	0,23	0,54	113
	X-L1	-2,9 (-28,3 à 25,2)	0,47	0,39	0,25	0,31	0,62	80
	X4	-3,9 (-24,3 à 14,9)	0,49	0,36	0,23	0,29	0,57	86
	M4	-5,6 (-32,9 à 2,6)	0,50	0,41	0,22	0,29	0,66	51

* Seuls les indices EMG les plus prometteurs (valides et fidèles) ont été retenus dans ce tableau, i.e. les indices calculés sur une période de 10 minutes et correspondant aux électrodes positionnées à L5 et L1.

† Valeurs brutes (sans transformation) pour chaque variable.

‡ La validité de critère a été réalisée avec des coefficients de corrélation de Pearson [les valeurs significatives ($P \leq 0.05$) sont en gras] entre chaque indice EMG de fatigue et (1) le critère d'endurance absolue (*LTlim_{abs}*), (2) le critère de force maximale volontaire (*Force*) et (3) le critère d'endurance relative (*LTlim_{rel}*).

§ Corrélations partielles (covariable : $EMG_{ALT} - M6$ avec normalisation EMG_{max})

X et M: moyenne et maximum correspondant aux valeurs calculées avec 4 électrodes (L5 et L1 bilatéralement).

Tableau E.2 Qualités métrologiques des indices EMG * issus des analyses réalisées dans le domaine temporel et correspondant aux électrodes positionnées à L5, L3 et L1 : test d'endurance absolue (charge : 90 Nm).

Variable (normali- sation)	Mus- cles	Médiane (étendue) † (n = 73)	Validité de critère : r ‡			Fidélité (n = 30)	
			<i>LTlim_{abs}</i> (n = 60)	<i>Force</i> (n = 73)	<i>LTlim_{rel}</i> (n = 25)	CCIC	ESM (%)
<i>EMG_{VAR}</i> (<i>EMG_{max}</i>)	L5	3,1 (1,0 à 8,8)	-0,63	-0,77	0.08	0,78	23
	L3	2,5 (0,7 à 7,3)	-0,61	-0,80	0.01	0,62	31
	L1	3,3 (1,0 à 8,7)	-0,56	-0,77	-0.03	0,72	23
	X6	3,0 (1,1 à 7,7)	-0,63	-0,81	0.03	0,82	19
	M6	3,7 (1,5 à 9,6)	-0,63	-0,79	0.09	0,81	19
	X4	3,1 (1,0 à 8,5)	-0,61	-0,79	0.03	0,77	21
	M4	3,7 (1,5 à 9,6)	-0,62	-0,79	0.08	0,77	21
<i>EMG_{ALT}</i> (<i>EMG_{max}</i>)	L5-L3	1,5 (0,5 à 3,9)	-0,60	-0,75	0.12	0,79	22
	L5-L1	2,0 (0,7 à 5,1)	-0,55	-0,73	0.07	0,64	24
	L3-L1	1,7 (0,8 à 3,8)	-0,41	-0,72	0.00	0,73	19
	X6	1,8 (0,7 à 4,3)	-0,55	-0,77	0.06	0,76	20
	M6	2,1 (0,8 à 5,3)	-0,59	-0,75	0.08	0,77	19
	X4	1,9 (0,5 à 5,0)	-0,53	-0,75	0.02	0,65	24
	M4	2,1 (0,8 à 5,3)	-0,57	-0,74	0.09	0,66	23
<i>EMG_{VAR}</i> (ordonnée origine)	L5	10,6 (8,5 à 19,8)	-0,52	-0,39	0.09	0,75	9
	L3	13,4 (8,7 à 21,4)	-0,43	-0,36	0.14	0,66	14
	L1	11,9 (8,6 à 21,3)	-0,43	-0,35	0.09	0,76	8
	X6	11,9 (8,6 à 19,7)	-0,48	-0,39	0.12	0,75	9
	M6	14,1 (8,9 à 23,6)	-0,46	-0,32	0.09	0,63	16
	X4	11,4 (8,6 à 19,0)	-0,49	-0,39	0.11	0,77	8
	M4	12,7 (8,9 à 22,3)	-0,45	-0,32	0.12	0,68	12
<i>P_{ALT}</i>	L5-L3	40 (32 à 48)	0,43	0,51	0.13	0,52	6
	L5-L1	43 (33 à 50)	0,47	0,49	0.07	0,46	6
	L3-L1	40 (29 à 48)	0,64	0,49	0.01	0,64	6
	X6	41 (32 à 47)	0,50	0,41	0.06	0,52	6
	M6	44 (34 à 53)	0,42	0,49	0.04	0,47	6
	X4	42 (28 à 47)	0,43	0,26	-0.11	0,30	8
	M4	44 (33 à 53)	0,43	0,49	-0.01	0,44	7

* Seuls les indices EMG les plus prometteurs (valides et fidèles) ont été retenus dans ce tableau, i.e. les indices calculés sur une période de 5 minutes et correspondant aux électrodes positionnées à L5, L3 et L1. † Valeurs brutes (sans transformation) pour chaque variable.

‡ La validité de critère a été réalisée avec des coefficients de corrélation de Pearson [les valeurs significatives ($P \leq 0.05$) sont en gras] entre chaque indice EMG de fatigue et (1) le critère d'endurance absolue (*LTlim_{abs}*), (2) le critère de force maximale volontaire (*Force*) et (3) le critère d'endurance relative (*LTlim_{rel}*).

X et M: moyenne et maximum correspondant aux valeurs calculées avec 6 (L5, L3 et L1 bilatéralement) ou 4 (L5 et L1 bilatéralement) électrodes.

Tableau E.3 Validité de critère des indices EMG* correspondant au test d'endurance relative (charge : 40 % FMV).

Variable	Muscles	Médiane (étendue) † (n = 31)	Validité de critère : r ‡	
			<i>LTlim_{rel}</i> (n = 31)	<i>Force</i> (n = 31)
<i>NFM_p</i>	X-L5	-4,2 (-20,9 à 1,6)	0,54	-0,49
	X-L1	-2,5 (-13,1 à 0,5)	0,69	-0,50
	X4	-3,8 (-17,0 à 0,5)	0,69	-0,56
	M4	-4,9 (-28,0 à -0,3)	0,71	-0,56
<i>EMG_{VAR}</i> (<i>EMG_{max}</i>)	L5	4,4 (2,7 à 8,9)	-0,15	0,06
	L3	3,9 (1,8 à 7,1)	-0,45	0,47
	L1	4,6 (3,0 à 8,1)	-0,08	0,10
	X6	4,2 (2,9 à 7,9)	-0,26	0,25
	M6	5,5 (3,7 à 10,4)	-0,04	0,08
	X4	4,5 (2,9 à 8,5)	-0,12	0,08
	M4	5,1 (3,7 à 10,4)	-0,02	0,03
	<i>EMG_{ALT}</i> (<i>EMG_{max}</i>)	L5-L3	2,3 (1,2 à 3,8)	-0,12
L5-L1		2,6 (1,4 à 4,1)	0,11	0,03
L3-L1		2,4 (1,4 à 3,5)	0,11	0,02
X6		2,5 (1,4 à 3,8)	0,05	0,02
M6		2,8 (1,5 à 5,5)	0,13	0,04
X4		2,7 (1,5 à 4,0)	0,16	-0,10
M4		2,8 (1,5 à 5,4)	0,10	0,05
<i>EMG_{VAR}</i> (ordonnée à l'origine)		L5	12,7 (9,8 à 18,9)	-0,18
	L3	15,4 (10,0 à 27,3)	-0,33	0,36
	L1	13,4 (10,7 à 19,7)	-0,34	0,49
	X6	14,5 (10,7 à 21,4)	-0,32	0,42
	M6	16,9 (12,1 à 28,2)	-0,26	0,40
	X4	13,5 (10,4 à 18,5)	-0,28	0,41
	M4	15,0 (11,5 à 21,5)	-0,29	0,46
	<i>P_{ALT}</i>	L5-L3	40 (31 à 44)	0,20
L5-L1		41 (33 à 47)	0,27	-0,05
L3-L1		39 (31 à 46)	0,44	-0,33
X6		41 (34 à 46)	0,40	-0,31
M6		43 (34 à 49)	0,25	-0,07
X4		41 (34 à 47)	0,38	-0,24
M4		43 (34 à 49)	0,23	-0,02

* Seuls les indices EMG les plus prometteurs (valides et fidèles) ont été retenus dans ce tableau, i.e, les indices calculés sur une période de 5 minutes et correspondant aux électrodes positionnées à L5 et L1.

† Valeurs brutes (sans transformation) pour chaque variable.

‡ La validité de critère a été réalisée avec des coefficients de Pearson [les valeurs significatives ($P \leq 0,05$) sont en gras] entre chaque indice EMG et (1) le critère de fatigue (*LTlim_{rel}*) et (2) la force maximale (*Force*), X et M: moyenne et maximum correspondant aux valeurs calculées avec 6 (L5, L3 et L1 bilatéralement) ou 4 (L5 et L1 bilatéralement) électrodes.

Annexe F

Résultats des différentes analyses de régression multiple pour la prédiction de l'endurance absolue et la force maximale volontaire

Tableau F.1 Description des différents modèles de régression linéaires multiples développés pour prédire l'endurance absolue ($LTim_{abs}$)

# *	Sujets	Variables considérées†	Variables retenues dans l'ordre	R ²	ESE	VIF
Analyses fréquentielles (L5, L1) seulement						
1	♂ + ♀ (n = 60)	- Caractéristiques individuelles‡ - $NFMI_p$ et $NOND_p$ (L5, L1)	(1) $NFMI_p - X4$	0,48	0,5490 (18 %)	/
Analyses fréquentielles (L5, L1) + temporelles (L5, L3, L1) – normalisation EMG_{max}						
2	♂ + ♀ (n = 60)	- Caractéristiques individuelles‡ - $NFMI_p$ et $NOND_p$ (L5, L1) - P_{ALT} , EMG_{VAR} et EMG_{ALT} (L5, L3, L1)	(1) $EMG_{ALT} - M6$ (2) $P_{ALT} - L5L1$ (3) $P_{ALT} - L3L1$ (4) $NFMI_p - X4$	0,66	0,4594 (15 %)	3,7
Analyses fréquentielles (L5, L1) + temporelles (L5, L3, L1) – normalisation ordonnée origine						
3	♂ + ♀ (n = 60)	- Caractéristiques individuelles‡ - $NFMI_p$ et $NOND_p$ (L5, L1) - P_{ALT} et EMG_{VAR} (L5, L3, L1)	(1) $P_{ALT} - L5L1$ (2) $P_{ALT} - L3L1$ (3) $NFMI_p - X4$	0,62	0,4798 (16 %)	3,5
4	♂ (n = 32)	Idem modèle # 3	(1) Masse maigre, (2) $P_{ALT} - L3L1$, (3) $P_{ALT} - M6$ (4) $EMG_{VAR} - L5$, (5) $NOND3_p - M4$ (6) $NOND8_p - L1$	0,77	0,3417 (8 %)	1,3
5	♀ (n = 28)	Idem modèle # 3	(1) % graisse (2) $P_{ALT} - L3L1$ (3) $NFMI_p - X4$ (4) $NOND4_p - L1$	0,70	0,4716 (17 %)	1,7
# *	Sujets	Variables considérées†	Variables retenues dans l'ordre	R ²	ESE	VIF
Analyses fréquentielles (L5, L1) + temporelles (L5, L1) – normalisation ordonnée origine						
6	♂ + ♀ (n = 60)	- Caractéristiques individuelles‡ - $NFMI_p$ et $NOND_p$ (L5, L1) - P_{ALT} et EMG_{VAR} (L5, L1)	(1) $EMG_{VAR} - M4$ (3) $NFMI_p - X4$	0,57	0,5065 (17 %)	1,1
7	♂ (n = 32)	Idem modèle # 6	(1) Masse maigre, (2) Index sport (3) $P_{ALT} - X4$, (4) $EMG_{VAR} - M4$ (5) $NFMI_p - M4$, (6) $NOND3_p - L1$	0,76	0,3539 (9 %)	1,2
8	♀ (n = 28)	Idem modèle # 6	(1) $NFMI_p - X4$ (2) $NOND4_p - L1$	0,58	0,5381 (18 %)	1,0

* Les caractéristiques de chacun des modèles sont résumées en caractères gras et sont présentées dans un ordre croissant de simplicité d'utilisation (normalisation ou non p/r EMG_{max} , utilisation de 6 ou 4 électrodes), Le modèle 2 utilise des indices EMG qui ne peuvent être calculés que chez des sujets sains (normalisation indices EMG_{VAR} et EMG_{ALT} avec EMG_{max}) alors que les modèles 3 à 8 utilisent des indices EMG qui peuvent aussi être calculés chez des sujets lombalgiques chroniques (normalisation indices EMG_{VAR} et EMG_{ALT} avec l'ordonnée à l'origine).

† $NFMI_p$ représente quatre indices (X-L5, X-L3, X4, M4); $NOND_p$ comprend les quatre même indices pour chaque ondelette (3, 4, 8, 9, 10); EMG_{VAR} et EMG_{ALT} comprend les indices calculés à partir de six (modèles 1 et 2; L5, L3 et L1 bilatéralement) ou quatre électrodes (modèle 3; L5 et L1),

‡ Caractéristiques individuelles : âge, masse, taille, masse maigre, IMC (indice masse corporelle), niveau activité physique (index sport, index loisir). L'index travail n'a pas été considéré étant donné l'application visée chez des personnes pour lesquelles cet index n'a pas de sens (en arrêt de travail).

ESE : Erreur standard de l'estimée (standard error of the estimate - SEE) en valeur logarithmique et valeur relative moyenne de l'erreur absolue (entre parenthèses).

VIF : Variance inflator factor, un indice permettant de déceler la présence de multi-colinéarité (si VIF > 10) entre les variables entrées dans le modèle.

IMC : Indice de masse corporelle

♀ : femme et ♂ : homme

Tableau F.2 Description des différents modèles de régression linéaires multiples développés pour prédire la force maximale volontaire (*Force*)

# *	Sujets	Variables considérées†	Variables retenues dans l'ordre	R ²	ESE	VIF
Analyses fréquentielles (L5, L1) + temporelles (L5, L3, L1) – normalisation EMG_{max}						
1	♂ + ♀ (n = 73)	- Caractéristiques individuelles‡ - <i>NFMI_p</i> et <i>NOND_p</i> (L5, L1) - <i>P_{ALT}</i> , <i>EMG_{VAR}</i> et <i>EMG_{ALT}</i> (L5, L3, L1)	(1) Masse maigre (2) Index sport (3) <i>EMG_{VAR}</i> – X6	0,80	42 Nm (10 %)	1,6
Analyses fréquentielles (L5, L1) + temporelles (L5, L3, L1) – normalisation ordonnée origine						
2	♂ + ♀ (n = 73)	- Caractéristiques individuelles‡ - <i>NFMI_p</i> et <i>NOND_p</i> (L5, L1) - <i>P_{ALT}</i> et <i>EMG_{VAR}</i> (L5, L3, L1)	(1) Masse maigre (2) Index sport (3) <i>P_{ALT}</i> – L3L1 (4) <i>NOND_{8p}</i> – M4	0,69	52 Nm (15 %)	1,2
3	♂ (n = 44)	Idem modèle # 2	(1) Masse maigre (2) <i>P_{ALT}</i> – M6 (3) <i>NOND_{4p}</i> – L1	0,44	58 Nm (14 %)	1,0
4	♀ (n = 29)	Idem modèle # 2	(1) <i>NFMI_p</i> – L5	0,25	32 Nm (13 %)	/
Analyses fréquentielles (L5, L1) + temporelles (L5, L1) – normalisation ordonnée origine						
5	♂ + ♀ (n = 73)	- Caractéristiques individuelles‡ - <i>NFMI_p</i> et <i>NOND_p</i> (L5, L1) - <i>P_{ALT}</i> et <i>EMG_{VAR}</i> (L5, L1)	(1) Masse maigre (2) <i>P_{ALT}</i> – M4 (3) <i>NOND_{8p}</i> – M4	0,67	53 Nm (15 %)	1,2
6	♂ (n = 44)	Idem modèle # 5	(1) Masse maigre, (2) Index loisir (3) <i>P_{ALT}</i> – X4, (4) <i>P_{ALT}</i> – M4 (5) <i>NOND_{4p}</i> – L1	0,54	54 Nm (13 %)	1,8
7	♀ (n = 29)	Idem modèle # 5	(1) <i>NFMI_p</i> – L5	0,25	32 Nm (13 %)	/
8	♂ avec <i>Tlim_{abs}</i> < 60 min (n = 32)	Idem modèle # 5	(1) IMC, (2) <i>P_{ALT}</i> – M4, (3) <i>EMG_{VAR}</i> – M4, (4) <i>NFMI_p</i> – L1, (5) <i>NOND_{10p}</i> – L1, (6) <i>NOND_{4p}</i> – L1	0,72	38 Nm (9 %)	4,5

* Les caractéristiques de chacun des modèles sont résumées en caractères gras et sont présentées dans un ordre croissant de simplicité d'utilisation (normalisation ou non p/r EMG_{max}, utilisation de 6 ou 4 électrodes). Le modèle 1 utilise des indices EMG qui ne peuvent être calculés que chez des sujets sains (normalisation indices *EMG_{VAR}* et *EMG_{ALT}* avec EMG_{max}) alors que les modèles 2 à 7 utilisent des indices EMG qui peuvent aussi être calculés chez des sujets lombalgiques chroniques (normalisation indices *EMG_{VAR}* et *EMG_{ALT}* avec l'ordonnée à l'origine).

† *NFMI_p* représente quatre indices (X-L5, X-L3, X4, M4); *NOND_p* comprend les quatre mêmes indices pour chaque ondelette (3, 4, 8, 9, 10); *EMG_{VAR}* et *EMG_{ALT}* comprend les indices calculés à partir de six (modèles 1 et 2; L5, L3 et L1 bilatéralement) ou quatre électrodes (modèle 3; L5 et L1),

‡ Caractéristiques individuelles : âge, masse, taille, masse maigre, IMC (indice masse corporelle), niveau activité physique (index sport et index loisir). L'index travail n'a pas été considéré étant donné l'application visée chez des personnes pour lesquelles cet index n'a pas de sens (en arrêt de travail).

ESE : Erreur standard de l'estimée et valeur relative moyenne de l'erreur absolue (entre parenthèses).

VIF : Variance inflator factor, un indice permettant de déceler la présence de multi-colinéarité (si VIF > 10) entre les variables entrées dans le modèle

♀ : femme et ♂ : homme

Annexe G

Figures permettant d'illustrer pourquoi les indices $NFMI_p$ ne permettent pas de différencier les sujets très endurants des sujets moins endurants

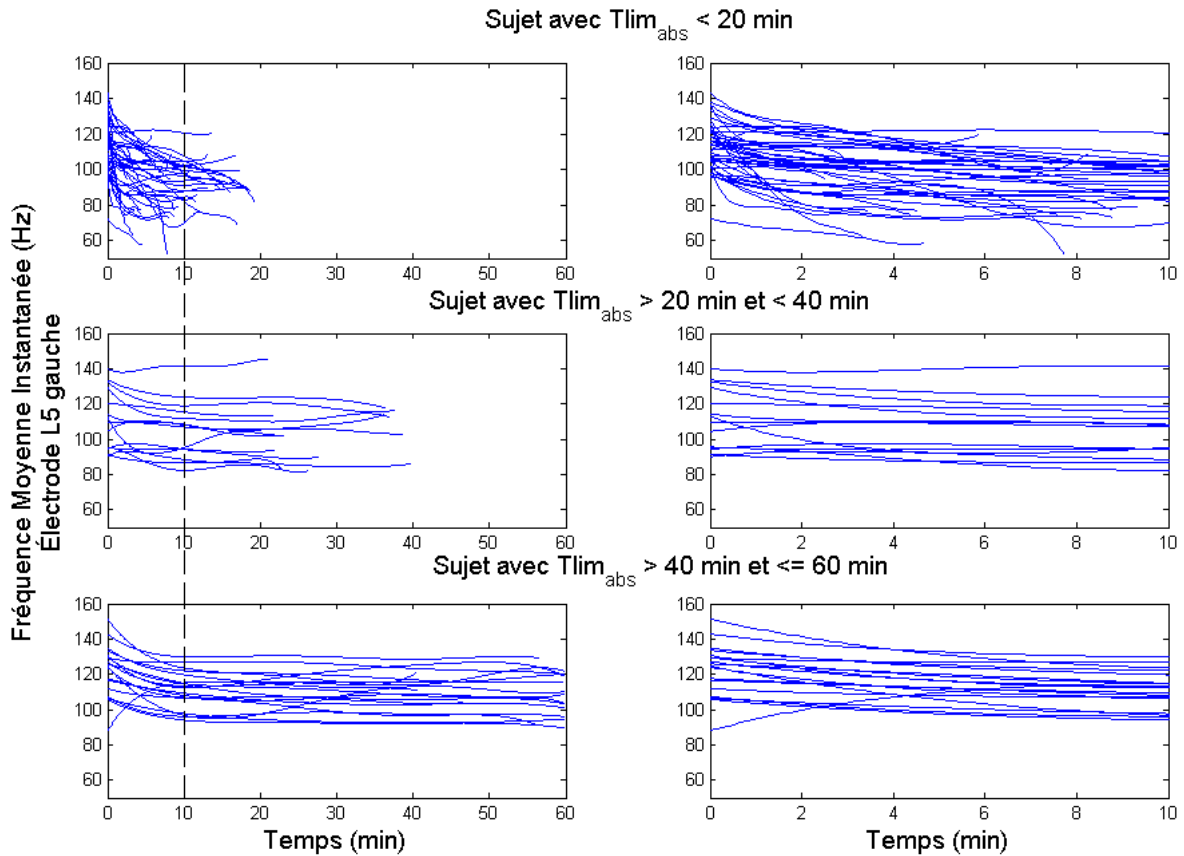


Figure G.1 Fréquences moyennes instantanées (données de l'électrode situées à L5 sur le côté gauche; les résultats du côté droit sont identiques) calculées pour toute la durée du test pour trois catégories de sujets

(1) sujets avec un temps limite ($Tlim_{abs}$) inférieur à 20 min (graphiques du haut), (2) sujets avec $Tlim_{abs}$ supérieur à 20 min et inférieur à 40 min (graphiques du milieu) et (3) sujets avec $Tlim_{abs}$ supérieur à 40 min et inférieur à 60 min ainsi que sujet ayant atteint 60 min (graphiques du bas). Les graphiques de gauche représentent tout le test de fatigue (la ligne verticale pointillée identifie les 10 premières min) alors que les graphiques de droite mettent l'accent sur les données utilisées (10 premières minutes) pour calculer l'indice de fatigue correspondant ($NFMI_p$). Afin de mieux distinguer l'allure générale du comportement des FMI dans le temps, un polynôme du 5^e degré a été passé à travers les données de FMI .

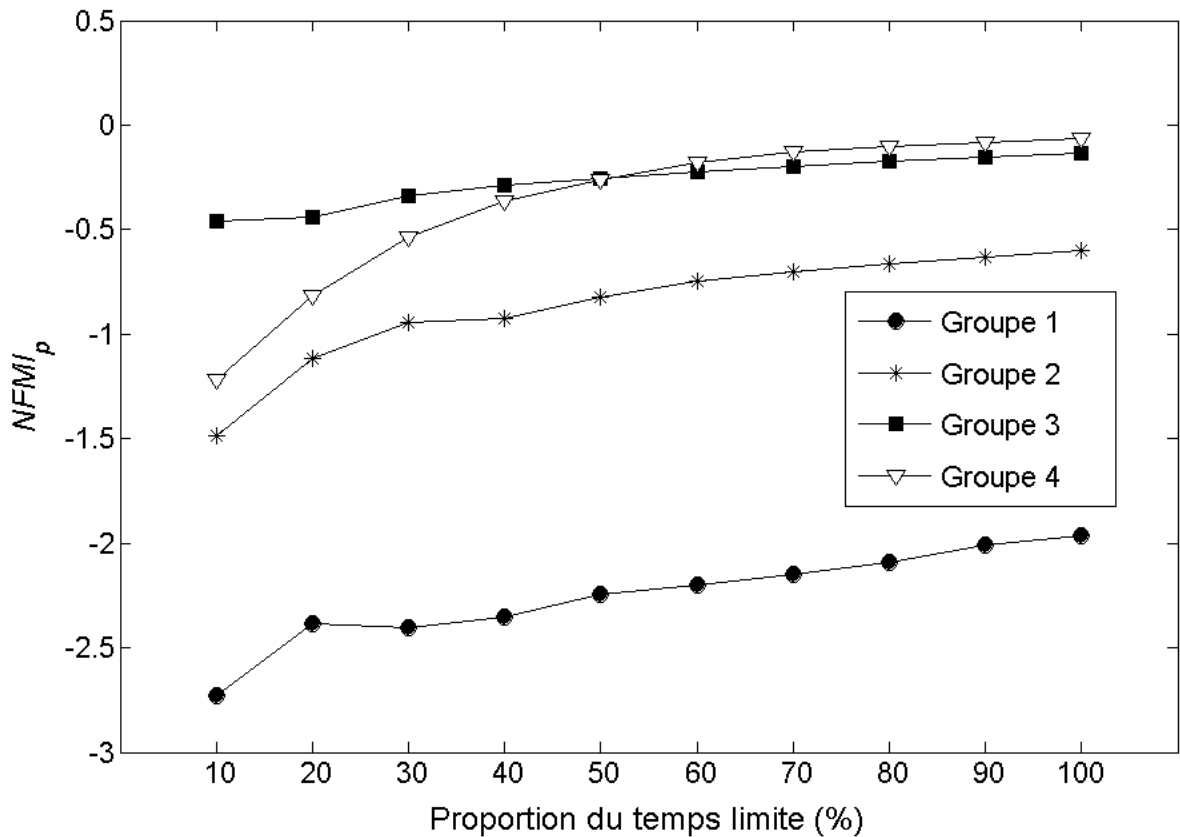


Figure G.2 **Pente moyenne de la relation linéaire FMI-temps (indices $NFMI_p$, électrode L5 gauche) en fonction de la proportion du temps limite utilisé (données FMI utilisées) pour faire le calcul de cette pente**

Les résultats sont présentés chez quatre groupes de sujets séparés selon leur endurance absolue telle que définie par $Tlim_{abs}$ [Groupe 1 (n = 20): $Tlim_{abs} < 10$ min; Groupe 2 (n = 29): $10 < Tlim_{abs} < 30$ min; Groupe 3 (n = 11) : $30 < Tlim_{abs} < 60$ min; Groupe 4 (n = 13): $Tlim_{abs} = 60$ min].