

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

L'influence de la rétroaction biomécanique sur les compensations musculaires et les moments de force lors d'efforts isométriques graduels du tronc

par
Karine Genest

Mémoire présenté à la Faculté d'éducation physique et sportive
en vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M. Sc.)
Kinanthropologie

Février, 2008

© Karine Genest, 2008

IX-127



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*
ISBN: 978-0-494-37870-0
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-37870-0

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.



Canada

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté d'éducation physique et sportive

L'influence de la rétroaction biomécanique sur les compensations musculaires et les moments de force lors d'efforts isométriques graduels du tronc

Karine Genest

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Denis Gagnon, Ph.D.

Directeur de recherche

Christian Larivière, Ph.D.

Codirecteur de recherche

André Plamondon, Ph.D.

Autre membre du jury

Mémoire accepté le _____

SOMMAIRE

Les stratégies musculaires mises en place par l'organisme pour maintenir la stabilité de la colonne vertébrale sont de plus en plus associées aux lombalgies non-spécifiques. Cependant, les stratégies musculaires utilisées normalement par le corps humain lorsqu'il n'est pas blessé demeurent encore peu connues. La dynamométrie combinée à l'électromyographie permet d'étudier le comportement des muscles du tronc lors d'efforts contrôlés. En utilisant des contractions maximales pour normaliser en amplitude le signal électromyographique et ainsi obtenir une valeur de référence, il est possible de comparer des sujets et des groupes musculaires entre eux. Cette étude avait comme premier objectif d'évaluer la fidélité de la force maximale volontaire et de l'amplitude maximale du signal électromyographique des muscles agonistes lors d'efforts au niveau du tronc. Le second objectif consistait à étudier si la rétroaction sur les moments couplés avait une influence sur leur contrôle et sur l'activation des muscles du tronc lors d'efforts graduels sous-maximaux menés jusqu'à 55 % de la force maximale volontaire.

Vingt hommes sans problème de lombalgie ont effectué dans un premier temps des efforts maximaux isométriques graduels dans un dynamomètre triaxial. Les efforts ont été produits dans six directions: extension, flexion, flexion latérale vers la gauche et vers la droite, rotation axiale vers la gauche et vers la droite. Dans un second temps, les sujets ont effectué des efforts sous-maximaux isométriques graduels jusqu'à 55% de leur force maximale volontaire et ce, dans les mêmes directions. Pour chaque effort, une rétroaction visuelle sur le moment principal était donnée au sujet pour l'aider à produire graduellement cet effort. Dans le cas des efforts sous-maximaux, différentes conditions de rétroaction additionnelle sur les moments couplés, qui variaient selon les conditions expérimentales investiguées, ont également été données au sujet. Les moments couplés ont été définis comme étant ceux produits dans les deux autres plans d'efforts (autre que celui où l'effort principal est produit).

Pour des efforts dans le plan sagittal (extension et flexion), nous avons un moment couplé en flexion latérale (plan frontal) et un moment couplé en rotation axiale (plan transversal). Pour des efforts dans le plan frontal (flexion latérale), nous avons un moment couplé en flexion-extension (plan sagittal) et un moment couplé en rotation axiale (plan transversal) tandis que pour des efforts en rotation axiale (plan transversal), nous avons un moment couplé en flexion-extension (plan sagittal) et un moment couplé en flexion latérale (plan frontal). Quatre conditions de rétroaction différentes ont été investiguées pour chacune des directions d'efforts. Ces conditions correspondaient à 1) aucune rétroaction additionnelle sur aucun moment couplé, 2) rétroaction additionnelle sur le premier moment couplé, 3) rétroaction additionnelle sur le deuxième moment couplés et 4) rétroaction additionnelle sur les deux moments couplés simultanément.

L'activité de 14 muscles du tronc a été mesurée par électromyographie de surface. Les sujets se sont présentés à trois sessions d'évaluation en laboratoire, toutes trois identiques, dans le but d'évaluer la fidélité des mesures. L'effet des diverses conditions de rétroaction sur l'activité musculaire et les moments à L5/S1 a été évalué statistiquement.

En ce qui concerne la force maximale volontaire, une excellente fidélité (coefficient de corrélation intra-classe $> 0,75$) a été obtenue pour la flexion latérale vers la droite et la rotation axiale vers la droite et la gauche, tandis qu'une fiabilité moyenne ($0,40 < \text{coefficient de corrélation intra-classe} < 0,75$) a été obtenue pour l'extension, la flexion et la flexion latérale vers la gauche. De plus, les valeurs maximales du signal électromyographique pour les muscles agonistes, pour toutes les directions, ont démontré une fidélité pouvant être qualifiée de moyenne à excellente (coefficient de corrélation intra-classe $> 0,50$).

Les principaux résultats de cette étude indiquent que l'ajout de rétroaction visuelle sur les moments couplés lors d'efforts isométriques au niveau du tronc dans

les plans frontal et transversal, et ce, à de bas niveaux d'intensité (10-50 % de la force maximale volontaire), influence significativement les variables cinétiques et l'activité des muscles. L'ajout d'une rétroaction complète (deux moments couplés simultanés) pour le contrôle des moments couplés a permis de diminuer significativement les moments couplés en question de l'ordre de 1-2 %, 4-5 % et 8-10% lorsque les efforts principaux étaient générés dans les plans sagittal, frontal et transverse, respectivement. Les effets sur l'amplitude des signaux EMG étaient variés (augmentation ou diminution) d'un muscle à l'autre, avec des effets de l'ordre de 1%, 1-9 % et 1-8 % pour chacun des plans d'efforts, respectivement, ce qui n'est pas négligeable sur le plan physiologique ou clinique. De plus, un apprentissage inter-sessions non négligeable ($> 5\%$) dans le contrôle des efforts couplés associé à des ajustements significatifs au niveau de l'activité musculaire est présent, même après une séance de familiarisation comportant plusieurs essais de pratique. Finalement, la fidélité des valeurs électromyographiques des muscles agonistes lors d'efforts sous-maximaux dans les plans frontal, sagittal et transversal peut être qualifiée de pauvre à modérée (CCIC = 0,00 à 0,071). Cependant, la fidélité n'est apparemment pas affectée par l'ajout de rétroactions sur les moments couplés.

En résumé, la présente étude a permis de mettre en évidence la présence de moments couplés importants, notamment lors d'efforts principaux effectués dans les plans frontal et transverse, lorsque ceux-ci ne sont pas contrôlés. Il est possible de diminuer ces moments couplés, voir presque de les éliminer, avec l'utilisation d'une rétroaction visuelle efficace, ce qui a des effets non négligeables sur l'activation des muscles du tronc. Cependant, il s'avère que l'utilisation d'un tel protocole (tâche) requiert un apprentissage moteur non négligeable, et ce dans tous les plans d'effort, ce qui rend les applications en recherche ou en clinique difficiles. Ces résultats demandent à être reproduits avec une clientèle de personnes souffrant d'une lombalgie. Cela permettra de jeter un regard plus complet sur l'utilité d'une approche d'évaluation des patrons d'activation des muscles du tronc basée sur meilleure standardisation de la tâche utilisée.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE	3
LISTE DES TABLEAUX	11
LISTE DES FIGURES	17
DÉDICACE	19
REMERCIEMENTS	20
PREMIER CHAPITRE - PROBLÉMATIQUE	21
1.1 INTRODUCTION.....	21
1.2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE.....	24
1.3 HYPOTHÈSES STATISTIQUES	25
1.4 PERTINENCE DE L'ÉTUDE.....	27
DEUXIÈME CHAPITRE – RECENSION DES ÉCRITS	29
2.1 TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES ET LOMBALGIES	29
2.1.1 Prévalence des lombalgies.....	30
2.1.2 Coûts des TMS et des lombalgies	33
2.1.3 Causes des lombalgies	33
2.2 MUSCLES, EFFORTS ET MOUVEMENTS DE LA COLONNE DORSO-LOMBAIRE	37
2.2.1 Anatomie de la colonne vertébrale	37
2.2.2 Efforts et mouvements autour de l'axe transversal (flexion-extension)	38
2.2.3 Efforts et mouvements autour de l'axe sagittal (flexion latérale)	47
2.2.4 Efforts et mouvements autour de l'axe longitudinal (rotation axiale)	48

2.2.5 Cocontraction	51
2.3. MESURES DYNAMOMÉTRIQUES ET ÉLECTROMYOGRAPHIQUES	53
2.3.1 Dynamométrie	54
2.3.2 Électromyographie.....	57
2.3.2.1 Facteurs influençant l'EMG de surface.	59
2.3.2.2 Relation entre la force musculaire et les signaux EMG de surface	60
2.3.2.3 Quantification de l'activité myoélectrique	62
2.4. REPRODUCTIBILITÉ DES MESURES.....	64
2.4.1 Statistiques utilisées pour évaluer la fidélité d'une mesure.....	65
2.4.1.1 Analyse de variance (ANOVA).....	65
2.4.1.2 Coefficient de corrélation de Pearson versus le CCIC	66
2.4.1.3 L'erreur standard de mesure	67
2.4.2 Fidélité des mesures dynamométriques des muscles du tronc	67
2.4.2.1 Mesures isométriques	68
2.4.2.2 Mesures dynamiques	70
2.4.3 Reproductibilité des mesures électromyographiques	71
2.4.3.1 Mesures isométriques	72
2.4.3.2 Mesures dynamiques	73
2.5. RÉSUMÉ ET CONCLUSION.....	73
TROISIÈME CHAPITRE - MÉTHODOLOGIE DE LA RECHERCHE.....	75
3.1 PARTICIPANTS	75
3.2 TECHNIQUES DE MESURES	76

3.2.1 Dynamométrie	76
3.2.2 Électromyographie.....	79
3.3 PROCÉDURES	81
3.3.1 Préparation du sujet	81
3.3.2 Conditions expérimentales	81
3.3.3 Directives.....	83
3.4 TRAITEMENT DES DONNÉES	84
3.4.1 Dynamométrie	84
3.4.1.1 Force maximale volontaire	84
3.4.1.2 Efforts graduels sous-maximaux	84
3.4.2 Électromyographie.....	85
3.5 STATISTIQUES.....	85
3.5.1 Analyses des FMVs.....	86
3.5.2 Analyses des efforts graduels sous-maximaux.....	86
3.5.3 Analyses de fidélité	87
3.5.3.1 Force maximale volontaire	88
3.5.3.2 Efforts sous-maximaux	88
QUATRIÈME CHAPITRE - RÉSULTATS	91
4.1 FATIGUE.....	91
4.2 FORCES MAXIMALES VOLONTAIRES.....	92
4.3. EFFORTS SOUS-MAXIMAUX.....	98
4.3.1 Effet de la rétroaction et de l'intensité de contraction sur les moments couplés	98

4.3.2 Effet de la rétroaction et de l'intensité de contraction sur l'activation musculaire.....	104
4.3.3 Apprentissage	112
4.3.4 L'effet des rétroactions additionnelles sur la fidélité des valeurs EMG (RMS)	117
CINQUIÈME CHAPITRE : DISCUSSION ET CONCLUSION	119
5.1 DISCUSSION.....	119
5.1.1 Limites de la recherche.....	119
5.1.2 Force maximale volontaire	121
5.1.2.1 Comparaison avec la littérature	121
5.1.2.2 Apprentissage et fidélité des moments de force maximaux	122
5.1.2.3 Apprentissage et fidélité des valeurs EMG maximales	124
5.1.3 Efforts sous-maximaux.....	125
5.1.3.1 Moments couplés	126
5.1.3.2 Effet de l'intensité de l'effort sur l'activité des muscles.	126
5.1.3.3 Effet de la rétroaction sur l'activité des muscles.	127
5.1.3.4 Effet de l'apprentissage sur l'activité des muscles	129
5.1.3.5. Fidélité de l'activité musculaire.....	131
5.2 CONCLUSION	132
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	134
ANNEXE A – TABLEAUX ADDITIONNELS	148
ANNEXE B - QUESTIONNAIRES	198
ANNEXE C - FORMULAIRE DE CONSENTEMENT	201

ANNEXE D - CERTIFICAT D'ÉTHIQUE.....	209
ANNEXE E - DIAGRAMME DE BARATTA	213

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1	Les caractéristiques des sujets.....	75
Tableau 2	Nomenclature pour les moments principaux, moments couplés et conditions de rétroaction additionnelle	79
Tableau 3	Les moyennes, les écarts-types et les résultats des ANOVAs et des analyses de fidélité pour la FMV dans les six directions d'efforts.....	93
Tableau 4	Les moyennes et les écarts-types des moments couplés lors de la FMV pour les six directions d'efforts.....	94
Tableau 5	Les résultats des ANOVAs et des études de fidélité pour l'EMG (RMS) des muscles agonistes lors d'efforts maximaux dans le plan sagittal	95
Tableau 6	Les résultats des ANOVAs et des études de fidélité pour l'EMG (RMS) des muscles agonistes lors d'efforts maximaux dans le plan transverse	95
Tableau 7	Les résultats des ANOVAs et des études de fidélité pour l'EMG (RMS) des muscles agonistes lors d'efforts maximaux dans le plan frontal	96
Tableau 8	Les moments principaux où l'EMG maximal a été obtenu pour chaque muscle	97
Tableau 9	L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les moments couplés, pour les six directions d'efforts	98
Tableau 10	Les moments couplés (Nm et %) à 50 % de la FMV pour les 6 directions d'effort	102
Tableau 11	L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en extension ...	105
Tableau 12	L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en flexion	105

Tableau 13	L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en flexion latérale droite.....	106
Tableau 14	L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en flexion latérale gauche.....	107
Tableau 15	L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en rotation axiale droite.....	109
Tableau 16	L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en rotation axiale gauche.....	109
Tableau 17	L'effet des conditions de rétroaction additionnelle sur la fidélité des valeurs EMG (RMS).....	118
Tableau A1	Facteurs de risque couramment associés aux lombalgies	149
Tableau A2	Facteurs influençant l'EMG de surface.....	150
Tableau A3	Recommandations pour le placement des électrodes.....	151
Tableau A4	Résumé des publications sur la fidélité de la force maximale volontaire au niveau du tronc, lors de contractions isométriques, classées par ordre chronologique.....	152
Tableau A5	Résumé des publications sur la fidélité de la force maximale volontaire au niveau du tronc, lors de contractions dynamiques, classées par ordre chronologique	155
Tableau A6	Résumé des publications sur la fidélité des variables temporelles EMG lors de contractions isométriques, classées par ordre chronologique	157
Tableau A7	Résumé des publications sur la fidélité des variables temporelles EMG lors de contractions dynamiques, classées par ordre chronologique	159
Tableau A8	Les différentes séries d'efforts exécutées par les sujets.....	160

Tableau A9	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_E	161
Tableau A10	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL} , lors de MP_E	162
Tableau A11	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA} , lors de MP_E	163
Tableau A12	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL+RA} , lors de MP_E	164
Tableau A13	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_F	165
Tableau A14	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL} , lors de MP_F	166
Tableau A15	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA} , lors de MP_F	167
Tableau A16	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL+RA} , lors de MP_F	168
Tableau A17	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_{FLd}	169
Tableau A18	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE} , lors de MP_{FLd}	170
Tableau A19	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA} , lors de MP_{FLd}	171

Tableau A20	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+RA} , lors de MP_{FLd}	172
Tableau A21	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_{FLg}	173
Tableau A22	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE} , lors de MP_{FLg}	174
Tableau A23	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA} , lors de MP_{FLg}	175
Tableau A24	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+RA} , lors de MP_{FLg}	176
Tableau A25	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_{RAAd}	177
Tableau A26	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE} , lors de MP_{RAAd}	178
Tableau A27	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL} , lors de MP_{RAAd}	179
Tableau A28	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+FL} , lors de MP_{RAAd}	180
Tableau A29	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_{RAg}	181
Tableau A30	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE} , lors de MP_{RAg}	182

Tableau A31	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL} , lors de MP_{RAg}	183
Tableau A32	L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+FL} , lors de MP_{RAg}	184
Tableau A33	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_E , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 20% de la FMV	185
Tableau A34	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_E , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 50% de la FMV	186
Tableau A35	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_F , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 20% de la FMV	187
Tableau A36	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_F , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 50% de la FMV	188
Tableau A37	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLd} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 20% de la FMV	189
Tableau A38	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLd} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 50% de la FMV	190
Tableau A39	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLg} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 20% de la FMV	191
Tableau A40	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLg} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 50% de la FMV	192
Tableau A41	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{RAAd} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 20% de la FMV	193

Tableau A42	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{RAD} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 50% de la FMV.....	194
Tableau A43	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{RAg} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 20% de la FMV.....	195
Tableau A44	Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{RAg} , pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 50% de la FMV.....	196
Tableau A45	Muscles agonistes en fonction de chaque type d'effort principal ...	199

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Prévalence des principaux problèmes chroniques de santé, population de 12 ans et plus, Québec, 2000-2001 et 2003.....	31
Figure 2 : Nombre de dossiers ouverts et acceptés à la suite d'accidents du travail (2006). Répartition relative selon le siège de la lésion.	32
Figure 3 : Les composantes du mouvement de flexion à une articulation intervertébrale.	39
Figure 4 : Les vecteurs de force du multifide.	41
Figure 5 : Les vecteurs de force de la portion lombaire du longissimus thoracique.....	43
Figure 6 : Les vecteurs de force de la portion lombaire de l'iliocostal lombaire.	44
Figure 7 : Montage expérimental.....	76
Figure 8 : Rétroactions visuelles en flexion latérale et rotation axiale	77
Figure 9 : Position des électrodes.....	80
Figure 10 : La première (T1) et dernière (T2) extension maximale lors de chacune des sessions de collecte de données.	91
Figure 11: Les moments couplés lors d'efforts principaux dans le plan sagittal (FE)	99
Figure 12 : Les moments couplés lors d'efforts principaux dans le plan frontal (FL)	100
Figure 13 : Les moments couplés lors d'efforts principaux dans le plan transverse (RA).	101
Figure 14: L'effet simple de rétroaction pour toutes les intensités, lors d'un effort en rotation axiale vers la gauche, pour les moments couplés en flexion-extension.....	103

Figure 15 : L'EMG (RMS) de trois muscles agonistes et d'un antagoniste pour différentes conditions de rétroaction additionnelle lors de MP _{FLg}	108
Figure 16 : L'EMG (RMS) des muscles synergistes MU-L5 et IL-L3 pour différentes conditions de rétroaction additionnelle lors d'efforts en rotation axiale gauche.....	111
Figure 17: Exemples de moments couplés (% FMV) pour les essais et les sessions, dans les trois plans d'efforts.	113
Figure 18: L'EMG (RMS) de IL-L3 d pour les essais et les sessions, dans les trois plans d'efforts.	114
Figure 19: L'EMG (RMS) des OB-EXT d pour les essais et les sessions, dans les trois plans d'efforts.	115
Figure 20: L'effet simple INTENSITÉ lors d'une interaction SESSION × INTENSITÉ pour les moments couplés en rotation axiale lors d'un effort en flexion avec une rétroaction en flexion latérale	116
Figure 21: L'effet simple INTENSITÉ lors d'une interaction SESSION × INTENSITÉ pour les OB-INT g lors d'un effort en rotation axiale vers la gauche avec une rétroaction en flexion-extension ...	117

DÉDICACE

Je dédie ce mémoire à mes parents, pour le support indéfectible et les encouragements sans borne qu'ils ont su m'apporter tout au long de la réalisation de ce projet.

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, Dr Denis Gagnon ainsi que mon co-directeur de recherche, Dr Christian Larivière, pour la patience sans limite, la disponibilité constante et l'encadrement exceptionnel qu'ils ont su m'apporter au cours des dernières années. Leurs conseils attentifs et toujours pertinents ainsi que leur grande rigueur scientifique ont été essentiels à la réalisation de ce projet.

Je souhaite également exprimer toute ma reconnaissance envers le personnel du centre de recherche de l'institut de réadaptation de Montréal. Je tiens à remercier tout spécialement Mme Flávia Dell'Osso, pour sa présence, sa collaboration et son assistance lors des collectes de données. Je remercie également M. David McFadden pour avoir effectué les analyses de données et pour avoir répondu, avec une extrême patience et gentillesse, à toutes mes questions. Finalement, je veux remercier M. Michel Goyette pour son aide technique avec le dynamomètre et l'interface informatique. Sans ces trois personnes admirables, la réalisation de ce projet aurait été encore plus ardue et beaucoup moins agréable.

Je remercie M. Éric Champigny pour la relecture attentive de mon mémoire et pour la correction des fautes d'orthographe et de grammaire.

Finalement, je tiens à remercier mes parents, ma sœur, ma famille et tous mes amis pour leur inestimable soutien qu'ils n'ont cessé de m'apporter au cours des dernières années.

PREMIER CHAPITRE

PROBLÉMATIQUE

1.1. INTRODUCTION

De nos jours, les troubles musculo-squelettiques (TMS) sont fréquents au sein de la population. Au Canada, les TMS sont au second rang en termes de coûts, tout juste derrière les maladies cardio-vasculaires (Schultz et Kopec, 2003). Une catégorie de TMS qui est omniprésente, autant en milieu ouvrier qu'en milieu professionnel, est la lombalgie, plus communément appelé le mal de dos. Dans 90% des cas de lombalgie, la cause ne peut être identifiée: il est alors question de lombalgie non spécifique (Manek et MacGregor, 2005). Plusieurs hypothèses tentent d'expliquer non seulement la première apparition, mais aussi, dans certains cas, la persistance des lombalgies non spécifiques. Les stratégies musculaires mises en place par l'organisme pour maintenir la stabilité de la colonne vertébrale occupent une place de premier plan dans les théories avancées récemment pour expliquer la persistance des lombalgies. En effet, en réponse à une blessure ou une lésion, le système musculo-squelettique va tenter de protéger son intégrité en utilisant des stratégies alternatives pour redistribuer le chargement sur les structures et maintenir la stabilité mécanique de la colonne. Cependant, force est de constater que les stratégies utilisées normalement par l'organisme, lorsqu'il n'est pas blessé, demeurent encore peu connues.

L'étude des stratégies d'activation des muscles du tronc lors d'efforts contrôlés requiert l'emploi de l'électromyographie (EMG) en combinaison avec des mesures dynamométriques. Une forme de normalisation est essentielle pour toute analyse comparative de signaux EMG (Lehman et McGill, 1999), nécessitant une valeur EMG de référence obtenue lors d'une tâche standardisée. Cependant, en ce qui a trait à la comparaison entre sujets ou groupes musculaires, seules des contractions

maximales volontaires peuvent être utilisées pour obtenir l'EMG de référence (EMG maximal). La force maximale volontaire (FMV) est définie comme étant la meilleure performance d'un sujet. Comment savoir si le sujet a vraiment donné l'effort maximal dont il est capable? Plusieurs facteurs peuvent affecter la production de la FMV, que ce soit la motivation du sujet, la rétroaction visuelle qui lui est donnée, les encouragements verbaux qui lui sont donnés, la peur de se blesser et la douleur (sujets pathologiques) ou la mauvaise compréhension des instructions (Jung et Hallbeck, 2004; Lechner, Bradbury, et Bradley, 1998).

Lorsqu'un effort maximal est fait à une articulation donnée, le nombre de muscles impliqués ajoute à la complexité de la situation. On peut se demander si chacun des muscles impliqués a atteint son maximum. Il faut également considérer qu'au niveau du tronc, les efforts peuvent se faire dans toutes les directions et des efforts différents en termes de direction peuvent impliquer les mêmes muscles à divers degrés. Évidemment, ces variables ont une influence sur la fidélité des mesures qui dépendent de la FMV.

Pour réduire l'influence des facteurs mentionnés ci-haut sur l'atteinte de la FMV, Baratta, Solomonow, Zhou et Zhu (1998) proposent une méthode intéressante. Avec cette méthode, ils ont réussi à faire augmenter de 10% à 30% la FMV lors d'un effort de flexion du coude par rapport à la FMV initiale. Leur méthode consiste à faire exécuter au sujet des efforts maximaux en donnant en rétroaction visuelle la valeur de l'effort relatif produit. Lorsque le premier effort est complété, l'expérimentateur établit comme objectif à atteindre la force de la première FMV plus 10%, sans prévenir le sujet de cet ajout de 10% à la cible visée. Le sujet a comme instruction de produire une deuxième FMV et d'atteindre l'objectif présent sur le moniteur, qui, lui a-t-on dit, représente le premier effort effectué au cours de la séance. La procédure, qui consiste à augmenter le moment de force initial de 10% à chaque nouvel effort, est répétée jusqu'à ce que le sujet ne soit plus capable

d'atteindre le nouvel objectif. Ce genre de procédure n'a jamais été systématiquement étudié pour des efforts impliquant les muscles du tronc.

L'importance d'une rétroaction visuelle lors de la production d'une FMV a déjà été démontrée (Peacock, Westers, Walsh et Nicholson, 1981; Keating et Matyas, 1996; Jung et Hallbeck, 2004), de même que l'influence positive des encouragements verbaux (Jung et Hallbeck, 2004; Baratta *et al.*, 1998). Il faut noter que malheureusement, la description de la méthode utilisée pour faire produire une FMV au sujet est fréquemment incomplète. Par exemple, certains chercheurs omettent de mentionner la présence d'encouragements verbaux et de rétroaction visuelle lors de la production de la FMV (Dankaerts, O'Sullivan, Burnett, Straker et Danneels, 2004; Nargol, Jones, Kelly et Greenough, 1999; Oliver, Tillotso, Jones, Royal et Greenough, 1996; Ylinen, Rezasoltani, Julin, Virtapohja et Mälkiä, 1999).

Au niveau des efforts faits par le tronc, aucune étude n'a été publiée, à notre connaissance, sur l'influence de la rétroaction sur les moments ne participant pas au moment principal lors de la production de la FMV et, plus spécifiquement, sur le contrôle de ces moments à l'aide de rétroaction. Par exemple, lors d'un effort principal en extension du tronc, si une rétroaction sur les moments de flexion latérale et de rotation axiale est donnée au sujet, en plus d'une rétroaction sur le moment principal (extension), et qu'on donne comme instruction au sujet de réduire au minimum les moments non désirés, comment cela affectera-t-il le moment principal, les moments couplés et la distribution des forces (EMG des muscles)? Le type de rétroaction influencera-t-il les patrons d'activation musculaire pour un effort sous-maximal? Est-ce que le sujet sera capable de contrôler les moments couplés et quel effet ce contrôle aura-t-il sur la fidélité des mesures de force et d'EMG? C'est ce que tentera d'évaluer le présent projet de recherche en étudiant l'influence des rétroactions biomécaniques sur les moments de force et les patrons d'activation musculaires lors d'efforts isométriques graduels du tronc.

1.2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

La présente étude porte sur les efforts isométriques du tronc dans les trois principaux plans de mouvements (sagittal pour la flexion-extension, frontal pour la flexion latérale et transverse pour la rotation axiale) et a comme objectifs: (1) d'évaluer si le type de rétroaction influence significativement l'intensité et la distribution des compensations musculaires telles que mesurées avec la dynamométrie (composantes du moment de force) et l'EMG (activation musculaire) et (2) d'évaluer la fidélité test-retest des mesures dynamométriques et électromyographiques.

Plus spécifiquement, ce projet tentera de répondre aux questions de recherche suivantes :

- 1) En utilisant la procédure de Baratta, est-ce que les valeurs des FMVs dans le plan principal ainsi que les valeurs d'amplitude EMG (RMS) maximales obtenues sont fidèles?
- 2) Est-ce que les efforts couplés ainsi que les valeurs d'amplitude EMG moyennes (RMS) produits lors de contractions sous-maximales sont influencés par l'ajout de rétroactions additionnelles?
- 3) Est-ce qu'un effet d'apprentissage à l'intérieur d'une session de mesure et entre plusieurs sessions de mesures est présent en ce qui a trait au contrôle des efforts couplés et de l'effort principal?
- 4) Est-ce que la fidélité des valeurs d'amplitude EMG (RMS) moyennes normalisées obtenues lors d'efforts sous-maximaux est améliorée avec l'ajout de rétroactions additionnelles?

1.3 HYPOTHÈSES STATISTIQUES

Afin de simplifier et de réduire le nombre d'hypothèses statistiques présentées dans cette section, chacune a été formulé de façon à pouvoir s'appliquer à toutes les variables dépendantes pertinentes. Les six hypothèses statistiques testées sont les suivantes:

- 1) Lors d'efforts isométriques graduels en extension, flexion, flexion latérale et rotation axiale menant à la FMV, la session (session 1, session 2, session 3) n'a pas d'effet significatif sur les moments principaux (6 directions) et sur l'amplitude EMG (RMS) maximale des muscles agonistes (2 à 8 muscles) propres à chaque direction.
- 2) Lors d'efforts isométriques graduels dans le plan sagittal (flexion et extension) menant à 50% de la FMV, le type de rétroaction additionnelle (aucune, sur le moment couplé en flexion latérale, sur le moment couplé en rotation axiale, sur les moments couplés en flexion latérale et rotation axiale) et l'intensité de la contraction (10%, 20%, 30%, 40% et 50% de la FMV) n'ont pas d'effet significatif sur les moments couplés en flexion latérale et en rotation axiale et sur l'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc (14 muscles).
- 3) Lors d'efforts isométriques graduels dans le plan frontal (flexion latérale) menant à 50% de la FMV, le type de rétroaction additionnelle (aucune, sur le moment couplé en flexion-extension, sur le moment couplé en rotation axiale, sur les moments couplés en flexion-extension et rotation axiale) et l'intensité de la contraction (10%, 20%, 30%, 40% et 50% de la FMV) n'ont pas d'effet significatif sur les moments couplés en flexion-extension et en rotation axiale et sur l'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc (14 muscles).

- 4) Lors d'efforts isométriques graduels dans le plan transversal (rotation axiale) menant à 50% de la FMV, le type de rétroaction additionnelle (aucune, sur le moment couplé en flexion-extension, sur le moment couplé en flexion latérale, sur les moments couplés en flexion-extension et rotation axiale) et l'intensité de la contraction (10%, 20%, 30%, 40% et 50% de la FMV) n'ont pas d'effet significatif sur les moments couplés en flexion-extension et en flexion latérale et sur l'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc (14 muscles).

- 5) Lors d'efforts isométriques graduels dans les plans sagittal (extension-flexion), frontal (flexion latérale) et transversal (rotation axiale) menant à 50% de la FMV, la session (1, 3, 4), l'essai (1, 2, 3, 4, 5) et l'intensité de la contraction (20% et 50% de la FMV) n'ont pas d'effet significatif sur les moments couplés (plan sagittal : flexion latérale, rotation axiale, flexion latérale et rotation axiale; plan frontal : flexion-extension, rotation axiale, flexion-extension et rotation axiale; plan transversal : flexion-extension, flexion latérale et flexion-extension et flexion latérale) et sur l'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc (14 muscles).

- 6) Lors d'efforts isométriques graduels dans les plans sagittal (extension-flexion), frontal (flexion latérale) et transversal (rotation axiale) menant à 50% de la FMV, la session (1, 3, 4), l'essai (1, 2, 3, 4, 5) et l'intensité de la contraction (20% et 50% de la FMV) n'ont pas d'effet significatif sur la fidélité des valeurs d'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc (14 muscles).

1.4. PERTINENCE DE L'ÉTUDE

L'étude des patrons d'activation musculaire chez les sujets lombalgiques a d'abord été réalisée lors d'efforts statiques ou dynamiques réalisés dans le plan sagittal. Cependant, les revues de la littérature sur le sujet (Dolce et Raczynski, 1985; Geisser, Robinson, et Richardson, 1995; Hodges et Moseley, 2003; van Dieen, Selen, et Cholewicki, 2003) révèlent une très grande variabilité inter-sujets dans les résultats, ce qui rend difficile la comparaison entre les groupes et limite ce type d'évaluation sur le plan diagnostique. Trois éléments de réponse peuvent expliquer cette variabilité inter-sujets: (1) des stratégies musculaires variables mettant en lumière les degrés de liberté dont dispose le système nerveux pour exécuter une tâche donnée en fonction des limites individuelles, (2) une standardisation inadéquate de la tâche et (3) le calibrage (normalisation) plus ou moins réussi des signaux EMG. Évidemment, avant d'attribuer cette variabilité aux stratégies individuelles d'activation, il faut s'assurer de bien contrôler les autres sources de variation.

Le contrôle de la posture des segments est nécessaire pour être capable de comparer les signaux EMG dans les mêmes conditions (longueurs musculaires et charge externe équivalente). Or, en ce qui concerne cette standardisation de la tâche, il s'avère que toutes les études n'ont pas eu la même rigueur comme le souligne une revue de la littérature (van Dieen *et al.*, 2003). Il est difficile de contrôler la posture des segments, notamment lors de mouvements dynamiques. C'est pour cette raison que l'électromyographie (EMG) est souvent utilisée en combinaison avec un dynamomètre permettant de contraindre la posture et le mouvement des segments, de même que la charge externe. Cependant, dans la très grande majorité des cas, des dynamomètres uniaxiaux sont utilisés et les efforts hors du plan principal sont alors négligés (Kumar et Narayan, 2001; Kumar et Narayan, 2006; Kumar, Narayan, Stein, et Snijders, 2001). Un seul groupe a réalisé des travaux avec un dynamomètre triaxial (B-200) mais malheureusement, les efforts hors du plan d'effort principal ne sont pas donnés en rétroaction et ne sont donc pas contrôlés (Ng, Kippers, Parnianpour, et

Richardson, 2002a; Ng, Parnianpour, Kippers, et Richardson, 2003a; Ng, Parnianpour, Richardson, et Kippers, 2003b; Ng, Richardson, Parnianpour, et Kippers, 2002a).

La présente étude, qui utilisera un dynamomètre triaxial combiné avec une interface permettant de donner en rétroaction les efforts dans les trois plans, permettra de faire suite à ces travaux. En effet, le présent projet tentera de vérifier si différentes conditions de rétroaction biomécanique ont une influence sur les moments de forces et les patrons d'activation musculaire lors d'efforts isométriques graduels du tronc, et ce, dans les trois plans d'efforts (sagittal, transversal et frontal).

DEUXIÈME CHAPITRE

RECENSION DES ÉCRITS

2.1. TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES ET LOMBALGIES

De nos jours, les troubles musculo-squelettiques (TMS) ne sont pas rares au sein de la population. De plus en plus d'argent est dépensé par les patients ainsi que la société pour prévenir et traiter ces maux. Les TMS, définis comme un ensemble d'atteintes douloureuses des muscles, tendons et nerfs, sont souvent reliés à l'emploi. De nombreuses études ont été publiées sur le sujet mais ne démontrent pas nécessairement l'ampleur du problème car dans plusieurs cas, les travailleurs et travailleuses ne déclarent pas ce type de lésion (Centre Canadien d'Hygiène et de sécurité au travail, 1999).

Selon l'organisation mondiale de la santé, l'incidence et la prévalence des lombalgies, plus communément appelées maux de dos, sont à peu près les mêmes à travers le monde, du moins aux endroits où des données épidémiologiques ont été recueillies ou estimées (Ehrlich, 2003). Ces troubles se classent parmi les premières causes d'inaptitude au travail et d'incapacités, en plus d'affecter la qualité de vie des gens qui en souffrent. Aussi, ils sont une des raisons les plus courantes pour consulter un professionnel de la santé.

Les lombalgies peuvent être divisées en trois catégories : aiguës, subaiguës et chroniques. Les épisodes de lombalgies aiguës durent moins de quatre semaines et sont les plus communes. La période subaiguë, qui se situe entre la quatrième et douzième semaine, est extrêmement critique car c'est à ce moment qu'on doit intervenir pour éviter la chronicité. Les épisodes de lombalgies chroniques durent

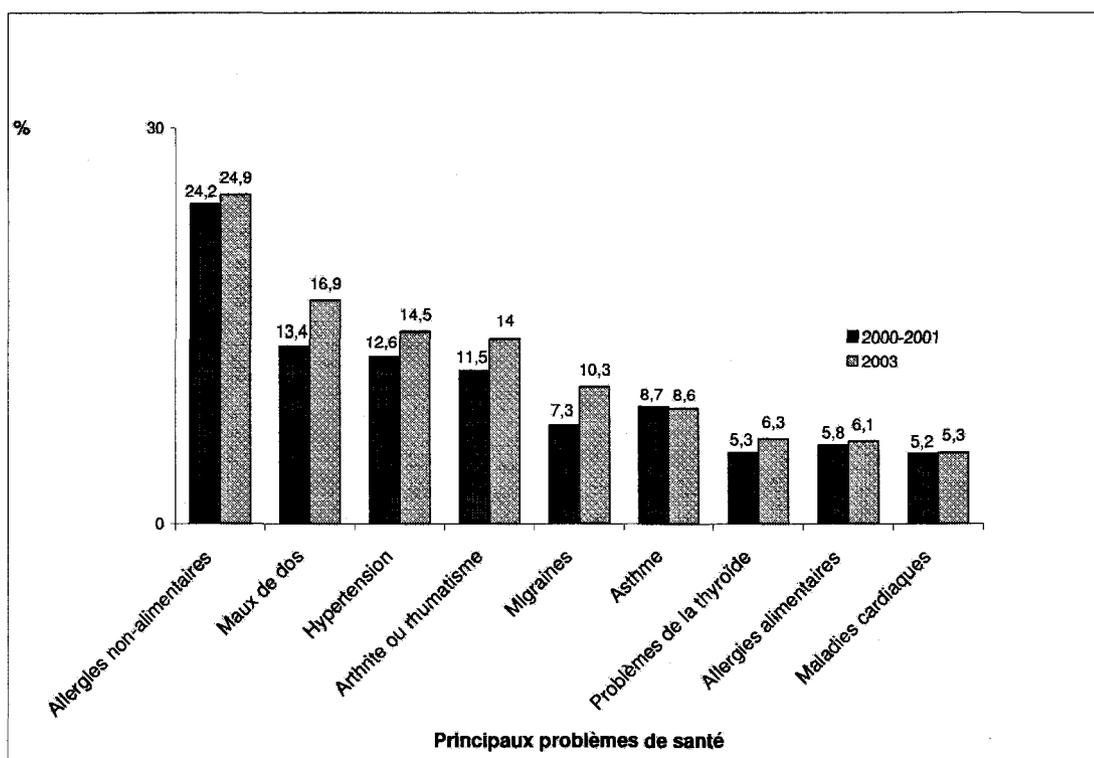
plus de trois mois (12 semaines) et sont les plus incapacitantes à cause des limitations physiques qu'elles provoquent et des effets psychologiques leur étant associés (Ehrlich, 2003).

2.1.1 Prévalence des lombalgies

Dans une enquête nationale sur la santé de la population au Canada effectuée en 1996-1997, les maux de dos sont ressortis comme étant le deuxième problème chronique de santé le plus présent, précédé par les allergies non alimentaires et suivi par l'arthrite et les rhumatismes (Schultz et Kopec, 2003). Quelques 3,1 millions de Canadiens adultes, soit 13,6 % de la population de 16 ans et plus, seraient atteints de maux de dos (Pérez, 2000).

Chez nos voisins américains, la lombalgie représente également un problème majeur. Dans un sondage sur la santé nationale effectué en 2002, 31 % des répondants ont affirmé avoir eu des douleurs au niveau du dos et/ou du cou dans les trois mois précédant l'enquête (Strine et Hootman, 2007). Ces douleurs au niveau du dos et/ou cou sont extrêmement inquiétantes, en plus de représenter un problème de santé publique, car les adultes en souffrant démontrent plus de comorbidité, de détresse psychologique et de comportements risqués pour la santé que les adultes n'en souffrant pas (Strine et Hootman, 2007).

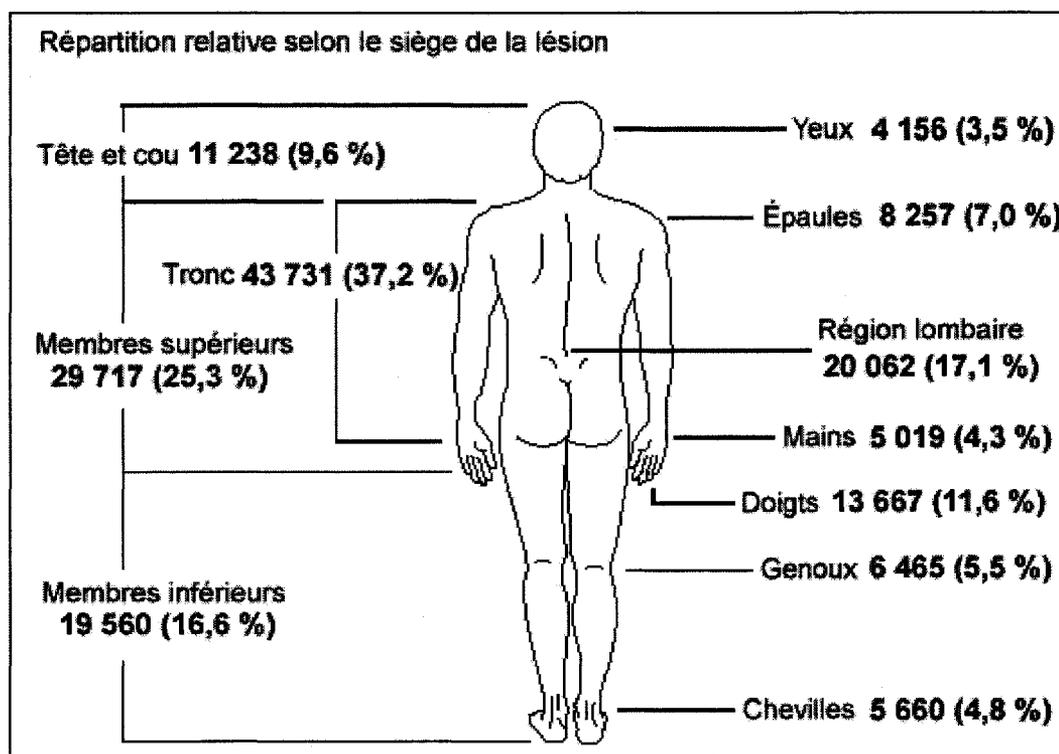
Au Québec, les résultats de l'enquête sociale et de santé de 1998 démontrent que 9,6 % de la population de 15 ans et plus occupant un emploi rémunéré souffrent de maux de dos ou de la colonne étant considérés comme sérieux et de longue durée. Environ 8 % des travailleurs déclarent des problèmes sérieux au bas du dos, 2,8 au cou et 3,1 % au haut du dos (Daveluy et Institut de la statistique du Québec, 2000). La figure 1, qui présente la prévalence des principaux problèmes chroniques de santé au Québec, démontre qu'il y a eu une augmentation des maux de dos entre les années 2000-2001 et 2003 (13,4 % versus 16,9 %, respectivement).



Source : Institut nationale de santé publique du Québec (s.d.). *Site web de l'institut national de santé publique du Québec*. Site téléaccessible à l'adresse <<http://www.inspq.qc.ca/>>. Consulté le 29 septembre 2006.

Figure 1 : Prévalence des principaux problèmes chroniques de santé, population de 12 ans et plus, Québec, 2000-2001 et 2003.

Parmi les renseignements présentés dans son document sur les données d'exploitation de 2006, la Commission de la santé et de la sécurité du travail au Québec (2007) comptabilise le nombre de dossiers ouverts et acceptés à la suite d'accidents du travail. La figure 2, tirée de ce même document, présente graphiquement la répartition relative de ces dossiers selon le siège de la lésion, pour l'année 2006.



Source : CSST (2007). *Rapport annuel- données d'exploitation 2006*. Site téléaccessible à l'adresse <<http://www.csst.qc.ca/portail/fr/>>. Consulté le 27 décembre 2007.

Figure 2 : Nombre de dossiers ouverts et acceptés à la suite d'accidents du travail (2006). Répartition relative selon le siège de la lésion.

Comme le démontre cette figure, le tronc est la zone qui fait l'objet du plus grand nombre de dossiers, et plus localement, la région lombaire est la plus touchée selon les ouvertures de dossiers à la suite d'accidents du travail. La même constatation est faite pour les années 2003, 2004 et 2005, où 16,6 %, 16,8 % et 16,8 % des dossiers ouverts et acceptés à la suite d'accidents du travail touchent la région lombaire (CSST, 2003; CSST, 2004; CSST, 2005; CSST, 2006).

2.1.2 Coûts des TMS et des lombalgies

Selon une enquête de Santé Canada effectuée sur la santé des Canadiens en 1998 (publiée en 2002), la catégorie des TMS est la deuxième plus onéreuse, suivant tout juste les maladies cardio-vasculaires (16,4 versus 18,5 milliards de dollars dépensés annuellement). De plus, les TMS représentent 39 % du coût de l'incapacité de longue durée (restriction des activités qui a duré ou devrait durer au moins six mois), devenant ainsi la principale cause des incapacités (Santé Canada, 2002).

Dans une publication de la CSST sur la population du Québec (2002) et portant sur les TMS et leurs indemnisations, il est mentionné que pour l'année 2000, la CSST a consacré pas moins de 500 millions de dollars à l'indemnisation des travailleurs souffrant de TMS. La région lomulaire étant une des plus mentionnées lors des ouvertures de dossiers suite à des accidents de travail, on peut en déduire que des sommes considérables sont consacrées annuellement aux lombalgies.

2.1.3 Causes des lombalgies

Les causes exactes d'une lombalgie sont rarement connues. Par contre, les nombreuses études portant sur celles-ci ont permis aux chercheurs et professionnels de la santé d'associer plusieurs facteurs de risques aux maux de dos. Ces facteurs de risques peuvent être divisés en trois catégories : personnels, psychosociaux et occupationnels. Le tableau A1, présenté à l'annexe A, résume les facteurs de risques les plus présents dans ces trois catégories.

Ces nombreux facteurs de risques sont très utiles pour prévenir les lombalgies mais n'expliquent en rien la cause réelle de ces maux. Les prochains paragraphes discutent de quelques hypothèses récentes qui ont été émises dans la littérature scientifique pour tenter d'expliquer les causes des lombalgies.

Au cours des dernières années, un nombre grandissant de projets de recherche ont eu comme objectif de déterminer les causes des lombalgies ainsi que des méthodes pour soigner les personnes qui en souffrent, et ce, autant en milieu scientifique que clinique. Malheureusement, les causes des lombalgies demeurent inconnues pour différents chercheurs et professionnels de la santé dans 90 % des cas (Manek et MacGregor, 2005). Même si des facteurs psychosociaux peuvent être liés aux lombalgies, ces dernières semblent avoir une origine mécanique pour de nombreux patients (Panjabi, 2003).

Dans ses travaux de recherche, Panjabi (1992a; 1992b; 2003; 2006) s'est attardé sur le concept de stabilité et d'instabilité de la colonne vertébrale pour émettre des hypothèses quant aux différentes causes possibles des lombalgies. Selon lui, les maux de dos dont souffre une partie importante de la population seraient liés à une instabilité chronique de la colonne vertébrale, définie comme étant une perte de capacité de celle-ci à maintenir ses patrons de déplacement. Celle-ci peut entraîner un déficit neurologique nouveau ou additionnel, une déformation majeure ou une douleur incapacitante. Dans le but de mieux comprendre le système de stabilité de la colonne vertébrale, Panjabi (1992a; 1992b; 2003; 2006) en a fait une description exhaustive en proposant trois sous-systèmes complémentaires permettant d'assurer la stabilité, soit les systèmes actif, passif et de contrôle.

Le sous-système passif inclut les vertèbres, les facettes articulaires, les disques intervertébraux, les ligaments spinaux, les capsules articulaires ainsi que les propriétés mécaniques passives des muscles. Ce sous-système agit de manière à surveiller et analyser, à l'aide de ses nombreux récepteurs présents dans ses structures, toutes les perturbations subies par la colonne (Panjabi, 1992a; Panjabi, 1992b; Panjabi, 2003). Le sous-système actif, incluant les muscles et les tendons entourant la colonne vertébrale, génère les différentes forces nécessaires au mouvement et à la stabilité de la colonne (Panjabi, 1992a; Panjabi, 1992b; Panjabi, 2003). Le sous-système de contrôle, qui inclut les récepteurs de forces et de

mouvements dans les tendons, ligaments et muscles ainsi que les centres de contrôles nerveux, reçoit l'information captée par les différents récepteurs et détermine les conditions nécessaires au maintien de la stabilité de la colonne vertébrale en coordonnant les réponses musculaires (Panjabi, 1992a; Panjabi, 1992b; Panjabi, 2003).

La dégradation de la stabilité de la colonne vertébrale peut être causée par une blessure, une dégénération et/ou une maladie affectant n'importe lequel de ces sous-systèmes (Panjabi, 1992a). Par exemple, un ligament blessé par un étirement au-delà de sa limite physiologique mais en-dessous de son point de rupture pourrait induire un dysfonctionnement dans le contrôle musculaire du tronc (Panjabi, 2006). Selon cette hypothèse, les mécanorécepteurs blessés enverraient des signaux corrompus au centre de contrôle neuromusculaire. Les signaux attendus et les signaux reçus par ce centre de contrôle ne correspondraient donc pas, ce qui générerait un dysfonctionnement du sous-système actif (les muscles) et un patron de réponse corrompu. L'action inappropriée des muscles peut engendrer des blessures aux ligaments, mécanorécepteurs et muscles, telles que des déchirures, ainsi que de la fatigue musculaire et un chargement anormal sur les facettes articulaires. Ce fonctionnement anormal produit une inflammation des nerfs et des ligaments, et, avec le temps, une douleur lombalgique chronique.

Deux chercheurs de l'Université McGill et du Jewish Rehabilitation Hospital Research Center ont fait une revue de littérature afin de vérifier s'il y avait des évidences qu'un flambage (ou déformation) segmentaire de la colonne vertébrale lors d'activités sous maximales (par rapport à la charge et l'activation musculaire) pourrait causer une douleur lombaire aiguë (Preuss et Fung, 2005). Selon leur revue, chacune des articulations de la colonne doit une grande partie de sa stabilité à la rigidité des ligaments et de la capsule articulaire ainsi qu'aux muscles locaux entourant l'articulation. Pour atteindre la stabilité de la colonne, un équilibre entre l'activité des gros muscles globaux, tels que le longissimus et l'ilio-costal et celle des petits muscles locaux, tel que les intersegmentaires et les rotateurs courts, doit être

atteint. Le flambage segmentaire de la colonne semblerait être causé par un fonctionnement inapproprié des petits muscles locaux. Effectivement, Preuss et Fung (2005) citent des études de modélisation qui ont démontré que l'inactivité des muscles locaux intersegmentaires conduit à une instabilité et un flambage du segment affecté et ce, à des charges aussi petites que la charge critique de la colonne lombaire lorsqu'elle est soutenue uniquement par ses ligaments, soit 88N, peu importe l'activité musculaire aux autres segments ou au niveau global de la colonne. Une perte de stabilité lors d'activités sous maximales chez des sujets qui sont capables d'effectuer des tâches nécessitant des niveaux d'efforts beaucoup plus élevés pourrait être causée par le système neuromusculaire, qui ne répondrait pas de façon appropriée à une perturbation. La relation entre les blessures aux différents tissus de la colonne et le flambage segmentaire de la colonne peut être expliquée par deux mécanismes. Dans le premier, la blessure se produit directement suite à une contrainte placée sur les tissus avoisinant l'articulation lors du flambage segmentaire. Dans le second, la blessure est produite par des contraintes excessives sur les petits muscles locaux causées par un essai raté du système neuromusculaire qui tente de stabiliser le segment qui subit le flambage.

Les hypothèses associées au dysfonctionnement de l'activation des muscles du tronc mènent évidemment à l'étude des patrons d'activation musculaire. En effet, en réponse à une blessure ou une lésion, le système musculo-squelettique va tenter de protéger son intégrité en utilisant des stratégies alternatives pour redistribuer le chargement sur les structures et maintenir la stabilité mécanique de la colonne. Cependant, force est de constater que les stratégies utilisées normalement par l'organisme lorsqu'il n'est pas blessé demeurent encore peu connues. Plusieurs questions demeurent donc sans réponse. Notamment, les stratégies musculaires utilisées par des sujets asymptomatiques sont-elles caractérisables en termes d'efficacité mécanique? Comment les muscles du tronc s'ajustent-ils au type et à la direction de l'effort? Les stratégies musculaires inefficaces sont-elles malléables pour être ramenées à la normale?

2.2 MUSCLES, EFFORTS ET MOUVEMENTS DE LA COLONNE DORSO-LOMBAIRE

2.2.1 Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale, charpente du corps humain, supporte l'ensemble du squelette. En plus de contenir et d'assurer la protection de la moelle épinière, elle soutient la tête, transmet le poids du tronc aux membres inférieurs et fournit des points d'attache aux côtes et aux muscles dorsaux (Marieb, 1999). Elle est composée de plusieurs structures osseuses, qui sont unies entre elles par les disques intervertébraux ainsi que par les différents ligaments et muscles attachés aux surfaces osseuses.

Les nombreuses articulations de la colonne vertébrale permettent la mobilité du crâne et du tronc. Les disques intervertébraux, composés d'un noyau gélatineux et d'un anneau fibreux, sont présents entre chacune des vertèbres, sauf entre la première et la deuxième vertèbre cervicale (Marieb, 1999). Les fonctions du disque intervertébral sont de transmettre les forces d'une vertèbre à l'autre et de permettre un léger mouvement entre celles-ci (Bogduk, 2005). Les articulations zygapophysaires sont des articulations synoviales, entourées d'une capsule, qui varient dans leurs formes et orientations selon le niveau du tronc où elles se situent (Bogduk, 2005). Ces articulations se retrouvent entre les facettes articulaires inférieures et supérieures des vertèbres adjacentes et leur rôle principal est de prévenir les déplacements et les dislocations rotatives des articulations intervertébrales (Bogduk, 2005).

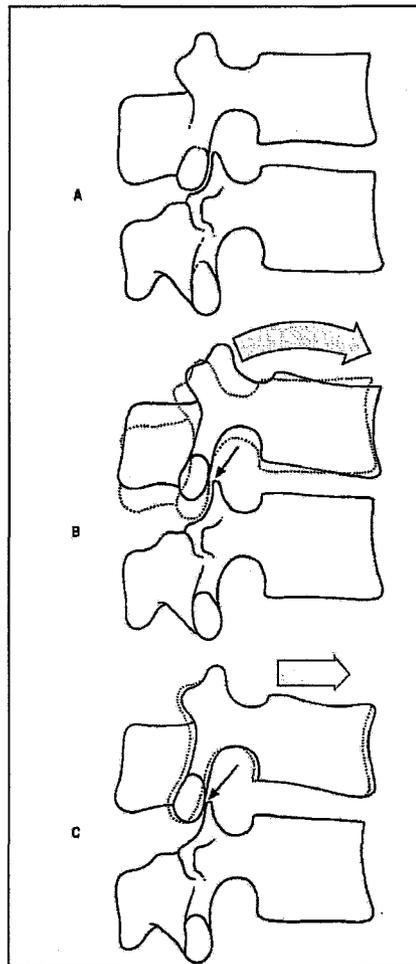
La mobilité de la colonne vertébrale diffère selon le niveau qui est observé. La colonne cervicale ainsi que la colonne lombaire démontrent une mobilité supérieure à la colonne thoracique (Platzer, Fritsch, Frotscher, et Kahle, 2001). De plus, la colonne lombaire supporte le tronc (de T12/L1 en remontant jusqu'à C1), la tête et les

membres supérieurs, ce qui explique pourquoi la majorité des blessures ou douleurs au dos se situent dans cette région.

Plusieurs structures comprises dans la colonne lombaire, telles les ligaments et surfaces articulaires, assurent sa stabilité et la protègent passivement contre les mouvements excessifs (Cailliet, 2003). Par contre, ce sont les muscles qui sont en mesure de produire et contrôler les différents mouvements de la colonne lombaire et d'agir afin d'orchestrer leurs actions pour la maintenir en état de stabilité. Comme la plupart des muscles du tronc sont capables de plusieurs actions différentes, ce sont souvent ces mêmes muscles qui sont actifs pour les différents mouvements de la colonne lombaire. Aucun muscle n'a une action unique et aucune action n'est unique à un muscle (Bogduk, 2005).

2.2.2 Efforts et mouvements autour de l'axe transversal (flexion-extension)

Lorsqu'une extension ou une flexion du tronc est effectuée, deux mouvements distincts des vertèbres lombaires sont observés (Bogduk, 2005). Le premier déplacement des vertèbres est une rotation autour de l'axe transversal. Tout dépendant du sens de cette rotation, elle est limitée soit par la résistance des ligaments et des capsules articulaires (lors d'une flexion du tronc) ou par l'impact osseux entre les processus épineux des vertèbres (lors d'une extension du tronc). Le deuxième déplacement des vertèbres lombaires est une légère translation antérieure (flexion) ou postérieure (extension). La figure 3, tirée de Bogduk (2005), présente les composantes du mouvement de flexion à une articulation intervertébrale.



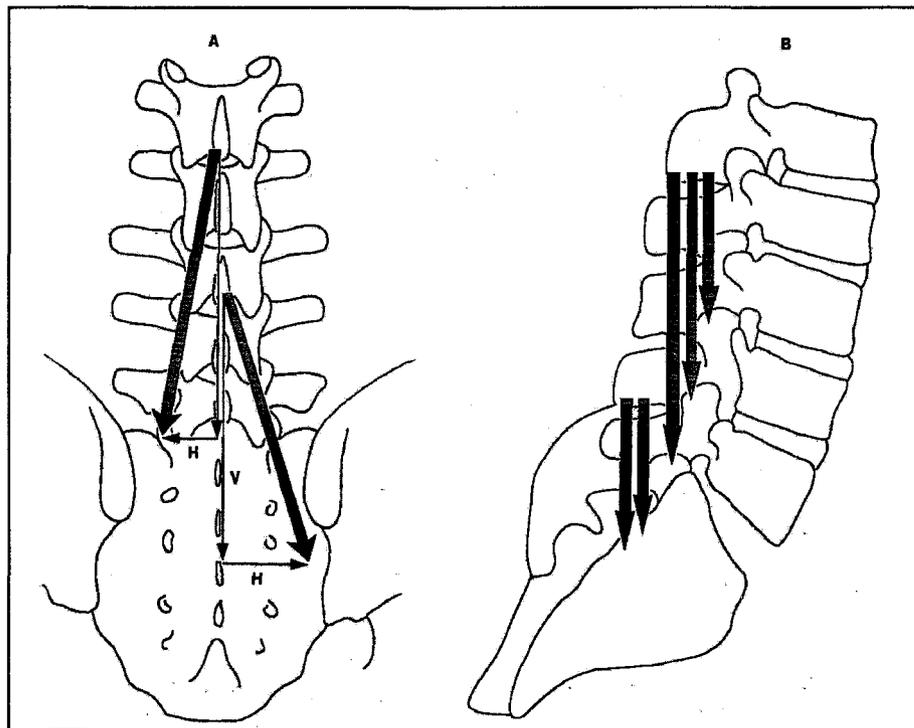
Source: Bogduk, N. (2005) *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Edinburgh; New York: Elsevier/Churchill Livingstone. (A) Les parties latérales des processus articulaires supérieurs droits ont été coupées pour révéler le contact entre les facettes articulaires inférieures et supérieures en position neutre. (B) À cause de la rotation autour de l'axe transverse, il y a un léger déplacement vers le haut des processus articulaires inférieurs, laissant un espace entre ceux-ci et les processus articulaires supérieurs. Cet espace permet la translation sagittale. (C) Après la translation, un impact est toujours présent entre les facettes articulaires inférieures et supérieures.

Figure 3: Les composantes du mouvement de flexion à une articulation intervertébrale.

Lors d'une extension ou flexion du tronc, en position debout et droite, sans résistance et sans charge à supporter, ce sont les muscles dorsaux ou abdominaux qui initient le déplacement du tronc en déplaçant son centre de gravité vers l'avant ou vers

l'arrière (Bogduk, 2005). Lors d'une flexion du tronc, les muscles extenseurs vont entrer en action dès que le mouvement devra être contrôlé, ralenti ou arrêté. Lors d'un effort en hyperextension, ce seront les muscles fléchisseurs qui entreront en action dès que le mouvement devra être contrôlé, ralenti ou arrêté. Cependant, lors d'un effort en hyperextension, l'amplitude de mouvement ainsi que l'action de la gravité est réduite car le bras de levier (la distance antéro-postérieure entre le centre de masse du tronc et la jonction lombo-sacrée) demeure court. L'intensité de la force requise par les muscles pour produire un mouvement autour d'un axe anatomique dépend nécessairement de la posture de départ. Par exemple, plus un sujet sera fléchi vers l'avant, plus le bras de levier sera grand et plus le moment de force nécessaire à la rotation autour de l'axe transversal (extension) sera grand. Les principaux muscles actifs lors de mouvements autour de l'axe transversal comprennent le multifide lombaire, le longissimus thoracique, l'iliocostal lombaire, le carré des lombes, le grand psoas et les abdominaux, qui incluent le grand droit de l'abdomen, les obliques internes et externes ainsi que le transverse de l'abdomen.

Le multifide lombaire, le plus gros et le plus médial des muscles lombaires, est composé de cinq bandes différentes, constituées de plusieurs fascicules qui peuvent être distingués par leurs origines et insertions (Macintosh et Bogduk, 1986; Macintosh et Valencia, 1986). Ces bandes ont comme origine l'extrémité inférieure des surfaces dorsales de chaque lame cartilagineuse de chacune des vertèbres lombaires et s'insèrent sur les processus mamillaires situés à deux niveaux vertébraux plus bas ainsi que sur le sacrum. La disposition anatomique du multifide lombaire lui permet de générer un moment de force lors des efforts d'extension du tronc, tel que présenté à la figure 4, tirée de Bogduk, (2005).



Source: Bogduk, N. (2005) *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Edinburgh; New York: Elsevier/Churchill Livingstone. (A) Dans une vue postérieure, la ligne d'action oblique du multifide à chaque niveau peut être représentée par un vecteur vertical majeur (V) et un vecteur horizontal plus petit (H). (B) Dans une vue latérale, il est observé que les vecteurs verticaux du multifide sont alignés perpendiculairement aux processus épineux.

Figure 4 : Les vecteurs de force du multifide.

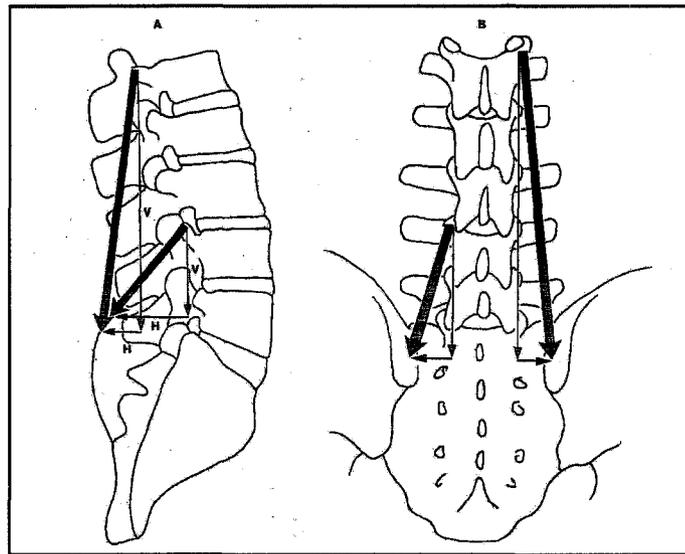
Le vecteur horizontal suggère que le multifide lombaire est en mesure de produire un moment autour de l'axe longitudinal. Cependant, pour ce faire, le multifide lombaire doit produire des forces de cisaillement assez élevées pour éviter les impacts entre les articulations zygapophysaires des vertèbres supérieures et inférieures (Bogduk, 2005). Le vecteur horizontal est tellement petit qu'il est peu probable que le multifide soit capable d'exercer une telle force de cisaillement sur les disques intervertébraux en agissant sur les processus épineux (Bogduk, 2005). La principale action du multifide est exprimée par son vecteur vertical. Ceci est particulièrement évident s'il est observé dans une vue latérale, tel qu'à la figure 4 (B). Chacun des fascicules du multifide lombaire agit perpendiculairement à son

processus épineux d'origine, sur tous les niveaux. En utilisant le processus épineux comme levier, chaque faisceau est idéalement positionné pour générer une rotation des vertèbres autour de l'axe transversal (Bogduk, 2005).

Le multifide joue également un rôle de stabilisateur dans les mouvements et efforts autour de l'axe longitudinal (rotation axiale). Les muscles abdominaux obliques sont les principaux agonistes de ce mouvement mais en se contractant pour produire cette rotation, ils produisent simultanément une flexion du tronc. Le multifide lombaire s'oppose à cet effet de flexion lors de mouvements de rotation axiale (Bogduk, 2005).

Les érecteurs du rachis incluent deux muscles, soit le longissimus thoracique et l'iliocostal lombaire. Ces muscles comprennent chacun deux composantes : une partie lombaire, composée des fascicules provenant des vertèbres lombaires ainsi qu'une partie thoracique, composée des fascicules provenant des vertèbres thoraciques et des côtes (Macintosh et Bogduk, 1987). La nomenclature de ces muscles et leurs différentes composantes qui sera utilisée dans la suite du texte va comme suit : portion lombaire du longissimus thoracique, portion thoracique du longissimus thoracique, portion lombaire de l'iliocostal lombaire et portion thoracique de l'iliocostal lombaire (Macintosh et Bogduk, 1987).

Les cinq fascicules de la portion lombaire du longissimus thoracique ont comme origine les processus accessoires et transverses des vertèbres lombaires et s'insèrent sur l'épine iliaque postéro-supérieure (Macintosh et Bogduk, 1987; Macintosh et Bogduk, 1991). Tout comme le multifide lombaire, ses actions peuvent être divisées en deux vecteurs: horizontal et vertical (figure 5).



Source: Bogduk, N. (2005) *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Edinburgh; New York: Elsevier/Churchill Livingstone. La ligne d'action oblique de chacun des fascicules de la portion lombaire du longissimus thoracicus peut être représentée par un vecteur vertical (V) et un vecteur horizontal (H). (A) Vue latérale (B) Vue postérieure.

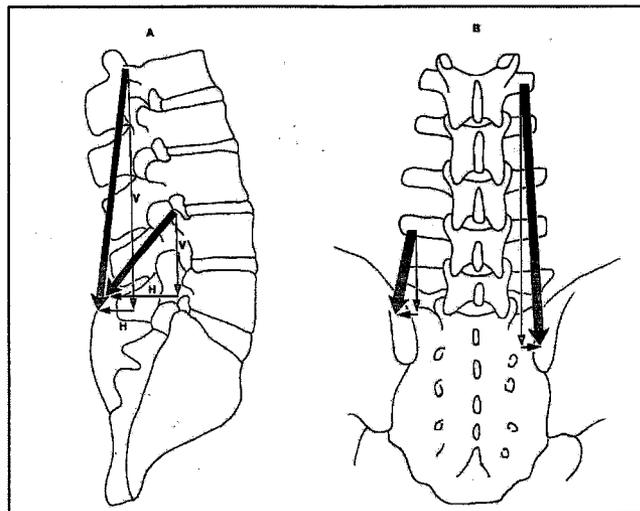
Figure 5 : Les vecteurs de force de la portion lombaire du longissimus thoracique.

Parce que ses vecteurs horizontaux sont dirigés vers l'arrière, la portion lombaire du longissimus thoracicus, lorsque contractée bilatéralement, produit une légère translation postérieure des vertèbres. Cette translation postérieure peut rétablir la translation antérieure des vertèbres produite lors d'une flexion du tronc. Lors d'une contraction bilatérale de la portion lombaire du longissimus thoracicus, le vecteur vertical permet de générer un moment autour de l'axe transversal tandis qu'il permet de générer un moment autour de l'axe sagittal lorsque ses fascicules se contractent de façon unilatérale. Parce que les grandeurs relatives des deux vecteurs sont différentes pour chacun des niveaux du tronc, il en résulte des actions légèrement différentes pour les différents niveaux de la colonne lombaire (Bogduk, 2005).

La portion thoracique du longissimus thoracicus, composée de 11 ou 12 fascicules, agit principalement sur les vertèbres thoraciques et les côtes (Bogduk, 2005). La contraction bilatérale de ce muscle produit cependant une action indirecte

sur la colonne lombaire, l'augmentation de la lordose lombaire, tandis qu'une contraction unilatérale génère un moment autour de l'axe sagittal au niveau de la colonne thoracique, qui, indirectement fléchi latéralement la colonne lombaire (Bogduk, 2005).

La portion lombaire de l'iliocostal lombaire est composée de quatre fascicules qui ont comme origine les processus transverses des vertèbres L1 à L4 (Bogduk, 2005; Macintosh et Bogduk, 1987; Macintosh et Bogduk, 1991). Ces fascicules s'insèrent sur la crête iliaque, latéralement à l'épine iliaque postéro-supérieure et leurs actions peuvent être divisées en deux vecteurs, le vecteur vertical et le vecteur horizontal, telles que décrites par Bogduk (2005) et illustré à la figure 6, tirée de Bogduk (1997).



Source: Bogduk, N. (2005) *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Edinburgh; New York: Elsevier/Churchill Livingstone. La ligne d'action oblique de chacun des fascicules de la portion lombaire de l'iliocostal lombaire peut être représentée par un vecteur vertical (V) et un vecteur horizontal (H). (A) Vue latérale (B) Vue postérieure.

Figure 6 : Les vecteurs de force de la portion lombaire de l'iliocostal lombaire.

Parce que le vecteur vertical est prédominant, la contraction bilatérale des fascicules génère un moment de rotation autour de l'axe transversal. Par contre, à cause du vecteur horizontal, une légère translation postérieure des vertèbres est produite au même moment. Lorsque les fascicules se contractent unilatéralement, ils peuvent générer un moment autour de l'axe sagittal et donc agir comme fléchisseurs latéraux de la colonne lombaire. De plus, les fascicules de la portion lombaire de l'iliocostal lombaire conviennent mieux à la production d'un moment autour de l'axe longitudinal que les fascicules de la portion lombaire du longissimus thoracique à cause de leurs origines se situant sur la pointe des processus transverses des vertèbres lombaires, qui déplacent les fascicules le long de l'axe transversal et qui leur procurent des leviers plus substantiels pour générer un moment autour de l'axe longitudinal (Bogduk, 2005).

La portion thoracique de l'iliocostal lombaire, composée de huit fascicules, agit principalement sur les vertèbres thoraciques et les côtes (Bogduk, 2005). Tout comme la portion thoracique du longissimus thoracique, la contraction bilatérale de ce muscle agit indirectement sur la colonne lombaire, en augmentant la lordose lombaire, tandis que sa contraction unilatérale génère un moment autour de l'axe sagittal au niveau de la colonne thoracique, qui, indirectement fléchi latéralement la colonne lombaire (Bogduk, 2005).

Le carré des lombes est composé de quatre types de fascicules arrangés en trois couches (Bogduk, 2005). Ses fibres relient les processus transverses lombaires, l'ilium et la douzième côte. Sa structure irrégulière et inconstante rend difficile la compréhension de sa fonction exacte. Généralement, ce muscle est reconnu pour fixer la douzième côte lors de la respiration parce que plusieurs de ses fibres s'insèrent sur cette côte. La grande majorité de ses fibres ont comme origine les processus transverses lombaires et la douzième côte et s'insèrent sur l'ilium. Cet arrangement des fibres porte à croire qu'une des fonctions du carré des lombes serait la génération d'un moment autour de l'axe sagittal. Par contre, la force que peut exercer ce muscle

est limitée par la grosseur de ses fascicules et la longueur de ses bras de leviers. Aussi, parce que les fascicules du carré des lombes agissent derrière les axes transversaux des vertèbres lombaires, ils pourraient potentiellement générer un moment de force autour de l'axe transversal, lors d'effort en extension. La capacité de ce muscle à générer un tel moment à été évaluée à moins de 10 % du moment total généré par les muscles dorsaux (Bogduk, 2005), ce qui l'exclut donc d'un rôle majeur lors des mouvements de flexion ou d'extension du tronc. La fonction principale de ce muscle demeure toujours une énigme pour la communauté scientifique.

Le grand psoas prend origine sur les processus transverses et corps vertébraux des vertèbres lombaires ainsi que sur les disques intervertébraux et s'insère sur le petit trochanter du fémur (Bogduk, 2005). Il agit principalement comme fléchisseur de la hanche. Parce que ses fibres agissent très près des axes de rotation des vertèbres lombaires, il ne peut générer que de faibles moments autour de l'axe transversal, même lors d'une contraction maximale. La proximité de ses lignes d'action par rapport aux axes transversaux des vertèbres minimise sa capacité à générer un moment de flexion, mais maximise cependant la compression axiale qu'il est capable d'exercer sur les disques lombaires inférieurs.

Lors des efforts en flexion, ce sont les muscles abdominaux qui contribuent à la génération des moments autour de l'axe transversal. Les différents muscles abdominaux comprennent le grand droit de l'abdomen, les obliques externes, les obliques internes et le transverse de l'abdomen. Le grand droit de l'abdomen, ayant comme origine la crête pubienne et la symphyse pubienne et s'insérant sur le processus xiphoïde et le cartilage des cinquième, sixième et septième côtes, est le principal agoniste lors de la flexion du tronc (Marieb, 1999). Il est aidé par les obliques externes, ayant comme origine les surfaces externes des huit dernières côtes et s'insérant sur la ligne blanche, la crête pubienne, le tubercule pubien et la crête iliaque. Il est aussi aidé par les obliques internes, ayant comme origine le fascia thoraco-lombaire, l'épine iliaque antéropostérieure et le ligament inguinal et s'insérant

sur la ligne blanche, la crête pubienne et les trois ou quatre dernières côtes (Marieb, 1999).

Le transverse de l'abdomen, le muscle abdominal le plus profond, a comme origine le ligament inguinal, le fascia thoraco-lombaire et le cartilage des six dernières côtes et s'insère sur la ligne blanche, la crête pubienne et le processus xiphoïde (Marieb, 1999). Parce que l'orientation de ses fibres musculaires est horizontale, la contraction de ce muscle produit une réduction de la circonférence abdominale, qui résulte en une augmentation de la tension du fascia thoraco-lombaire et de la pression intra-abdominale (Hodges, 1999). Généralement, ce muscle est reconnu pour avoir une fonction au niveau de la respiration. Par contre, l'article de revue de Hodges (1999) suggère que le transverse de l'abdomen pourrait avoir un rôle au niveau de la stabilisation spinale. Plusieurs études citées dans cet article de revue procurent des évidences indirectes que l'activation du transverse de l'abdomen n'est pas reliée à (1) la direction de mouvement, (2) la direction des forces perturbatrices agissant sur la colonne et (3) la direction de déplacement du centre de masse. Le transverse de l'abdomen contribuerait plutôt à un aspect de la stabilité spinale autre que le contrôle de l'orientation de la colonne. Par contre, plusieurs questions demeurent sans réponse quant au rôle précis qu'exerce le transverse de l'abdomen au niveau de la stabilité spinale. Même si plusieurs études démontrent que le transverse de l'abdomen a un rôle spécifique et crucial pour ce qui est de procurer de la stabilité à la région lombo-sacrée, d'autres recherches seront nécessaires afin de confirmer ces hypothèses.

2.2.3 Efforts et mouvements autour de l'axe sagittal (flexion latérale)

Tout comme les mouvements de flexion et d'extension du tronc, dans une position debout et droite, sans résistance et sans charge à supporter, les fléchisseurs latéraux servent à initier le moment autour de l'axe sagittal. Ils déplacent le centre de gravité du tronc et c'est sous l'influence de la gravité que le mouvement se poursuit

(Bogduk, 2005). Par contre, lorsqu'une charge entre en jeu, les muscles du tronc doivent se contracter tout au long du mouvement. La flexion latérale du tronc est produite par une contraction unilatérale des obliques externes et internes, qui sont aidés par une contraction unilatérale de certains muscles du dos, soit la portion lombaire du longissimus thoracique et la portion lombaire de l'iliocostal lombaire (Bogduk, 2005). Due à la morphologie des vertèbres, la flexion latérale implique une variation complexe de flexions et de rotations des articulations entre les corps vertébraux ainsi que plusieurs mouvements des articulations zygapophysaires. A cause de cette complexité et de la plus grande importance clinique des mouvements de flexion, d'extension et de rotation axiale au niveau du tronc, peu d'études a été effectuée sur ce type de mouvement en particulier (Bogduk, 2005).

2.2.4 Efforts et mouvements autour de l'axe longitudinal (rotation axiale)

Parmi plusieurs facteurs mécaniques associés aux lombalgies, la rotation axiale du tronc occupe une place importante (Kumar, Dufresne, et Van Schoor, 1995). Plusieurs études identifient la rotation axiale du tronc comme un facteur de risque étroitement lié à l'occurrence et à la récurrence de lombalgies (Burdorf et Sorock, 1997; Fathallah, Marras, et Parnianpour, 1998; Manek et MacGregor, 2005; Manning, Mitchell, et Blanchfield, 1984; Marras, Lavender, Leurgans, Rajulu, Allread, Fathallah, et Ferguson, 1993). En plus d'impliquer une torsion des disques intervertébraux et d'occasionner des contacts entre les articulations des vertèbres adjacentes (Bogduk, 2005), la rotation axiale nécessite une activation complexe de nombreux muscles du tronc agissant comme agonistes, antagonistes ou synergistes (Ng, Parnianpour, Richardson, et Kippers, 2001).

Plusieurs recherches indiquent que la rotation axiale est initiée et maintenue par les obliques externes contralatéraux, les obliques internes ipsilatéraux et le grand dorsal ipsilatéral (Dumas, Poulin, Roy, Gagnon, et Jovanovic, 1991; Kumar, Narayan, et Garand, 2003; Ng *et al.*, 2001; Schultz, Haderspeck, Warwick, et Portillo,

1983). Le grand dorsal participerait également à la stabilisation de la colonne lombaire en plus de contribuer à contrebalancer le moment de flexion produit par la contraction du grand droit de l'abdomen (McGill, 1991).

Lors d'un mouvement ou effort de rotation axiale, les érecteurs du rachis démontrent plus d'activité musculaire du côté ipsilatéral que du côté controlatéral (Frymoyer, Pope, Clements, Wilder, MacPherson, et Ashikaga, 1983; Ng *et al.*, 2001; Pope, Andersson, Broman, Svensson, et Zetterberg, 1986; Schultz *et al.*, 1983; Thelen, Schultz, et Ashton-Miller, 1995). Plusieurs hypothèses quant à la fonction de ces muscles lors de mouvements de rotation axiale ont été avancées par différents chercheurs. Une première hypothèse est que les érecteurs du rachis ipsilatéraux contribuent à la production du moment de rotation axiale (Dumas *et al.*, 1991; Kumar, Narayan, et Zedka, 1996; Marras et Granata, 1995) tandis que d'autres chercheurs croient plutôt que les érecteurs du rachis servent à maintenir la posture et stabiliser la colonne lombaire lors de la torsion du tronc (Frymoyer *et al.*, 1983; McGill, 1991; Pope *et al.*, 1986; Schultz *et al.*, 1983; Thelen *et al.*, 1995). Finalement, les érecteurs du rachis pourraient aussi servir à contrecarrer les moments de flexion ou de flexion latérale produits par d'autres muscles du tronc lors de la rotation axiale (McGill, 1991; Schultz *et al.*, 1983).

Lors d'un mouvement de rotation axiale, le multifide et le grand droit de l'abdomen, démontrant peu de différence d'activité musculaire entre leurs côtés controlatéraux ou ipsilatéraux, semblent agir comme synergistes (Ng *et al.*, 2001). Les multifides serviraient à équilibrer la flexion non désirée générée par les obliques lors de mouvements de rotation axiale (Macintosh et Valencia, 1986). Ils pourraient aussi servir à maintenir la lordose lombaire (Ng *et al.*, 2001). Le grand droit de l'abdomen, comme tous les muscles du tronc, pourrait quant à lui avoir un rôle dans le maintien de la stabilité de la colonne lors de la rotation axiale. (Marras et Granata, 1995; Pope *et al.*, 1986; Thelen *et al.*, 1995).

Plusieurs groupes de chercheurs (Kumar, Narayan, et Garand, 2001; Kumar *et al.*, 2003; Marras et Granata, 1995; McGill, 1991; McGill, 1992; Ng *et al.*, 2001; Thelen *et al.*, 1995) ont démontré que lors d'un mouvement de rotation axiale du tronc, le latissimus dorsi ipsilatéral est grandement actif comparativement au latissimus dorsi controlatéral. Ces chercheurs considèrent ce muscle comme un agoniste dans la rotation axiale du tronc contrairement au groupe de Bogduk, Johnson et Spalding (1998) qui a une toute autre opinion quant au rôle de ce muscle sur la colonne lombaire. Effectivement, en disséquant cinq muscles latissimus dorsi, ils ont observé que celui-ci est composé de plusieurs fascicules, avec des insertions segmentaires sur les processus épineux des six vertèbres thoraciques inférieures, les processus épineux de L1 et L2, le raphé latéral du fascia thoraco-lombaire, la crête iliaque et les trois côtes inférieures. Même si le latissimus dorsi a des insertions sur la colonne lombaire, ceci n'est pas suffisant pour lui attribuer une action significative sur la colonne lombaire (Bogduk, Johnson, et Spalding, 1998). Effectivement, même si un muscle semble disposé parfaitement pour produire une action spécifique, l'importance de la force exercée par ce muscle est déterminée par sa grosseur (aire de la coupe transversale) ainsi que par son innervation neurale (Bogduk *et al.*, 1998). Dans leur projet, Bogduk *et al.* (1998) ont estimé la capacité de force pour toutes les actions du latissimus dorsi. Ils concluent que la fonction principale de ce muscle est de mouvoir le membre supérieur et qu'une infime portion de la force totale de celui-ci peut être exercée sur la colonne lombaire.

Lors d'une évaluation dynamométrique au niveau du tronc, le sujet doit dans la majorité des cas tirer ou retenir une résistance rattachée à un harnais ou pousser sur une plate-forme de force, et ce, très souvent à partir du niveau des épaules. Comme le latissimus dorsi s'insère entre autre sur l'humérus, ceci pourrait expliquer pourquoi il est activé lors de la rotation axiale du tronc.

2.2.5 Cocontraction

Tel que généralement défini dans la littérature, le phénomène de cocontraction résulte de l'activation simultanée des muscles antagonistes et agonistes (Lavender, Tsuang, Andersson, Hafezi, et Shin, 1992a; Lavender, Tsuang, Hafezi, Andersson, Chaffin, et Hughes, 1992b). D'autres chercheurs, quant à eux, définissent la cocontraction comme étant la contraction musculaire non utilisée pour équilibrer les moments externes à une articulation (Thelen *et al.*, 1995). Dans ce dernier cas, la cocontraction qui ne résulte pas d'une action agoniste pourrait être qualifiée de cocontraction synergiste. Plusieurs raisons poussent le système nerveux central à utiliser la cocontraction. Par exemple, lors de mouvements balistiques, la cocontraction du ou des muscles antagoniste(s) est utilisée pour décélérer le mouvement (Lavender *et al.*, 1992b). Aussi, lors de tests isométriques, elle peut être utilisée pour augmenter la rigidité d'une articulation, permettant donc une augmentation de la stabilité.

La cocontraction des muscles du tronc contribue à l'augmentation de la stabilité de la colonne vertébrale (Cholewicki, Panjabi, et Khachatryan, 1997; Gardner-Morse et Stokes, 1998; Pope et Panjabi, 1985), mais contribue également à l'augmentation de la charge agissant sur ses articulations (Lavender *et al.*, 1992b; Marras et Granata, 1995; Marras et Granata, 1997; Thelen *et al.*, 1995). Pour que la cocontraction soit considérée comme bénéfique, la stabilité doit augmenter plus que la charge spinale. Autrement, il est possible que la cocontraction génère une charge spinale sans contribuer à la stabilité de l'articulation (Granata et Marras, 2000). Dans une étude ayant pour but d'évaluer l'augmentation de la stabilité mécanique associée à la cocontraction, Granata et Marras (2000) ont observé, lors d'efforts dans le plan sagittal, que la cocontraction était associée à une augmentation de 12 à 18 % de la compression spinale et une augmentation de 34 à 64% de la stabilité de la colonne. Leurs résultats suggèrent que la cocontraction des muscles antagonistes peut être plus avantageuse à de petits moments de force car elle contribue à une meilleure stabilité

spinale. Inversement, une diminution de la cocontraction a été observée lors des moments de force plus élevés. Effectivement, à des moments de force plus élevés, la compression spinale est élevée et cette compression contribue à son tour à la stabilité de la colonne, ce qui en retour diminue le besoin d'élever encore plus la cocontraction pour assurer la stabilité lombaire. Ceci aiderait à réduire le risque de blessures qui pourraient être causées par une surcharge sur les tissus spinaux (Granata et Marras, 2000). En somme, la cocontraction et la compression spinale qu'elle génère contribuent toutes deux à améliorer la stabilité spinale.

Le niveau de cocontraction observé au niveau du tronc est dépendant du type d'effort exécuté (statique ou dynamique; flexion ou extension, etc.) (Marras et Granata, 1997) et de la direction de l'effort ou de la charge appliquée (Lavender *et al.*, 1992a; Lavender *et al.*, 1992b; Thelen *et al.*, 1995). Dans un protocole impliquant des efforts statiques et isocinétiques en flexion latérale, Marras et Granata (1997) ont observé que le niveau de cocontraction produit par les muscles était plus élevé lors d'efforts dynamiques que statiques. Dans une étude mesurant les niveaux de cocontraction des muscles du tronc, Thelen *et al.*, (1995) ont observé que la cocontraction durant les efforts de flexion latérale et de rotation axiale était deux à trois fois supérieure à la cocontraction mesurée lors de tâches effectuées dans le plan sagittal. Ils ont quantifié la cocontraction en utilisant un modèle biomécanique où les forces musculaires étaient solutionnées à l'aide de l'électromyographie (EMG) de surface. Ils ont séparé les forces musculaires prédites en deux ensembles : les forces musculaires qui satisfaisaient au minimum l'équilibre et les forces musculaires additionnelles responsables de la cocontraction. La somme des forces musculaires générant la cocontraction a été utilisée pour quantifier le degré de cocontraction présent. Aussi, Granata, Lee, et Franklin (2005) ont comparé la cocontraction ainsi que la compression spinale lors d'efforts en extension et en flexion du tronc à des niveaux de force similaire. La cocontraction moyenne était approximativement 28% et 13% de la force musculaire totale lors de la flexion et de l'extension respectivement. La cocontraction durant un effort isométrique en flexion est environ

deux fois plus élevée que pour un effort isométrique équivalent en extension du tronc. Ces auteurs attribuent ces résultats aux conditions nécessaires à la stabilité spinale et mentionnent que de plus amples recherches sont nécessaires pour comprendre ce comportement. Finalement, Lavender, Chen, Trafimow et Andersson (1995) et Lavender, Tsuang et Andersson (1993) ont étudié la cocontraction lors d'efforts effectués dans différents angles par rapport au plan sagittal. À l'aide d'un harnais, différentes forces (20 Nm, 40 Nm, etc.) étaient appliquées sur la colonne, à différents angles (0 °, 30 °, 60 °, etc.) s'écartant du plan sagittal médian. Les résultats qu'ils ont obtenus démontrent que la relation entre l'activité musculaire et la force appliquée est dépendante de la direction de la force appliquée.

L'étude des phénomènes liés à la cocontraction pourrait jouer un rôle important dans la compréhension du fonctionnement de la colonne lombaire. Effectivement, si la stabilité de la colonne est déficiente, particulièrement lors de mouvements impliquant de forts chargements sur la colonne ou lors de mouvements en rotation axiale ou flexion latérale, les muscles, ligaments et tendons peuvent être endommagés et ainsi induire de la douleur. Le système nerveux semble utiliser la cocontraction pour fournir à la colonne lombaire la stabilité mécanique dont elle a besoin.

2.3. MESURES DYNAMOMÉTRIQUES ET ÉLECTROMYOGRAPHIQUES

Les deux techniques de mesure les plus utilisées pour évaluer la fonction musculaire sont la dynamométrie et l'EMG. La dynamométrie mesure les moments de force produits autour d'une articulation par une combinaison de muscles, sans être capable d'identifier la contribution relative des muscles sollicités pour produire l'effort. L'EMG mesure l'activité électrique des muscles qui contribuent à produire ces moments de force, à l'aide d'électrodes, ce qui permet d'avoir un regard plus fin sur leurs contributions relatives. Les deux méthodes apportent donc des informations

complémentaires mais ont aussi leurs forces et leurs limites, c'est pourquoi elles sont souvent utilisées conjointement.

2.3.1 Dynamométrie

Depuis plus de 30 ans, le milieu scientifique utilise l'étude des forces pour étudier et comprendre la performance humaine. Un article de Keating et Matyas (1996), explorant l'influence du sujet et de la conception des tests sur les mesures dynamométriques, cite plusieurs raisons de recourir aux mesures dynamométriques, que ce soit pour collecter des valeurs normatives pour différents groupes musculaires, établir l'efficacité relative de traitements variés et de programmes d'entraînement, étudier la relation avec des mesures obtenues avec d'autres tests et évaluer ou traiter des gens démontrant des incapacités pour déterminer le besoin d'intervention, l'étendue de la déficience et les changements dans la performance des sujets. Les mesures dynamométriques peuvent aussi servir à qualifier les performances musculaires (normales ou anormales) en effectuant des comparaisons entre les muscles controlatéraux. Par contre, ce type de comparaison ne peut s'effectuer que pour les extrémités car il est impossible, pour les efforts effectués au niveau du tronc, d'isoler parfaitement le côté gauche et le côté droit. Les scientifiques ont développé, au cours des années, de nombreux types de dynamomètres, souvent très spécifiques à leurs intérêts de recherche. Comme pour tous les instruments de mesure utilisés dans le milieu de la recherche, la fidélité ainsi que la validité de ceux-ci doivent être démontrée avant de pouvoir en généraliser les résultats. Ceci est aussi essentiel avant de les utiliser pour des projets de recherches, des programmes de réadaptation ou pour la création de banques de données normatives.

La force maximale volontaire (FMV) est définie comme étant la meilleure performance d'un sujet (Lechner *et al.*, 1998), tout comme peut être définie la contraction maximale volontaire (CMV) pour un groupe musculaire donné. Cependant, comment évaluer si un sujet a vraiment donné l'effort maximal dont il est

capable? Plusieurs facteurs peuvent affecter la production d'une FMV, tels que la motivation du sujet, la présence ou non d'une rétroaction visuelle ou d'encouragements verbaux (Jung et Hallbeck, 2004) et la peur de se blesser ou de la douleur (Lechner *et al.*, 1998). Lors d'une étude effectuée avec des sujets asymptomatiques, Jung et Hallbeck (2004) ont quantifié les effets du type d'instruction, des encouragements verbaux et de la rétroaction visuelle sur la force de préhension statique et isocinétique. Ils ont conclu que les encouragements verbaux et la rétroaction visuelle augmentaient la force de préhension isométrique de 9,7 % et de 7,7 %, respectivement, lorsque la FMV était calculée sur la durée totale de maintien (de une à quatre secondes). De plus, la FMV instantanée de préhension (la valeur maximale atteinte et non la moyenne sur quelques secondes) a augmenté de 5,6 % lors de l'utilisation des encouragements verbaux et de 5,2 % lors de l'utilisation de rétroaction visuelle. En somme, plusieurs études ont démontré que la rétroaction visuelle ainsi que les encouragements verbaux ont comme effets d'augmenter la production de la FMV et de diminuer la variabilité entre les essais (Graves et James, 1990; Keating et Matyas, 1996; Kim et Kramer, 1997; Matheson, Mooney, Caiozzo, Jarvis, Pottinger, DeBerry, Backlund, Klein, et Antoni, 1992; Peacock *et al.*, 1981).

Dans de nombreuses publications, des lacunes sont présentes dans la description de la méthode utilisée pour faire produire une FMV au sujet. Par exemple, certains chercheurs omettent de mentionner si les sujets ont eu droit à des encouragements verbaux et/ou à une rétroaction visuelle lors de la production de la FMV (Delitto, Rose, Crandell, et Strube, 1991; Dvir et Keating, 2001; Elfving, Dederling, et Nemeth, 2003; Elfving, Nemeth, Arvidsson, et Lamontagne, 1999; Graves, Pollock, Carpenter, Leggett, Jones, MacMillan, et Fulton, 1990; Hupli, Sainio, Hurri, et Alaranta, 1997; Keller, Hellesnes, et Brox, 2001; Moreland, Finch, Stratford, Balsor, et Gill, 1997; Newton, Thow, Somerville, Henderson, et Waddell, 1993; Roussel, Nijs, Truijen, Breugelmans, Claes, et Stassijns, 2006; Rytokoski, Karppi, Puukka, Soini, et Ronnema, 1994; Smith, Mayer, Gatchel, et Becker, 1985; Stokes, Moffroid, Rush, et Haugh, 1989). De plus, la motivation des sujets peut avoir

un effet important sur la FMV, comme démontré par l'équipe de Baratta, Solomonow, Zhou et Zhu (1998). Ils ont réussi à faire augmenter la FMV de 10 % à 30 % par rapport à la FMV initiale des sujets participant à leur l'étude. Leur méthode consiste à faire exécuter au sujet une FMV en lui donnant une rétroaction visuelle sur un moniteur. Lorsque l'effort maximal est complété, l'expérimentateur établit un objectif à atteindre sur le moniteur, qui est la force de la FMV précédente, plus 10 %. Le sujet n'est pas mis au courant de cet ajout de 10 % à la cible visée. Par la suite, celui-ci a comme instruction de produire une deuxième FMV et d'atteindre l'objectif présent sur le moniteur, qui, lui dit-on, représente la première FMV effectuée. La procédure, qui consiste à augmenter de 10 % le moment actuel mesuré, et ce, à chaque nouvel effort, est répétée jusqu'à ce que le sujet ne soit plus capable d'atteindre le nouvel objectif.

Un autre facteur très important à considérer lors de tests effectués avec un dynamomètre est l'apprentissage des sujets. Une augmentation de la FMV entre une première et une seconde séance de mesure, sans qu'aucun entraînement spécifique n'ait été prescrit, est un résultat classique en dynamométrie. Cela ne fait pas exception pour les muscles du tronc (Delitto *et al.*, 1991; Elfving *et al.*, 2003; Graves *et al.*, 1990; Hupli *et al.*, 1997; Keller *et al.*, 2001; Larivière, Arsenault, Gravel, Gagnon, et Loisel, 2002; Moreland *et al.*, 1997; Newton *et al.*, 1993; Roussel *et al.*, 2006; Rytokoski *et al.*, 1994; Smith *et al.*, 1985; Stokes *et al.*, 1989). Cependant, la grande majorité de ces études portent sur les efforts dans le plan sagittal. Roussel *et al.* (2006) ainsi que Rytokoski *et al.* (1994) sont les seuls ayant documentés les efforts dans les plans frontal et transversal. Toutefois, Roussel *et al.* (2006) ont donné seulement 15 minutes de repos entre les deux séances. Selon la complexité de la tâche, plusieurs essais ou même plusieurs séances complètes de familiarisation s'avèrent essentiels pour s'assurer que le sujet maîtrise bien la tâche à exécuter et que les différences qui seront mesurées pour documenter un effet d'entraînement ou de réadaptation, par exemple, ne sont pas dues à un effet d'apprentissage.

En plus des facteurs mentionnés ci-haut, la position prise par le sujet lors de l'évaluation, la stabilisation des segments appropriés, le nombre de répétitions durant le test, les intervalles de repos entre les essais et les sessions, et l'expérience de l'évaluateur peuvent aussi influencer les mesures obtenues lors de la FMV (Keating et Matyas, 1996).

Finalement, plusieurs groupes de chercheurs utilisent différents dynamomètres pour étudier, en situations contrôlées, les efforts au niveau du tronc. Cependant, dans la très grande majorité des cas, des dynamomètres uniaxiaux sont utilisés et les efforts hors du plan principal sont négligés (Kumar et Narayan, 2001; Kumar et Narayan, 2006; Kumar *et al.*, 2001). Un seul groupe de recherche a réalisé des travaux avec un dynamomètre triaxial (B-200) mais malheureusement, les efforts hors du plan principal ne sont pas donnés en rétroaction et ne sont donc toujours pas contrôlés (Ng *et al.*, 2002a; Ng *et al.*, 2003a; Ng *et al.*, 2003b; Ng *et al.*, 2002a; Ng, Richardson, Parnianpour, et Kippers, 2002b).

2.3.2 Électromyographie

Depuis plusieurs siècles jusqu'à aujourd'hui, l'homme a toujours été fasciné par le fonctionnement du corps humain, particulièrement par sa capacité à se déplacer et à mouvoir ses membres, principaux signes de la vie animale (Basmajian et De Luca, 1985). Les muscles et leurs fonctions ont intéressé de grands scientifiques tels que Leonardo da Vinci, qui a dévoué une grande partie de ses analyses aux muscles et leurs fonctions, ainsi qu'Andréas Vesalius, père de l'anatomie moderne et Francesco Redi, qui a fait la première déduction logique qu'un courant électrique pouvait être généré par le muscle (Basmajian et De Luca, 1985).

L'acharnement et la vision de nombreux scientifiques ont contribué à l'avancement des connaissances sur le fonctionnement du système musculaire. Ceci nous permet aujourd'hui d'étudier les muscles et leurs fonctions en utilisant

l'électromyographie (EMG), qui se définit comme étant l'étude fonctionnelle du muscle par l'analyse du signal électrique que celui-ci émet (Basmajian et De Luca, 1985). Plus spécifiquement, l'EMG mesure la dépolarisation des fibres musculaires et, lorsque le signal est traité correctement, il peut être une mesure indirecte de l'activité musculaire, de la fatigue ou de la force (Sommerich et Marras, 2004). Deux types de techniques EMG peuvent être utilisés pour étudier le comportement du muscle, soit l'EMG intramusculaire, qui consiste à insérer des électrodes dans le muscle et l'EMG de surface, souvent appelé l'EMG global, qui consiste à placer les électrodes sur la peau, au-dessus du muscle.

Dans les recherches biomécaniques actuelles, l'utilisation de l'EMG de surface domine de façon importante l'utilisation de l'EMG intramusculaire. L'EMG intramusculaire permet d'enregistrer l'activité musculaire d'un seul muscle et d'accéder à la musculature profonde. Par contre, l'utilisation de ce type d'électrode se limite à la détection d'un petit nombre d'unités motrices très localisées. Ceci est avantageux et représentatif pour de petits muscles mais beaucoup moins pour des muscles plus volumineux. De plus, l'utilisation d'électrodes intramusculaires nécessite un personnel médical pour leur installation et la procédure peut être assez douloureuse pour les sujets. En plus des risques mineurs, tels que de petites hémorragies capillaires ou veineuses, les électrodes intramusculaires présentent également des risques d'infection et de contagion (Bouisset et Maton, 1995).

Même si l'EMG de surface ne permet pas d'étudier les muscles profonds, cette méthode permet de détecter une activité de surface qui peut être associée aux muscles superficiels présents sous la peau aux endroits où sont fixées les électrodes. L'EMG de surface est une technique non invasive, facile à appliquer et implique un inconfort minimal pour les sujets. Une préparation adéquate de la peau, telle que le rasage des poils et le nettoyage de la région où les électrodes seront placées, doit être effectuée avant de fixer celles-ci sur le sujet. Aucune supervision médicale ou

certification n'est nécessaire de la part des évaluateurs pour l'application de ce genre de mesure (Bouisset et Maton, 1995).

2.3.2.1 Facteurs influençant l'EMG de surface.

Tel que démontré par de nombreuses publications, l'EMG de surface peut être influencé par un grand nombre de facteurs physiologiques ou non physiologiques. Le tableau A2, retrouvé à l'annexe A et adapté de Farina, Merletti et Enoka (1999), paru dans une publication concernant l'extraction des stratégies neurales de l'EMG de surface, énumère les nombreux facteurs pouvant affecter le signal EMG.

L'influence de certains de ces facteurs peut être réduite de façon significative avec un placement approprié et constant des électrodes sur la peau. Au fil du temps, plusieurs chercheurs ont développé des recommandations quant à l'utilisation de l'EMG de surface pour l'obtention de résultats fidèles (ou reproductibles) et valides. Dans le but de créer un ensemble de recommandations sur les types d'électrodes à utiliser et leurs positionnements, le traitement de données ainsi que la création de modèles EMG, Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug et Rau (2000) ont fait une revue de littérature exhaustive parmi les articles scientifiques européens publiés entre 1996 et 1999 inclusivement. Le tableau A3, présenté à l'annexe A, résume l'ensemble des recommandations émises par ce groupe de recherche pour le placement des électrodes.

De plus, une forme de normalisation est essentielle pour toute analyse comparative de signaux EMG (Lehman et McGill, 1999), notamment pour les comparaisons entre les sujets, les journées, les muscles et les données de la littérature (Baratta, Solomonow, Zhou, et Zhu, 1998). En effet, tel que mentionné précédemment, le signal EMG est affecté par de nombreux facteurs tels que le placement des électrodes, la transpiration, la température, la fatigue musculaire, la

longueur des fibres musculaires, le nombre d'unités motrices détectées par l'électrode, etc. (Farina *et al.*, 2004). La normalisation du signal EMG permet de compenser pour les facteurs qui ne sont pas contrôlables expérimentalement. Il s'agit de mesurer une valeur EMG de référence obtenue lors d'une tâche standardisée permettant de reproduire les résultats (fidélité de la mesure), c'est-à-dire lors d'une tâche de référence où la posture (longueur musculaire) et l'intensité de la contraction sont contrôlées. Différents types d'efforts (sous-maximaux ou maximaux) peuvent être utilisés, dépendant de la question de recherche à répondre. Cependant, en ce qui a trait à la comparaison entre sujets ou entre groupes musculaires, seules les contractions maximales volontaires peuvent être utilisées pour obtenir l'EMG de référence (EMG maximal) (Mathiassen, Winkel, et Hägg, 1995).

2.3.2.2 Relation entre la force musculaire et les signaux EMG de surface

Généralement, lorsqu'on observe le signal EMG de surface et la force musculaire simultanément, il devient évident que plus la force musculaire déployée augmente, plus l'amplitude du signal EMG de surface augmente. Aussi, autant la force exercée par un muscle que l'amplitude EMG dépendent du nombre d'unités motrices recrutées et de la fréquence de décharge de chacune des unités motrices actives (Farina, Merletti, et Enoka, 2004). Une équation simple décrivant cette relation serait autant souhaitée qu'utile (De Luca, 1997), mais malheureusement, à cause de la nature stochastique du signal EMG de surface, l'établissement d'une relation linéaire entre l'amplitude du signal EMG et la force musculaire doit être exclue (Sommerich et Marras, 2004). Par contre, en traitant correctement le signal EMG de différentes façons, il est possible d'obtenir une relation quantitative entre celui-ci et la force musculaire (Sommerich et Marras, 2004).

Plusieurs facteurs, semblables à ceux affectant l'EMG de surface présentés au tableau A2, causent la complexité de la relation, tels que les électrodes (type, configuration), le nombre d'unités motrices actives, la fréquence de décharge des

unités motrices actives, le type de fibres musculaires, la localisation des électrodes par rapport aux fibres musculaires, les tissus sous-cutanés, etc. (De Luca, 1997; Sommerich et Marras, 2004). L'impact de ces facteurs peut être réduit en normalisant les signaux EMG de surface par rapport à une valeur de référence, telle que l'EMG maximal de chacun des muscles mesurés (De Luca, 1997).

Trois raisons majeures peuvent expliquer pourquoi établir une relation entre la force musculaire et le signal EMG n'est pas simple. Dans un article portant sur l'utilisation de l'EMG de surface en biomécanique impliquant des contractions isométriques, De Luca (1997) explique, premièrement, que pour la plupart des muscles, le volume de détection de l'électrode est plus petit que le volume du muscle. Le nombre de potentiels d'actions produits par les unités motrices détectées par l'électrode est moindre que le nombre de potentiels d'actions produits par les unités motrices actives dans le muscle. Deuxièmement, il discute du fait que lorsque la force d'un muscle augmente au-dessus de la capacité de la nouvelle unité motrice recrutée, la fréquence de décharge de l'unité motrice va augmenter mais la contribution de celle-ci à la force totale va se saturer. Les potentiels d'actions des unités motrices vont continuer à donner de l'énergie au signal EMG, mais leur contribution à la force du muscle va se saturer près d'une valeur constante. Ceci fera que l'amplitude du signal EMG augmentera plus que la force produite. Conséquemment, les stratégies utilisées par le système nerveux central pour contrôler les différents muscles vont affecter la relation entre la force musculaire et le signal EMG. Finalement, une troisième raison majeure expliquant pourquoi établir une relation entre la force musculaire et le signal EMG est complexe est le phénomène d'annulation de l'amplitude (*amplitude cancellation*). Effectivement, à cause de l'annulation des phases positives et négatives des potentiels d'action des unités motrices, l'EMG de surface sous-estime les signaux d'activation envoyés à un muscle par la moelle épinière (Farina *et al.*, 2004). Il est à noter que dans le cas de contractions dynamiques, ces explications se complexifient un peu plus.

En somme, la relation entre l'EMG de surface et la force musculaire est loin d'être comprise parfaitement. Par contre, avec de bons protocoles de recherche et un traitement approprié du signal, l'EMG de surface donne des informations physiologiques pertinentes, bien qu'imparfaites, sur l'activité, la fatigue et la force musculaire (Sommerich et Marras, 2004).

2.3.2.3 *Quantification de l'activité myoélectrique*

Des variations de potentiels d'actions très complexes constituent le signal EMG de surface (Bouisset et Maton, 1995). Plusieurs variables en permettent la quantification, telles que les variables temporelles, qui permettent de caractériser l'évolution du signal dans le temps.

Une fois le signal EMG brut enregistré, différents traitements doivent lui être appliqués si on veut le comparer ou le corrélérer à d'autres signaux biomécaniques ou physiologiques (Winter, 2005). Les trois façons de caractériser l'EMG en amplitude sont (1) l'enveloppe linéaire, (2) l'intégration et (3) le RMS (*root mean square*) (Kumar et Mital, 1996; Winter, 2005).

La rectification (ou le redressement) du signal EMG est la valeur absolue du signal. La courbe obtenue peut donner de l'information lors d'évaluations semi-quantitatives de l'activité phasique de groupes musculaires variés (Winter, 2005). L'observation des changements d'amplitude donne une bonne indication des changements dans les niveaux de contraction du muscle (Winter, 2005). Par contre, malgré que l'utilisation quantitative de cette méthode de traitement est limitée, le signal rectifié sert de donnée d'entrée pour les autres niveaux de traitements (Winter, 2005). L'unité de mesure de l'EMG rectifié est le millivolt, tout comme l'EMG brut.

L'enveloppe linéaire utilise le redressement et le filtrage pour rapprocher la courbe du signal EMG de celle de la force musculaire. Le but de ce traitement est d'obtenir une courbe lisse qui puisse être justifiée sur une base biophysique (Winter, 2005). Si une relation entre l'enveloppe linéaire et la force musculaire (ou le moment de force à une articulation) est voulue, le traitement du signal doit suivre le modèle biomécanique de la génération de la force musculaire (Winter, 2005). Ainsi, le choix du filtre passe-bas ainsi que de la fréquence de coupure doit être fait judicieusement lors de ces traitements (Kumar et Mital, 1996). Encore ici, l'unité de mesure de l'enveloppe linéaire demeure le millivolt.

L'intégration du signal EMG, qui est le calcul de l'aire sous la courbe du signal, va toujours augmenter tant qu'une activité musculaire est présente (Winter, 2005). Différentes formes d'intégrations peuvent être utilisées. Par exemple, la première forme d'intégration débute à un temps prédéterminé et continue pendant le temps de l'activité musculaire. Au temps désiré, qui pourrait être une seule contraction ou une série de contractions, la valeur intégrée peut être enregistrée. L'unité d'un signal intégré est le millivolt par seconde (Winter, 2005).

L'EMG (RMS) est la racine de la valeur moyenne du carré du signal myoélectrique (Bouisset et Maton, 1995), pour une fenêtre temporelle donnée. Cette méthode s'apparente aux deux autres méthodes. Elle ne permet pas de produire une courbe lisse comme l'enveloppe linéaire, bien que les valeurs respectives soient très hautement corrélées. Par contre, cette méthode des temps de calcul beaucoup plus rapides.

Pour toutes les formes de quantification en amplitude du signal EMG (enveloppe linéaire, intégration, RMS), les valeurs d'amplitude'EMG calculées à différents pourcentages de la FMV pourront donc être comparées pour le même sujet lors de séances différentes ou entre sujets ou muscles différents. Cependant, cette comparaison ne pourra être valide que si les signaux EMG de chacun des sujets ont

été normalisés par rapport à l'EMG maximal obtenu pour chacun des muscles. Cette procédure est nommée « normalisation en amplitude » des signaux EMG.

2.4. FIDÉLITÉ DES MESURES

De nombreuses méthodes d'évaluation ainsi que des instruments de mesure de plus en plus spécifiques et sophistiqués sont utilisés pour étudier les muscles lombaires et abdominaux. Une des qualités essentielles de ces méthodes d'évaluation et de ces instruments de mesure, la fidélité des résultats, désigne la précision et la constance des résultats lors de deux ou plusieurs expérimentations exécutées avec le même protocole, les mêmes instruments et les mêmes sujets (Fortin, 1996). Les résultats doivent être comparables lors de situations comparables si l'on veut en tirer des conclusions pertinentes et par la suite généraliser celles-ci à la population appropriée.

Deux types de fidélités sont couramment utilisés dans la littérature scientifique. La fidélité test-retest fait référence à un même test qui est administré de la même façon, aux mêmes sujets, lors de deux occasions différentes, mais en impliquant le même évaluateur. L'intervalle de temps entre les tests joue un rôle critique dans la comparaison et dans l'interprétation des résultats de ceux-ci. Par exemple, lors d'efforts maximaux au niveau du tronc, il s'avère primordial de laisser un laps de temps assez grand entre les tests pour que la fatigue musculaire n'affecte pas la séance suivante. Par contre, les tests doivent être effectués dans un laps de temps assez court pour que l'état du sujet soit stable et n'introduise pas d'effet dans les résultats. La fidélité inter-évaluateurs, quant à elle, fait référence à un même test qui est administré de la même façon et aux mêmes sujets, mais par des évaluateurs différents. Les différents évaluateurs doivent utiliser un protocole, des instructions et des encouragements verbaux identiques si des comparaisons veulent être faites entre les différentes sessions de mesure. Pour s'assurer de maximiser la fidélité test-retest et la fidélité inter-évaluateurs, il est indispensable de porter une attention spéciale,

tout au long de la collecte de données, aux procédures de positionnement des sujets ainsi qu'aux instructions et encouragements verbaux pour que tout ceci soit le plus semblable possible d'une séance à l'autre et entre évaluateurs. Une standardisation du protocole de mesure s'avère donc essentielle.

2.4.1 Statistiques utilisées pour évaluer la fidélité d'une mesure

Tel que discuté dans un article pour les intervenants concernant la fidélité des mesures utilisées dans le milieu de la réadaptation physique, il est extrêmement rare qu'une mesure soit parfaitement reproductible (Bruton, Conway, et Holgate, 2000). Tous les instruments de mesure ainsi que les expérimentateurs qui effectuent ces mesures présentent un certain degré de faillibilité. De plus, il existe des variations inhérentes aux réponses physiques et physiologiques des sujets, ceci étant dû à l'essence même de la nature humaine (Bruton *et al.*, 2000).

Différentes statistiques sont utilisées dans la littérature scientifique pour évaluer la fidélité des mesures. Les plus couramment utilisées sont l'erreur standard de mesure (ESM), le coefficient de corrélation intra classe (CCIC) et l'analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées ou intra-sujets (Bruton *et al.*, 2000).

2.4.1.1 Analyse de variance (ANOVA)

L'ANOVA avec mesures répétées est une méthode statistique visant à tester les hypothèses concernant des différences entre des moyennes en comparant plusieurs ensembles de données (Vincent, 1999). Celle-ci est utilisée lorsque le chercheur veut mesurer les mêmes sujets à plusieurs reprises et savoir s'il existe une différence entre les différentes séries de données. L'ANOVA à mesures répétées permettra de vérifier s'il y a présence d'erreurs systématiques entre les séries de données. Des erreurs systématiques entre les essais d'une session de données ou entre deux sessions (jours) de mesures peuvent mettre la lumière sur (a) un problème de calibrage de

l'instrument de mesure, (b) une modification du protocole (instructions, pose des électrodes), (c) un effet d'apprentissage de la tâche chez les sujets.

2.4.1.2 Coefficient de corrélation de Pearson versus le CCIC

La corrélation de Pearson est quelques fois utilisée, bien qu'incorrectement, pour évaluer la fidélité d'une évaluation ou d'un test (Vincent, 1999). La corrélation de Pearson compare les déviations (les fluctuations dans les scores des sujets) à partir de la moyenne de deux mesures, mais elle n'est pas sensible aux changements dans la moyenne des scores, c'est-à-dire aux erreurs systématiques. Si les fluctuations dans les scores du premier test et du deuxième test se produisent de manière systématique, l'ordre et les déviations des scores des deux tests vont être les mêmes mais les deux moyennes peuvent être grandement différentes. Dans de pareil cas, la corrélation de Pearson peut amener à des conclusions erronées comme quoi les scores sont hautement fidèles quand en fait, ils changent considérablement. La corrélation de Pearson n'est pas capable de détecter les changements dans les moyennes. De plus, cette statistique ne peut être appliquée que sur deux ensembles de données.

Le coefficient de corrélation intra classe (CCIC), qui résout ce problème, peut en effet être utilisé sur deux ensembles ou plus de mesures et est sensible aux changements dans l'ordre et dans la grandeur (différence de moyennes) des mesures répétées (Vincent, 1999). Le CCIC est dérivé des calculs de variance obtenus avec l'ANOVA à mesures répétées. Ce coefficient de corrélation est appelé intra classe car il a été créé pour analyser les données de mesures répétées sur une même variable. Selon Vincent (1999), la valeur du CCIC pour des mesures de type physiologique est élevée si elle est supérieure ou égale à 0,9, modérée si elle est située entre 0,8 et 0,89 et est discutable si elle est inférieure à 0,8. Ces valeurs, utilisées pour des applications cliniques, servent à comparer un même individu avec lui-même. La sévérité de cette évaluation fait en sorte qu'elle est peu utilisée dans le domaine de la dynamométrie, et particulièrement de l'EMG. Pour une évaluation plus juste en regard d'applications

en recherche, la valeur du CCIC est excellente si elle est supérieure ou égale à 0,75, modérée si elle est située entre 0,4 et 0,75 et pauvre si elle est inférieure à 0,4 (Fleiss, 1986). Ces valeurs sont généralement utilisées en contexte de recherche.

2.4.1.3 L'erreur standard de mesure

Le CCIC et l'ESM donnent des informations complémentaires. Le CCIC donne une idée de la capacité de la mesure à différencier (ordonner) les sujets et a donc une valeur diagnostique qui est importante lorsque l'on compare des individus. L'ESM, qui est une mesure de la variabilité de la mesure, indique la capacité à détecter un changement dans le temps (sensibilité au changement) et a donc une importance lorsque des mesures répétées sont réalisées, comme c'est le cas pour évaluer les effets de la réadaptation.

Aussi, si un effet d'apprentissage est soupçonné, une vérification des sources de variance doit être faite car cet apprentissage pourrait produire des sources de variance non négligeables. Cependant, la seule façon de vérifier si ces sources de variance sont significatives d'un point de vue statistique est de vérifier les valeurs p des ANOVA correspondant aux facteurs ESSAI et SESSION, si la fidélité des mesures est par exemple évaluée entre différentes sessions et différents essais. L'étude de fidélité se ferait donc en deux étapes: (1) ANOVAs pour vérifier si des effets systématiques (apprentissage) sont présents et (2) théorie générale de la fidélité (études G et D) pour donner une estimation des sources de variance en présence (étude G) et pour donner des indices pour quantifier la fidélité (ICC et ESM). Cette théorie est expliquée dans la section méthodologie de ce présent document.

2.4.2 Fidélité des mesures dynamométriques des muscles du tronc

Dans une revue de littérature (Essendrop, Maul, Laubli, Riihimaki, et Schibye, 2002), la fidélité de plusieurs mesures concernant le bas du dos, telles que la force et

l'endurance ainsi que l'amplitude de mouvement, a été étudiée . Les auteurs de cette revue de littérature affirment qu'il y a un manque considérable d'information quant à la fidélité des tests fonctionnels au niveau du bas du dos. La majorité des tests démontrent une fidélité acceptable pour des applications de recherche (lorsque des groupes de sujets sont comparés), mais peu de tests sont assez fiables pour permettre une comparaison de scores chez un même individu (applications cliniques).

Les tableaux A4 et A5, retrouvés à l'annexe A, regroupent l'information des publications portant sur la fidélité de la FMV au niveau du tronc lors de contractions isométriques et dynamiques, respectivement. Tel qu'illustré dans ces tableaux, plusieurs études portant sur la fidélité des mesures de la FMV au niveau du tronc ont été publiées dans les vingt-cinq dernières années. Une évolution quant aux statistiques utilisées pour représenter la fidélité peut être observée. Effectivement, au début des années quatre-vingt et quatre-vingt-dix, les chercheurs utilisaient en général le coefficient de corrélation de Pearson pour discuter de la fidélité dans leurs études. Par la suite, le coefficient de corrélation intra-classe (CCIC), la meilleure statistique à utiliser pour évaluer la fidélité, tel que discuté précédemment, semble devenir la norme.

2.4.2.1 Mesures isométriques

Tel que démontré dans le tableau A4, la fidélité des mesures de force isométrique est généralement bonne. Dans la grande majorité des études utilisant le CCIC pour évaluer la fidélité des mesures, la valeur de celui-ci est supérieure à 0,70 (Elfving *et al.*, 2003; Elfving *et al.*, 1999; Larivière *et al.*, 2002; Larivière, Gravel, Gagnon, Gardiner, Arsenault, et Gaudreault, 2006; Ng *et al.*, 2003a; Roussel *et al.*, 2006). Une exception à cette tendance est l'étude de Moreland *et al.* (1997), où des CCICs de 0,24 (muscles abdominaux) et 0,25 (muscles dorsaux) ont été rapportés. Les auteurs expliquent ces résultats médiocres par le type de dynamomètre utilisé (dynamomètre tenu dans la main de l'évaluateur) et par la compétence des

évaluateurs qui étaient des étudiants en physiothérapie n'ayant pas d'expérience avec ce type de mesures.

Deux études ont comparé la fidélité de la FMV de sujets sains et lombalgiques lors d'efforts en extension. Elfving *et al.* (2003) n'ont pas obtenu de différence entre les CCICs des sujets sains versus ceux des sujets lombalgiques (CCIC = 0,93), contrairement au groupe de Larivière *et al.* (2002) qui ont obtenu une différence assez marquée (CCIC pour sujets sains = 0,73; CCIC pour sujets lombalgiques = 0,85). Ces résultats contradictoires pourraient être en partie expliqués par le fait que le groupe d'Elfving *et al.* (2003) a utilisé la moyenne de trois essais comme valeur de FMV contrairement au groupe de Larivière *et al.* (2002) qui a utilisé la valeur maximale obtenue entre deux essais.

La fidélité des FMVs ainsi que des moments couplés lors d'efforts en rotation du tronc n'a été rapportée que par un seul groupe de chercheur (Ng *et al.*, 2003a). Effectivement, ce groupe de chercheurs a évalué, lors d'efforts maximaux en rotation du tronc, la fidélité du moment maximal, mais aussi des moments couplés dans les deux autres plans (sagittal et frontal). Leurs résultats démontrent une excellente fidélité autant pour les FMVs (CCIC = 0,98) que pour les moments couplés (CCIC = 0,93).

La plupart des études rapportées dans le tableau A4 ont évalué la fidélité des mesures de forces pour des tests effectués lors de journées différentes, avec des intervalles de temps entre les évaluations allant d'un seul à 48 jours (Elfving *et al.*, 2003; Elfving *et al.*, 1999; Graves *et al.*, 1990; Larivière *et al.*, 2002; Larivière *et al.*, 2006; Madsen, 1996; Moreland *et al.*, 1997; Ng *et al.*, 2003a; Rytokoski *et al.*, 1994; Smith *et al.*, 1985; Stokes *et al.*, 1989). L'étude où l'on retrouve la moins bonne fidélité est celle où l'intervalle de temps entre les évaluations est le plus long (Madsen, 1996). Effectivement, des coefficients de corrélation de Pearson allant de 0,61 à 0,63 pour des efforts en extension et en flexion du tronc ont été obtenus. Il

explique cette grande fluctuation entre les deux évaluations par des facteurs tels que le positionnement, la stabilisation et les instructions données aux sujets. Il mentionne également que des variables telles que la confiance, la motivation et l'humeur auraient aussi pu influencer la fidélité des mesures. Il est aussi possible que la longue période de temps entre les deux évaluations (48 jours) ait introduit des effets dans les résultats. Effectivement, pendant un intervalle de temps relativement long, il est possible que des changements au niveau de l'état mental et/ou physique surviennent chez les sujets.

2.4.2.2 Mesures dynamiques

Tel que démontré dans le tableau A5, la fidélité des mesures de forces dynamiques au niveau du tronc peut être qualifiée de moyenne à bonne. Dans la majorité des études ayant utilisé le CCIC pour évaluer la fidélité, la valeur de celui-ci est supérieure à 0,70 (Delitto *et al.*, 1991; Friedlander, Block, Byl, Stubbs, Sadowsky, et Genant, 1991; Karatas, Gogus, et Meray, 2002; Newton et Waddell, 1993; Smith *et al.*, 1985). L'étude de Dvir et Keating (2001) présente des résultats comparant les mesures de force dynamique des hommes (CCIC = 0,52-0,78; ESM = 10,4-16,4%) et des femmes (CCIC = 0,70-0,87; ESM = 8,3-11,1%). Selon ces auteurs, la différence entre les hommes et les femmes est expliquée par un problème de stabilisation au niveau du bassin, qui n'était pas optimal lors de la production de plus grandes forces, comme c'est le cas chez les hommes.

Deux études comparant la fidélité des mesures de forces dynamiques entre les sujets sains et les sujets lombalgiques n'ont pas mis en évidence une différence entre ces deux groupes. Pour les deux études, la fidélité lors d'efforts dynamiques en extension est excellente, autant chez les sujets sains que chez les sujets lombalgiques. Effectivement, l'étude de Keller *et al.* (2001) ainsi que celle de Newton *et al.* (1993) rapportent des CCICs de 0,95-0,98 et 0,94-0,98, respectivement, pour ces deux groupes. La rotation axiale du tronc a également été étudiée par le groupe de Newton

et al. (1993) et les résultats de fidélité sont aussi excellents pour les deux groupes (CCIC = 0,90-0,98).

2.4.3 Fidélité des mesures électromyographiques

Plusieurs études ont été publiées concernant la fidélité des variables temporelles du signal EMG de surface, pour plusieurs muscles tels que le triceps, le biceps, le quadriceps, les abdominaux, le trapèze, le deltoïde, les extenseurs de l'avant-bras et les érecteurs du rachis. Malgré la diversité des statistiques mesurant la fidélité des mesures ainsi que la variété de protocoles et d'instruments de mesure utilisés, la plupart des publications s'entendent sur le fait que les valeurs RMS de l'EMG de surface, l'EMG de surface intégré et l'enveloppe linéaire de l'EMG de surface ont une fidélité de modérée à élevée (Dankaerts *et al.*, 2004; Komi et Buskirk, 1970; Roe, Steingrimsdottir, Knardahl, Bakke, et Vollestad, 2006; Viitasalo, Saukkonen, et Komi, 1980; Yang et Winter, 1983).

Malgré l'importance du positionnement des électrodes lors d'études de fidélité des signaux EMG de surface, peu de chercheurs mentionnent l'emploi de moyens particuliers pour améliorer le placement identique des électrodes lors des différentes séances d'évaluation. Certains ont déposé une goutte de solution de nitrate d'aluminium (AgNO_3) à 20 % sur la peau où les électrodes devaient être placées (Komi et Buskirk, 1970). La réaction de cette solution avec la peau a créé un petit point noir, qui est resté sur la peau pendant plusieurs jours et qui a pu servir lors des séances d'évaluations subséquentes. Par contre, de nos jours, la méthode la plus employée consiste à utiliser un acétate (transparent) comme gabarit. La position des électrodes ainsi que la position de quelques taches de naissance (ce qui va permettre de positionner l'acétate correctement la séance suivante) sont marquées sur le gabarit (Larivière, Gagnon, Gravel, et Arsenault, 2007; Veiersted, 1991).

Dans la plupart des études effectuées sur la fidélité de l'EMG de surface, les chercheurs utilisent des protocoles comprenant des contractions isométriques plutôt que dynamiques. Lors de contractions isométriques, l'allongement ou le raccourcissement des fibres musculaires et le mouvement de la peau par rapport au muscle sont bien contrôlés, ce qui n'est pas le cas en situation dynamique.

2.4.3.1 Mesures isométriques

Le tableau A6, retrouvé à l'annexe A, résume les publications portant sur la fidélité des variables temporelles de l'EMG de surface lors de contractions isométriques au niveau du tronc. Comme le démontre ce tableau, peu de chercheurs se sont penchés sur l'étude des variables temporelles de l'EMG pour les muscles du tronc. De plus, les différentes statistiques utilisées rendent difficile la comparaison des résultats de leurs études.

En utilisant des tests cliniques avec peu ou pas de contrôle et de stabilisation des segments, le groupe de Dankaerts et al. (2004) a comparé la fidélité des FMVs et des contractions sous-maximales pour les muscles agonistes chez des sujets asymptomatiques et lombalgiques. Les résultats obtenus démontrent une fidélité allant de faible à excellente lors d'évaluations effectuées à une semaine d'intervalle (CCIC = 0,19-0,99). Le manque de contrôle de la posture et de stabilisation des segments lors des efforts pourraient expliquer cet énorme intervalle entre les CCICs.

Un seul groupe de chercheurs a étudié la fidélité de l'amplitude EMG lors d'efforts isométrique en rotation du tronc (Ng *et al.*, 2003a). Les résultats démontrent une très bonne fidélité (CCIC = 0,75-0,95) des contractions maximales et des contractions sous-maximales, et cela pour tous les muscles étudiés (grand droit de l'abdomen; obliques internes et externes; grand dorsal; iliocostal lombaire; multifide).

2.4.3.2 Mesures dynamiques

Le tableau A7, retrouvé à l'annexe A, résume les publications portant sur la fidélité des variables temporelles de l'EMG de surface lors de contractions dynamiques au niveau du tronc. Tout comme c'était le cas pour les mesures isométriques, très peu de chercheurs se sont penchés sur l'étude des variables temporelles de l'EMG pour les muscles du tronc. Étant donnée la diversité des traitements effectués sur les données, il est extrêmement difficile de comparer les quelques études entre elles et d'arriver à un consensus sur la fidélité des signaux EMG lors de mesures dynamiques des muscles du tronc.

2.5. RÉSUMÉ ET CONCLUSION

Les TMS sont fréquents et plus particulièrement la lombalgie. Parmi les hypothèses explicatives de la lombalgie non spécifique, une des plus intéressantes repose sur les stratégies alternatives utilisées par le système musculosquelettique pour redistribuer le chargement sur les structures et maintenir la stabilité de la colonne vertébrale. Ces stratégies impliquent forcément les muscles et elles demeurent inconnues même pour les personnes ne souffrant pas de maux de dos (asymptomatiques). L'étude des patrons d'activation musculaire lors d'efforts contrôlés (standardisés) est une avenue prometteuse pour contribuer à élucider les stratégies utilisées par le système musculosquelettique. Lors de l'étude des stratégies du système musculosquelettique, on doit s'assurer de bien contrôler plusieurs facteurs pour espérer obtenir des résultats concluants : (1) les composantes du moment autour des trois axes anatomiques, (2) la normalisation en amplitude du signal EMG via une approche (méthode) rigoureuse et efficace pour obtenir la FMV (3) la rétroaction donnée au sujet pendant l'effort et (4) les statistiques appropriées pour évaluer correctement la fidélité des mesures.

De nombreuses questions demeurent sans réponse :

- (1) Lors d'un effort, peut-on caractériser les stratégies des muscles du tronc en termes d'efficacité mécanique?
- (2) Comment les muscles du tronc s'ajustent-ils au type et à la direction de l'effort?
- (3) Peut-on utiliser la rétroaction pour aider le sujet à effectuer un effort optimal dans une direction (moment autour d'un axe anatomique) donnée?
- (4) Advenant le cas où il serait possible de définir ce qui serait une stratégie « normale » sur la plan musculosquelettique, peut-on penser que la stratégie utilisée par une personne peut être assez malléable pour être ramenée vers cette « normale » le cas échéant?

TROISIÈME CHAPITRE

MÉTHODOLOGIE DE LA RECHERCHE

3.1 PARTICIPANTS

Vingt hommes en bonne santé, âgés entre 18 et 29 ans et ayant un indice de masse corporelle (IMC) inférieur à 28 kg/m^2 , ont été recrutés dans le cadre de ce projet de recherche. Le tableau 3 présente la moyenne et l'écart-type des caractéristiques (âge, taille, poids, IMC) des sujets.

Tableau 1
Les caractéristiques des sujets

	Moyenne	Écart-type
Âge (années)	25	3
Taille (m)	1.80	0.08
Poids (kg)	75	10
IMC (kg/m^2)	23.4	2.5

Les sujets répondant aux critères suivant ont été exclus du projet : expérience de lombalgie dans la dernière année ou s'étendant sur plus d'une semaine, perte d'une journée de travail causée par un mal de dos, consultation d'un professionnel de la santé pour un problème de dos et chirurgie au niveau du bassin ou de la colonne vertébrale. Les sujets gauchers (main pour lancer une balle) ont également été exclus de l'étude pour réduire les variations possibles dues à la latéralité. Pour déterminer s'ils étaient aptes à réaliser des exercices sans complications, les participants recrutés ont rempli le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-APP) qui comprend sept questions concernant la santé générale d'un individu. Ce questionnaire se retrouve à l'annexe B du présent document. Si un sujet répondait positivement à une des questions, il était automatiquement exclu de l'étude. Les sujets retenus ont été informés du protocole expérimental et des risques potentiels reliés à cette étude et ont

signé un formulaire de consentement avant leur participation. Le projet de recherche ainsi que le formulaire de consentement ont été approuvés par le comité d'éthique du centre interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR). Le certificat d'éthique ainsi que le formulaire de consentement du projet se retrouvent aux annexes C et D du présent document.

3.2 TECHNIQUES DE MESURES

3.2.1 Dynamométrie

Le dynamomètre qui a été utilisé dans ce projet consiste en une plate-forme de force triaxiale (Advanced Mechanical Technology Incorporated, Watertown, Massachusetts; modèle MC6-6-1000) montée dans un cadre en acier permettant la stabilisation du bassin, des genoux et des pieds (Larivière, Gagnon, Gravel, Arsenault, Dumas, Goyette, et Loisel, 2001). Le sujet se tenait dans le dynamomètre en position semi-assise, c'est-à-dire avec le tronc droit et les genoux légèrement fléchis, tel que démontré à la figure 7.

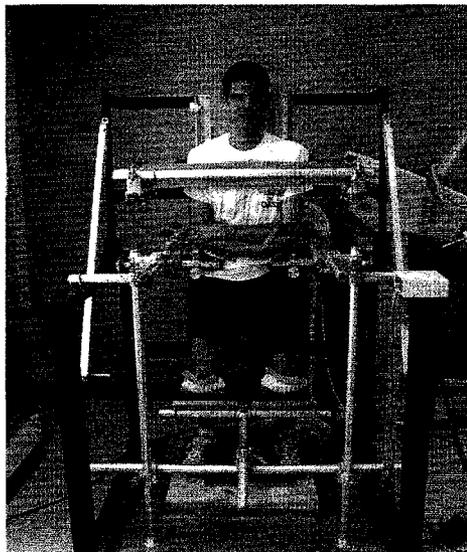
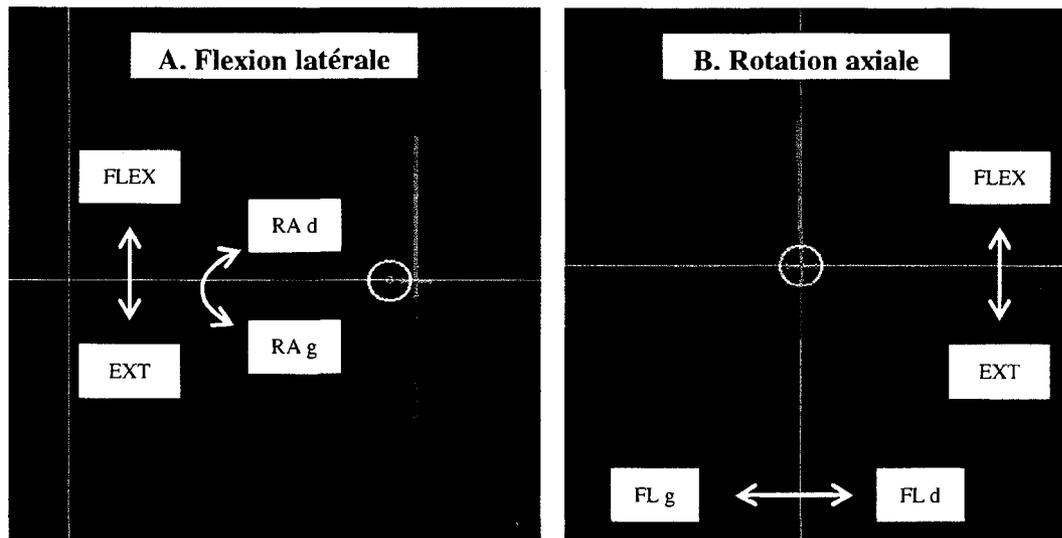


Figure 7 : Montage expérimental

Ce dynamomètre mesure (fréquence d'échantillonnage: 128 Hz) les moments en extension et flexion, en flexion latérale et en rotation axiale au niveau de L5/S1. Durant chacun des efforts, une rétroaction visuelle en temps réel sur les différents moments est donnée sur un moniteur positionné devant le sujet. Deux exemples de ces rétroactions sont illustrés à la figure 8.



(A) La croix turquoise représente le sujet tandis que le cercle jaune représente la cible à suivre lors des efforts en flexion latérale. Les lignes turquoise et rose (prolongement de la croix turquoise) représentent les moments couplés en rotation axiale produits par les sujets. Les flèches blanches représentent les conditions de rétroaction additionnelle qu'il est possible d'ajouter. Si le sujet produit un moment en extension-flexion, la croix turquoise va monter (flexion) ou descendre (extension) par rapport à la cible (le cercle jaune). (B) Les lignes bleue et rouge représentent la cible à suivre lors de la rotation axiale tandis que les lignes turquoise et rose représentent le moment de rotation axiale produit par le sujet. Les flèches blanches représentent les conditions de rétroaction additionnelle qu'il est possible d'ajouter (EXT-FLEX ou FL). Si le sujet produit un moment en extension-flexion, la croix turquoise va monter (flexion) ou descendre (extension) par rapport à la cible (le cercle jaune). Si le sujet produit un moment en flexion latérale, la croix turquoise va bouger vers la droite (flexion latérale droite) ou vers la gauche (flexion latérale gauche).

Figure 8 : Rétroactions visuelles en flexion latérale et rotation axiale

Étant donné que la rétroaction sur les trois composantes de moment peut être utilisée, cette rétroaction doit être la plus intuitive possible afin que le sujet agisse naturellement dans la bonne direction sans trop avoir à se concentrer ou se pratiquer. Cette rétroaction visuelle est représentée par une cible circulaire munie d'une aiguille se déplaçant verticalement pour illustrer les moments de flexion-extension et horizontalement pour illustrer les moments de flexion latérale vers la gauche et vers la droite. Les moments de rotation axiale sont représentés par une rotation de la cible sur elle-même, l'aiguille tournant dans la direction de la rotation.

Le programme informatique utilisé permet à l'expérimentateur de choisir le type de rétroaction visuelle désirée, soit sur le moment de flexion-extension, de flexion latérale, de rotation axiale ou encore sur des combinaisons de ces moments. Pour chaque effort, une rétroaction visuelle sur le moment principal était donnée au sujet pour l'aider à produire graduellement cet effort. La rétroaction visuelle donnée sur les moments autres que les moments principaux variait selon les conditions expérimentales investiguées.

Les moments couplés sont définis comme étant ceux produits dans les deux autres plans d'efforts (autre que celui où l'effort principal est produit). Pour des efforts dans le plan sagittal (extension et flexion), nous aurons un moment couplé en flexion latérale (plan frontal) et un moment couplé en rotation axiale (plan transversal). Pour des efforts dans le plan frontal (flexion latérale), nous aurons un moment couplé en flexion-extension (plan sagittal) et un moment couplé en rotation axiale (plan transversal) tandis que pour des efforts en rotation axiale (plan transversal), nous aurons un moment couplé en flexion-extension (plan sagittal) et un moment couplé en flexion latérale (plan frontal).

Le tableau 2 introduit les abréviations qui seront utilisés pour le reste de cet ouvrage quant aux moments principaux, moments couplés et conditions de

rétroaction additionnelle pour les six directions d'efforts étudiées dans le présent projet.

Tableau 2
Nomenclature pour les moments principaux, moments couplés et conditions de rétroaction additionnelle

Variable	Abréviation
Moment principal	
<i>Extension</i>	MP_E
<i>Flexion</i>	MP_F
<i>Flexion latérale à droite</i>	MP_{FLd}
<i>Flexion latérale à gauche</i>	MP_{FLg}
<i>Rotation axiale à droite</i>	MP_{RAd}
<i>Rotation axiale à gauche</i>	MP_{RAg}
Moment couplé	
<i>Flexion-extension</i>	MC_{FE}
<i>Flexion latérale</i>	MC_{FL}
<i>Rotation axiale</i>	MC_{RA}
Rétroaction additionnelle	
<i>Aucune</i>	R_{AU}
<i>Flexion-extension</i>	R_{FE}
<i>Flexion latérale</i>	R_{FL}
<i>Rotation axiale</i>	R_{RA}
<i>Flexion-extension et flexion latérale</i>	R_{FE+FL}
<i>Flexion-extension et rotation axiale</i>	R_{FE+RA}
<i>Flexion latérale et rotation axiale</i>	R_{FL+RA}

3.2.2 Électromyographie

L'activité EMG a été mesurée avec 14 électrodes de surface (modèle DE-2.3, DelSys Inc., Wellesley, Ma), pré-amplifiées à la source (gain : 1000) et composées de deux barres en argent (10 mm de long, 1 mm de large) espacées de 10 mm. Les signaux correspondants ont été collectés à une fréquence d'échantillonnage de 2048 Hz et enregistrés sur un disque dur d'ordinateur pour analyses futures. Une fois la peau des emplacements des électrodes rasée et nettoyée avec de l'alcool, les positions des électrodes ont été marquées sur la peau et un transparent a été utilisé comme

gabarit dans le but de placer les électrodes aux mêmes endroits lors des évaluations subséquentes. Huit électrodes ont été positionnées sur les muscles dorsaux, soit sur le multifide au niveau de L5 (MU-L5-g et MU-L5-d), sur l'iliocostal lombaire au niveau de L3 (IL-L3-g et IL-L3-d), sur le longissimus au niveau de L1 (LO-L1-g et LO-L1-d) et au niveau de T10 (LO-T10-g et LO-T10-d), selon les recommandations de DeFoa (1989). De plus, six électrodes ont été placées sur les muscles abdominaux, plus précisément sur le grand droit de l'abdomen (GD-g et GD-d), sur les obliques externes (OE-g et OE-d) et sur les obliques internes (OI-g et OI-d), selon les recommandations de McGill (1991). Une électrode de référence (type « snap-on », modèle Medi-Trace, Graphic Controls Canada Limited, Gananoque, Ont., Canada) a été positionnée sur le processus épineux de C7. La figure 9 présente le positionnement des électrodes fixées sur les sujets.

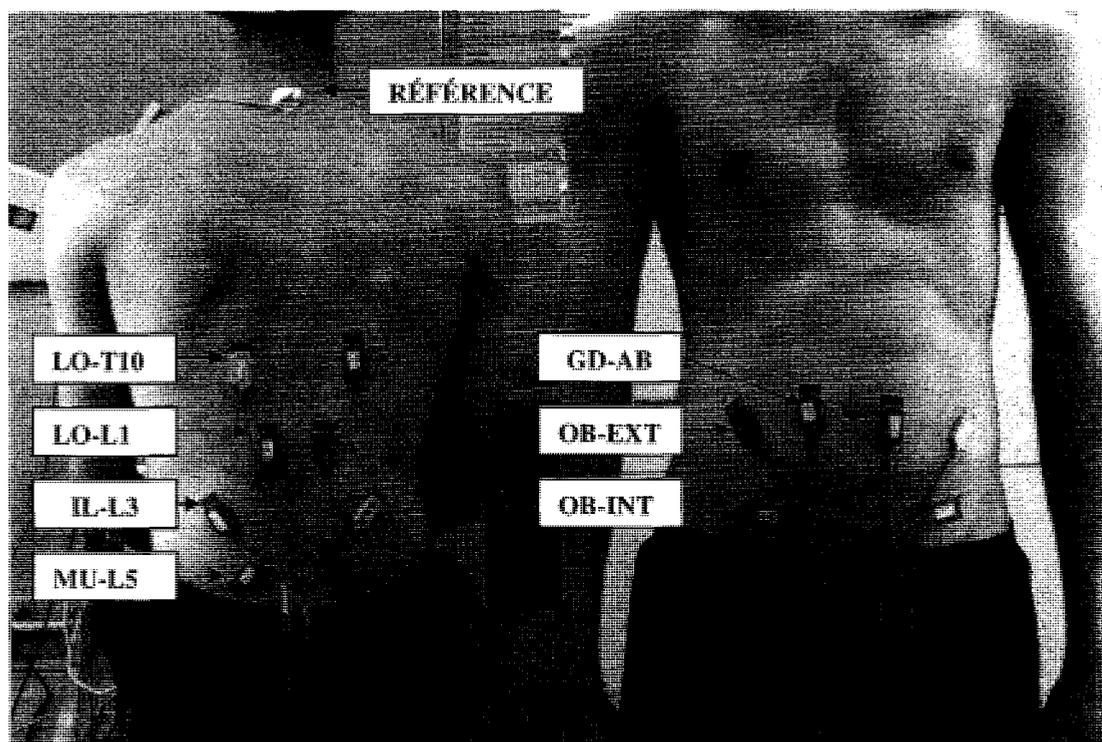


Figure 9 : Position des électrodes

3.3 PROCÉDURES

3.3.1 Préparation du sujet

Tous les sujets se sont présentés au laboratoire à trois reprises afin d'évaluer la fidélité des variables d'intérêt. Les trois séances d'évaluation (variable SÉANCE) ont été réparties sur trois semaines, à raison d'une séance par semaine. Les évaluations devaient être séparées par un laps de temps suffisamment long pour que la fatigue musculaire n'affecte pas les séances suivantes mais assez court pour que l'état du sujet soit stable et n'introduise pas d'effet dans les résultats. Généralement, chacun des sujets s'est présenté au laboratoire le même jour et à la même heure chaque semaine afin de contrôler les fluctuations circadiennes de la force musculaire maximale (Gauthier, Davenne, Martin, et Van Hoecke, 2001).

Une fois le sujet arrivé au laboratoire, l'expérimentateur prenait les mesures anthropométriques requises avant l'installation du sujet dans le dynamomètre et installait les électrodes sur les muscles appropriés. Le sujet était ensuite installé dans le dynamomètre et tous les ajustements effectués sur l'appareil pour adapter celui-ci au gabarit du sujet étaient notés pour les séances subséquentes.

3.3.2 Conditions expérimentales

Quatre séries d'efforts différents, présentés dans le tableau A8 (annexe A), étaient exécutées par le sujet. La première série d'efforts comprenait des contractions maximales isométriques et graduelles autour de l'axe transversal (flexion-extension), sagittal (flexion latérale) et longitudinal (rotation axiale). Les directions ont été balancées entre les sujets en utilisant un carré latin. La méthode de Baratta *et al.* (1998) décrite dans la revue de littérature, a été utilisée pour faire atteindre aux sujets leur FMV dans chaque direction d'effort. L'annexe E présente un schéma illustrant,

étape par étape, cette méthode. Le nombre d'efforts effectués dans chacune des directions, qui variait entre trois et cinq, était déterminé par cette même méthode et deux minutes de repos entre chaque effort étaient allouées aux sujets. La rétroaction visuelle donnée ne concernait que la direction de l'effort principal afin de ne pas interférer (diversion) lors de ces efforts maximaux.

Les séries d'efforts subséquentes comprenaient des efforts sous-maximaux associés à différentes conditions de rétroaction. Les contractions sous-maximales se sont arrêtées à 55 % de la FMV afin d'évaluer l'activation musculaire jusqu'à 50 % de la FMV. En effet, une étude pilote réalisée auprès de deux sujets nous a révélé qu'il devenait de plus en plus difficile de bien suivre la cible au-delà de 60 % de la FMV, notamment lorsque la rétroaction était dans les trois directions.

Une première série d'efforts sous-maximaux comprenait des contractions dans le plan sagittal (extension-flexion). En plus d'une rétroaction sur le moment principal (extension-flexion dans ce cas-ci), quatre conditions de rétroaction additionnelle étaient données au sujet : R_{AU} , R_{FL} , R_{RA} et R_{FL+RA} . Une deuxième série d'efforts sous-maximaux comprenait des contractions dans le plan frontal (flexion latérale). Une rétroaction sur le moment principal (flexion latérale dans ce cas-ci) ainsi que quatre conditions de rétroaction additionnelles étaient données au sujet : R_{AU} , R_{FE} , R_{RA} et R_{FE+RA} . Une troisième série d'efforts sous-maximaux comprenait des contractions dans le plan transversal (rotation axiale). Tout comme les deux séries mentionnées précédemment, une rétroaction sur le moment principal (rotation axiale dans ce cas-ci) en plus de quatre conditions de rétroaction additionnelle étaient données au sujet : R_{AU} , R_{FE} , R_{FL} et R_{FE+FL} .

Comme pour les FMVs (1^e série d'efforts), l'ordre d'exécution des séries d'efforts sous-maximaux ainsi que l'ordre d'administration des différentes conditions de rétroaction à l'intérieur des séries ont été balancées à travers les sujets (deux carrés latins). En fait, les six directions ont été divisées en trois plans d'efforts (sagittal,

frontal et transversal) et ces derniers ont été balancés. Pour chacun des enregistrements, deux contractions étaient faites une à la suite de l'autre. Par exemple, une première contraction était exécutée en flexion latérale droite suivi immédiatement par une contraction en flexion latérale gauche. Cinq essais par condition de rétroaction différente, pour un total de 20 essais par série (séries deux, trois et quatre seulement) ont été exécutés par chaque sujet, avec un repos d'une minute entre chacun des essais. De plus, entre chacune des séries, un repos de dix minutes a été alloué. Les périodes de repos entre les séries (10 minutes) ont été accordées aux sujets pour réduire le risque de douleur provoquée par les appuis au niveau du bassin (épine iliaque antéro-supérieure) et minimiser l'accumulation de fatigue musculaire et/ou psychologique (effet sur la motivation). Lors de ces périodes de repos, les attaches utilisées pour stabiliser les sujets ont été desserrées, ce qui leur donnait donc la possibilité de se relever debout et d'étirer leurs jambes. Par contre, ils devaient rester dans le cadre du dynamomètre. Les procédures de positionnement et de repositionnement dans le dynamomètre ont été extrêmement bien contrôlées pour que tous les efforts soient effectués sous des conditions et ajustements semblables.

Finalement, à la toute fin de chacune des séances d'évaluation, une contraction maximale en extension du tronc a été produite par chaque sujet. Ceci a été fait dans le but de vérifier si de la fatigue musculaire s'était accumulée au long du protocole. Cette contraction maximale sera comparée à la plus élevée des contractions maximales en extension effectuées au début de la séance.

3.3.3 Directives

Pour chacun des tests maximaux (première série d'efforts), les instructions données aux sujets étaient de suivre la cible, dans un mouvement graduel et fluide, sans soubresauts et de donner un effort maximal à chacun des essais, dans le but de suivre la cible (rétroaction) sur l'écran jusqu'au bout de son parcours. Les évaluateurs encourageaient verbalement les sujets à donner son maximum pour chacun des essais.

Les instructions ainsi que les encouragements verbaux donnés ont été standardisés pour tous les sujets. Pour ce qui est des rampes sous-maximales, les instructions données aux sujets étaient de suivre la cible, de façon graduelle et fluide, qui était fixé à 55% de la FMV.

3.4. TRAITEMENT DES DONNÉES

Toutes les fenêtres temporelles utilisées pour extraire des valeurs moyennes à un degré donné de la FMV étaient d'une durée de 250 ms et centrées (125 ms avant et 125 ms après).

3.4.1 Dynamométrie

3.4.1.1 Force maximale volontaire

Pour toutes les FMVs, les MP_E , MP_F , MP_{FLd} , MP_{FLg} , MP_{RAAd} , MP_{RAg} au niveau de L5/S1 ont été calculés. Pour chacune des séances d'évaluation, un seul maximum par direction d'effort a été retenu comme FMV (valeur la plus élevée). Les moments couplés maximaux associés à chaque effort principal ont aussi été retenus.

3.4.1.2 Efforts graduels sous-maximaux

Les moments couplés survenant à certains pourcentages (10%, 20 %, 30%, 40% et 50 %) de la FMV dans la direction principale de l'effort ont été calculés pour vérifier si les compensations musculaires augmentaient significativement en fonction du niveau de force atteint. Étant donné que les composantes de moments hors de la direction principale de l'effort peuvent avoir des valeurs positives (ex. : rotation axiale gauche) ou négatives (ex. : rotation axiale droite), elles ont toutes été transformées en valeurs positives (valeurs absolues) afin d'éviter qu'il se produise un effet d'annulation intra-sujet et entre les sujets.

3.4.2 Électromyographie

Les signaux EMG bruts ont d'abord été nettoyés pour enlever différents types d'artéfacts : (1) filtre passe-bande 20-450 Hz, et (2) filtre de type notch à 60 Hz (et harmoniques jusqu'à 420 Hz). Les signaux ont par la suite été rectifiés et l'enveloppe linéaire pour chacun d'eux a été faite avec un filtre IIR Butterworth passe-bas d'ordre 2 ayant une fréquence de coupure de 2 Hz. Pour l'ensemble des FMVs retenues, l'amplitude EMG en RMS (root mean square) a été calculée à partir de l'enveloppe linéaire. Les valeurs maximales obtenues pour chacun des muscles, et ceci à travers toutes les FMVs dans toutes les directions, ont servi à normaliser en amplitude les signaux EMG des contractions sous-maximales. Pour tous les efforts sous-maximaux graduels, l'amplitude EMG en RMS a été calculée à partir de l'enveloppe linéaire pour différents pourcentages de la FMV (10 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 %). Par exemple, à 10% de la FMV du moment principal, la valeur EMG correspondante était identifiée sur une fenêtre de 250 ms et centrée (125 ms avant et 125 ms après). Ces fenêtres d'analyse ont été reculées de 130 ms afin de tenir compte du délai électromécanique généralement reconnu pour les muscles dorsaux (van Dieen, Thissen, van de Ven, et Toussaint, 1991). Tous ces traitements de données ont été effectués avec le logiciel Matlab[®] (The Mathworks, Natick, Massachusetts).

3.5 STATISTIQUES

Parce que tous les résultats obtenus lors de cette étude n'étaient pas distribués normalement, une fonction maison créée dans le logiciel Matlab[®] (The Mathworks, Natick, Massachusetts) a été utilisée pour transformer les données et ainsi rendre leur distribution normale. Les différentes transformations utilisées sont : log, cos, tan, carré. Tous les tableaux et toutes les figures de ce document illustrent les valeurs non-transformées, mais les ANOVAs ont été effectuées en utilisant les données transformées. Comme il s'agit de mesures auxquelles tous les sujets ont été soumis, toutes les ANOVAs sont à mesures répétées sur tous les facteurs. De plus, pour

chaque effet principal significatif ($\alpha = 0.05$), un test post hoc de Tukey a été employé pour localiser les différences significatives.

Les différentes analyses présentées plus bas serviront à accepter ou à rejeter les six hypothèses statistiques énumérées au chapitre d'introduction du présent ouvrage.

3.5.1 Analyses des FMVs

Une ANOVA a été utilisée pour déterminer l'effet de la variable indépendante (SESSION : 3 niveaux) sur les variables dépendantes (moments de force maximaux à L5/S1, EMG maximal des muscles agonistes pour chacune des six directions). Le tableau XX, retrouvé en annexe, présente les muscles agonistes en fonction de chaque type d'effort principal. Chaque muscle a été étudié en fonction de son rôle d'agoniste pour un effort principal donné. De plus, une seconde ANOVA à mesures répétées a été utilisée pour vérifier l'existence de différences statistiques entre les directions d'efforts en ce qui a trait à l'EMG maximal de chacun des muscles. Cette analyse a été effectuée dans le but de déterminer la direction d'effort où l'EMG maximal a été obtenu pour chacun des muscles.

3.5.2 Analyses des efforts graduels sous-maximaux

Des ANOVAs à deux voies (RÉTROACTION \times INTENSITÉ) ont servi à déterminer l'effet des variables indépendantes RÉTROACTION (axe primaire seulement, axe primaire et axe secondaire 1, axe primaire et axe secondaire 2, trois axes simultanés) et INTENSITÉ (10 % FMV, 20 % FMV, 30 % FMV, 40 % FMV, 50 % FMV) sur les variables dépendantes (EMG de chaque muscle en valeur RMS, moments de force couplés à L5/S1). Les données de la dernière session ont été employées pour s'assurer que les sujets aient atteint un bon degré de familiarité avec les procédures et les efforts à réaliser.

Pour déterminer s'il y a eu un apprentissage à l'intérieur d'une session de mesure et aussi entre des sessions de mesures en ce qui a trait au contrôle des efforts couplés, des ANOVAs à trois voies (INTENSITÉ × ESSAI × SESSION) ont servi à déterminer l'effet des variables indépendantes INTENSITÉ (20% FMV et 50% FMV), ESSAI (5 niveaux) et SESSION (3 niveaux) sur les variables dépendantes (EMG de chaque muscles en valeur RMS, moments de force couplés à L5/S1). Seulement deux niveaux d'intensité (20 % et 50 % de la FMV) ont été utilisés pour faciliter les interprétations.

De plus, en ce qui concerne les valeurs EMG normalisées obtenue lors des efforts sous-maximaux, des ANOVAs à deux voies (ESSAI × SESSION) ont été effectuées pour chacune des deux intensités (20 % et 50 %), des quatre conditions de rétroactions et des six directions d'efforts. Ces analyses ont également servi à vérifier la présence d'apprentissage à l'intérieur et entre les sessions.

3.5.3 Analyses de fidélité

Des analyses de fidélité ont été réalisées sur les variables d'intérêt des FMVs, soit (1) les variables de FMV (moment principal) dans chaque direction d'effort ainsi que sur l'amplitude de l'EMG maximal obtenu pour chaque muscle (2) sur les variables d'amplitude de l'EMG (RMS) normalisé par rapport à l'EMG maximal obtenues lors des efforts sous-maximaux (50% de la FMV). Dans chaque analyse de fidélité, le coefficient de corrélation intraclasse (CCIC) et l'erreur standard de mesure (ESM) ont été obtenus. L'appréciation des CCICs suggérée par Fleiss (1986) a été utilisée : CCIC < 0,40 (pauvre), 0,40 < CCIC < 0,75 (modéré), CCIC > 0,75 (excellent).

3.5.3.1 Force maximale volontaire

Pour les valeurs obtenues lors des FMVs, les CCIC et les ESM ont été obtenus en utilisant les composantes de variance calculées à partir des valeurs des carrés moyens d'une ANOVA (1 voie avec mesures répétées sur les trois sessions de mesure) 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 est exprimée en pourcentage de la moyenne des mesures (à travers les jours). C'est un indice similaire au coefficient de variation (ratio de l'écart-type sur la moyenne), souvent rapporté pour ce type d'analyse, mais il est plus raffiné.

3.5.3.2 Efforts sous-maximaux

L'analyse de la fidélité, basée sur la théorie générale de la fidélité (generalizability theory, Shavelson and Webb, 1991), a permis non-seulement d'identifier les sources de variabilités (variances inter-sujets, inter-essais, inter-jours, interactions doubles et triples), mais aussi d'estimer le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des variables EMG fidèles. La théorie générale de la fidélité consiste en deux parties: la première est l'étude-G qui estime les composantes de variance jugées importantes pour la mesure d'intérêt. Dans le cas présent, il s'agit des composantes de variances dues aux sujets, aux essais et aux jours ainsi que leurs interactions à partir des résultats du design expérimental (mesures répétées sur trois jours). L'étude-G sera essentiellement une ANOVA à deux voies avec mesures répétées sur les facteurs ESSAIS (5 rampes) et JOUR (3 sessions de mesure). Les composantes de variance sont alors calculées à partir des valeurs de moindres carrés de l'ANOVA [Sujet (σ_S^2)],

Essai (σ_E^2), Jour (σ_J^2), Sujet \times Essai (σ_{SE}^2), Sujet \times Jour (σ_{SJ}^2), Essai \times Jour (σ_{EJ}^2), Sujet \times Essai \times Jour (σ_{SEJ}^2)). La deuxième partie de la théorie générale de la fidélité est l'étude-D permettant de donner une estimation de la fidélité pour divers devis de recherche (stratégies de mesures) autres que l'étude-G. Les sources de variances sont utilisées pour calculer le coefficient de dépendabilité (Φ) et l'erreur standard de mesure (ESM), selon les équations suivantes :

$$\Phi = \frac{\sigma_S^2}{\sigma_S^2 + ESM}$$

et

$$ESM = \sqrt{\frac{\sigma_J^2}{n_J} + \frac{\sigma_E^2}{n_E} + \frac{\sigma_{SJ}^2}{n_J} + \frac{\sigma_{SE}^2}{n_E} + \frac{\sigma_{JE}^2}{n_J n_E} + \frac{\sigma_{SJE}^2}{n_J n_E}}$$

où n_E et n_J sont, respectivement, le nombre d'essais et de jours considérés lorsque des études-D sont planifiées. Il est facilement observable à partir des deux équations de ci-haut qu'une augmentation de n_E et n_J permet d'augmenter la fidélité (augmentation de Φ et diminution de ESM). Grâce à l'étude D, il est possible de quantifier la fidélité correspondant à la moyenne de trois essais ($n_E = 3$) dans une même session de mesure ($n_J = 1$), ce qui représente bien ce qui pourrait être fait en pratique car bien entendu, réaliser des mesures sur plusieurs jours n'est pas pratique d'un point de vue clinique.

Le coefficient de dépendabilité (Φ) correspond à la proportion de variance expliquée par le facteur Sujet et donne les mêmes résultats que le CCIC communément utilisé pour quantifier la fidélité (Shrout and Fleiss, 1979; CCIC de type 2,1) alors le terme CCIC sera utilisé ici. L'ESM sera exprimée en pourcentage de la moyenne des mesures (à travers les essais et jours). Le CCIC et l'ESM donnent des informations complémentaires. Le CCIC donne une idée de la capacité de la mesure à différencier (ordonner) les sujets et a donc une valeur diagnostique qui est

importante lorsque l'on compare des individus. L'ESM, qui estime la variabilité de la mesure, indique la capacité à détecter un changement dans le temps (sensibilité au changement) et a donc une importance lorsque des mesures répétées sont réalisées, comme c'est le cas pour évaluer les effets de la réadaptation.

Afin d'évaluer si l'ajout de conditions de rétroaction additionnelle avait un effet sur la fidélité des variables, les CCICs et ESMs ont été comparés. Une ANOVA à une voie (RETROACTION : 4 niveaux) a été exécutée en utilisant les valeurs correspondants aux CCIC et ESM de 14 muscles et deux intensités (20 % et 50 %), pour un total de 28 valeurs par niveau. Les CCIC utilisés dans cette analyse ont subi la transformation Z de Fisher pour obtenir des scores distribués normalement, ce qui n'était pas nécessaire pour les ESMs.

QUATRIÈME CHAPITRE

RÉSULTATS

4.1 FATIGUE

La figure 10 présente les résultats de l'ANOVA à mesures répétées comparant les extensions maximales effectuées au début de chaque collecte de données à celles effectuées à la toute fin du protocole expérimental et ce, pour les trois sessions de mesures.

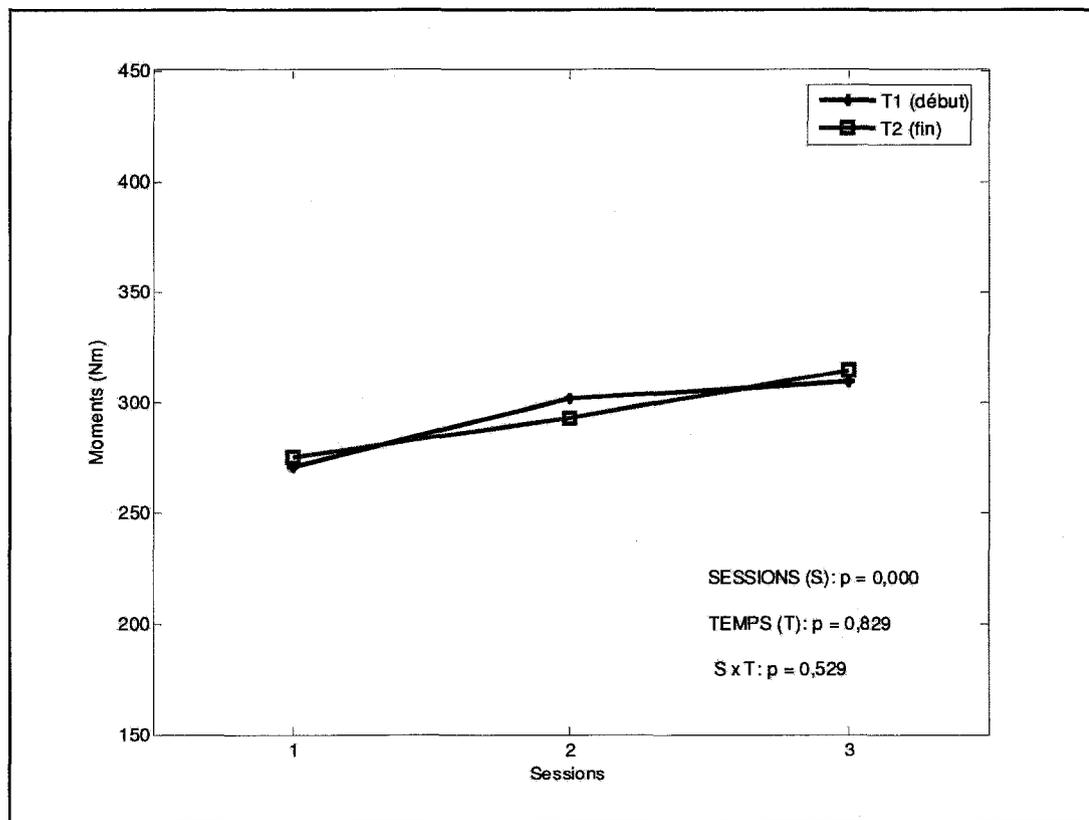


Figure 10 : La première (T1) et dernière (T2) extension maximale lors de chacune des sessions de collecte de données.

L'absence de différence significative ($p = 0,829$) sur le facteur TEMPS signifie que les sujets n'ont démontré aucun signe de fatigue musculaire entre le début et la fin de chacune des séances d'évaluation, ce qui exclu la fatigue musculaire comme variable confondante dans les résultats obtenus dans la présente étude. Cependant, le facteur SESSION est significatif, indiquant que le moment en extension change entre les sessions. La figure 10 permet d'observer que la valeur du moment progresse. Ce phénomène sera approfondi dans la section suivante.

4.2 FORCE MAXIMALE VOLONTAIRE

Le tableau 3 illustre les moyennes ainsi que les écarts-types des moments maximaux produits pour chacune des directions d'efforts, en plus des résultats des ANOVAs (valeurs p) à mesures répétées portant sur l'effet SESSION et les analyses de fidélité.

Pour toutes les directions d'effort, excepté pour MP_{RAg} , les sujets démontrent un apprentissage au niveau de la production de la FMV. De plus, une excellente fidélité ($CCIC > 0,75$) est obtenue pour les MP_{FLd} , MP_{RAd} , MP_{RAg} , tandis qu'une fidélité modérée ($0,40 < CCIC < 0,75$) est obtenue pour les MP_E , MP_F et MP_{FLg} .

Le tableau 4 présente les moyennes et écart-types (en Nm et en % de la FMV propre à chacune des directions) des moments couplés pour les six directions d'effort. Les moments couplés pour les efforts principaux effectués dans le plan sagittal (MP_E et MP_F) sont tous en-dessous de 25 % (8-14 % pour les MC_{FL} et 12-24 % pour les MC_{RA}) de la FMV tandis que ceux effectués dans les plans frontal (MP_{FLd} et MP_{FLg}) (22-35 % pour MC_{FE} ; 22-29 % pour MC_{FLd}) et transversal (MP_{RAd} et MP_{RAg}) (23-43 % pour MC_{FE} et 26-33 % pour MC_{FL}) sont généralement au-dessus de 25 %.

Tableau 3

Les moyennes, les écarts-types et les résultats des ANOVAs et des analyses de fidélité pour la FMV dans les six directions d'efforts

Moments	Sessions	Moyenne (Nm)	É-T (Nm)	ANOVA	CCIC	ESM (%)	Tests Post-Hoc
MP _E	1	270	70				
	2	302	75	0,002	0,61	3	J1 < J2, J3
	3	309	65				
MP _F	1	186	34				
	2	198	37	0,005	0,70	20	J1 < J3
	3	205	38				
MP _{FLd}	1	199	32				
	2	204	43	0,016	0,78	2	J1 < J3
	3	217	47				
MP _{FLg}	1	190	40				
	2	200	39	0,000	0,64	12	J1, J2 < J3
	3	219	37				
MP _{RAd}	1	132	31				
	2	138	28	0,026	0,88	7	J1 < J3
	3	140	25				
MP _{RAg}	1	131	31				
	2	136	32	0,177	0,80	10	
	3	138	25				

É-T: écart-type; CCIC: coefficient de corrélation intra-classe; ESM: erreur standard de mesure. Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Tableau 4
 Les moyennes et les écarts-types des moments couplés lors de la FMV pour les six directions d'effort

Moments Principaux	Moments Couplés	Sessions	Moyenne (Nm)	É-T (Nm)	Moyenne (%)	É-T (%)
MP _E	MC _{FL}	1	25	16	13	8
		2	29	15	14	7
		3	28	12	13	5
	MC _{RA}	1	32	21	24	16
		2	29	17	21	13
		3	28	19	20	14
MP _F	MC _{FL}	1	16	11	9	6
		2	23	11	11	5
		3	18	8	8	4
	MC _{RA}	1	15	12	12	9
		2	18	8	13	6
		3	17	8	12	6
MP _{FLd}	MC _{FE}	1	68	27	25	10
		2	69	32	23	11
		3	67	24	22	8
	MC _{RA}	1	37	16	28	12
		2	40	21	29	16
		3	36	17	26	12
MP _{FLg}	MC _{FE}	1	66	32	35	17
		2	69	34	35	17
		3	68	36	33	17
	MC _{RA}	1	35	12	27	9
		2	30	11	22	8
		3	35	15	26	11
MP _{RAd}	MC _{FE}	1	74	32	27	24
		2	74	35	25	23
		3	70	33	23	22
	MC _{FL}	1	59	22	30	11
		2	54	17	27	8
		3	56	20	26	9
MP _{RAg}	MC _{FE}	1	80	51	43	40
		2	75	33	38	38
		3	69	34	34	34
	MC _{FL}	1	63	23	33	12
		2	59	23	30	12
		3	64	26	29	12

É-T: écart-type

% : En % de la FMV propre à chacune des directions du moment couplé

Les tableaux 5, 6 et 7 illustrent les résultats des ANOVAs à mesures répétées entre les trois sessions de mesure pour les valeurs d'amplitude EMG (RMS) des muscles agonistes lors des efforts maximaux pour chacun des plans d'effort.

Tableau 5
Les résultats des ANOVAs et des études de fidélité pour l'EMG (RMS) des muscles agonistes lors d'efforts maximaux dans le **plan sagittal**

Muscles agonistes	ANOVA	Tests Post-Hoc (session)	CCIC	ESM (%)
Efforts en extension				
<i>MU-L5 g</i>	0,010	S1 < S3	0,90	6,5
<i>MU-L5 d</i>	0,002	S1 < S2 et S3	0,86	8,0
<i>IL-L3 g</i>	0,453		0,91	11,8
<i>IL-L3 d</i>	0,089		0,91	6,2
<i>LO-L1 g</i>	0,313		0,84	18,2
<i>LO-L1 d</i>	0,272		0,92	7,3
<i>LO-T10 g</i>	0,083		0,73	6,8
<i>LO-T10 d</i>	0,165		0,68	6,9
Efforts en flexion				
<i>GD-AB g</i>	0,069		0,64	10,9
<i>GD-AB d</i>	0,332		0,94	4,6
<i>OB-EXT g</i>	0,018	S1 < S3	0,90	5,7
<i>OB-EXT d</i>	0,742		0,90	6,2
<i>OB-INT g</i>	0,517		0,79	12,9
<i>OB-INT d</i>	0,869		0,81	6,6

CCIC: coefficient de corrélation intra-classe; ESM: erreur standard de mesure.
Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Tableau 6
Les résultats des ANOVAs et des études de fidélité pour l'EMG (RMS) des muscles agonistes lors d'efforts maximaux dans le **plan transverse**

Muscles agonistes	ANOVA	Tests Post-Hoc (session)	CCIC	ESM (%)
Efforts en RAd				
<i>OB-EXT g</i>	0,208		0,94	5,0
<i>OB-INT d</i>	0,465		0,70	10,2
Efforts en RAg				
<i>OB-EXT d</i>	0,902		0,93	5,3
<i>OB-INT g</i>	0,773		0,65	9,8

CCIC: coefficient de corrélation intra-classe; ESM: erreur standard de mesure.

Tableau 7
Les résultats des ANOVAs et des études de fidélité pour l'EMG (RMS) des muscles agonistes lors d'efforts maximaux dans le **plan frontal**

Muscles agonistes	ANOVA	Tests Post-Hoc (session)	CCIC	ESM (%)
Efforts FLd				
<i>MU-L5 d</i>	0,258		0,60	11,1
<i>IL-L3 d</i>	0,254		0,08	15,4
<i>LO-L1 d</i>	0,066		0,50	24,5
<i>LO-T10 d</i>	0,195		0,29	13,2
<i>GD-AB d</i>	0,020	S1 < S3	0,73	12,7
<i>OB-EXT d</i>	0,946		0,77	8,9
<i>OB-INT d</i>	0,840		0,66	9,4
Efforts en FLg				
<i>MU-L5 g</i>	0,078		0,57	15,8
<i>IL-L3 g</i>	0,358		0,65	19,1
<i>LO-L1 g</i>	0,668		0,68	13,2
<i>LO-T10 g</i>	0,500		0,57	12,7
<i>GG-AB g</i>	0,253		0,77	10,8
<i>OB-EXT g</i>	0,004	S1 < S3	0,83	7,4
<i>OB-INT g</i>	0,255		0,57	18,8

CCIC: coefficient de corrélation intra-classe; ESM: erreur standard de mesure.
Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Une augmentation significative de l'activité EMG (RMS) des muscles agonistes entre les sessions n'est présente que pour quelques muscles (*MU-L5 g* et *MU-L5 d* pour MP_E ; *OB-EXT g* pour MP_F ; *GD-AB d* pour MP_{FLd} ; *OB-EXT g* pour MP_{FLg}). Les effets variaient entre 15 % et 31 % par rapport aux valeurs de la session 1.

Les résultats de l'étude de fidélité indiquent que les valeurs EMG (RMS) maximales des muscles agonistes lors d'efforts au niveau du tronc dans les plans sagittal, frontal et transverse ont une fidélité pouvant être qualifiée de moyenne à excellente (CCIC > 0,50). En général, la fidélité est plus élevée pour les efforts dans le plan sagittal. On note aussi une excellente fidélité pour les *OB-EXT* (CCIC > 0,90; ESM < 5 %) en rotation axiale.

Le tableau 8 présente les directions d'efforts où l'EMG maximal a été obtenu pour chacun des muscles. En effet, pour tous les muscles du tronc, l'activité EMG (RMS) a été affectée par la direction de l'effort ($p < 0,000$). Pour tous les muscles sauf LO-T10 d, OB-EXT g et OB-INT d, la seule direction d'effort qui a produit l'EMG maximal est significativement différente des cinq autres directions ($p < 0,000$).

Tableau 8
Les moments principaux où l'EMG maximal a été obtenu pour chaque muscle

Muscle	Direction d'effort
<i>MU-L5 g</i>	MP _E
<i>MU-L5 d</i>	MP _E
<i>IL-L3 g</i>	MP _E
<i>IL-L3 d</i>	MP _{FLd}
<i>LO-L1 g</i>	MP _E
<i>LO-L1 d</i>	MP _E
<i>LO-T10 g</i>	MP _{RAg}
<i>LO-T10 d</i>	MP _E , MP _{FLd} , MP _{FLg}
<i>GD-AB g</i>	MP _F
<i>GD-AB d</i>	MP _F
<i>OB-EXT g</i>	MP _F , MP _{RAAd}
<i>OB-EXT d</i>	MP _{RAg}
<i>OB-INT g</i>	MP _F
<i>OB-INT d</i>	MP _{FLg} , MP _{RAAd}

4.3. EFFORTS SOUS-MAXIMAUX

4.3.1 Effet de la rétroaction et de l'intensité de contraction sur les moments couplés

Les analyses qui suivent ont été effectuées avec les données de la session 3 seulement. Le tableau 9 présente l'effet des conditions de rétroaction additionnelle et de l'intensité de l'effort sur les moments couplés pour les six directions d'effort. Ces résultats sont aussi illustrés dans les figures 11 à 13.

Tableau 9
L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les moments couplés, pour les six directions d'efforts

Moment principal	Moment couplé	Résultats ANOVA (valeur p)				Tests post-hoc (rétroaction)
		Rétroaction additionnelle	Intensité	Interaction		
MP _E	MC _{FL}	0,000	0,000	0,959	R _{AU} , R _{RA} > R _{FL} , R _{FL+RA}	
	MC _{RA}	0,000	0,000	0,295	R _{AU} , R _{FL} > R _{RA} , R _{FL+RA}	
MP _F	MC _{FL}	0,000	0,000	0,660	R _{AU} , R _{RA} > R _{FL} , R _{FL+RA}	
	MC _{RA}	0,000	0,000	0,000	R _{AU} , R _{FL} > R _{RA} , R _{FL+RA}	
MP _{FLd}	MC _{FE}	0,000	0,000	0,000	R _{AU} , R _{RA} > R _{FE} , R _{FE+RA}	
	MC _{RA}	0,000	0,000	0,801	R _{AU} , R _{FE} > R _{RA} , R _{RA+FE}	
MP _{FLg}	MC _{FE}	0,000	0,000	0,010	R _{AU} , R _{RA} > R _{FE} , R _{FE+RA}	
	MC _{RA}	0,000	0,000	0,087	R _{AU} , R _{FE} > R _{RA} , R _{RA+FE}	
MP _{RAd}	MC _{FE}	0,000	0,000	0,061	R _{AU} , R _{FL} > R _{FE} , R _{FE+FL}	
	MC _{FL}	0,000	0,000	0,000	R _{AU} , R _{FE} > R _{FL} , R _{FE+FL}	
MP _{RAg}	MC _{FE}	0,000	0,000	0,002	R _{AU} , R _{FL} > R _{FE} , R _{FE+FL}	
	MC _{FL}	0,000	0,000	0,000	R _{AU} , R _{FE} > R _{FL} , R _{FE+FL}	

Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

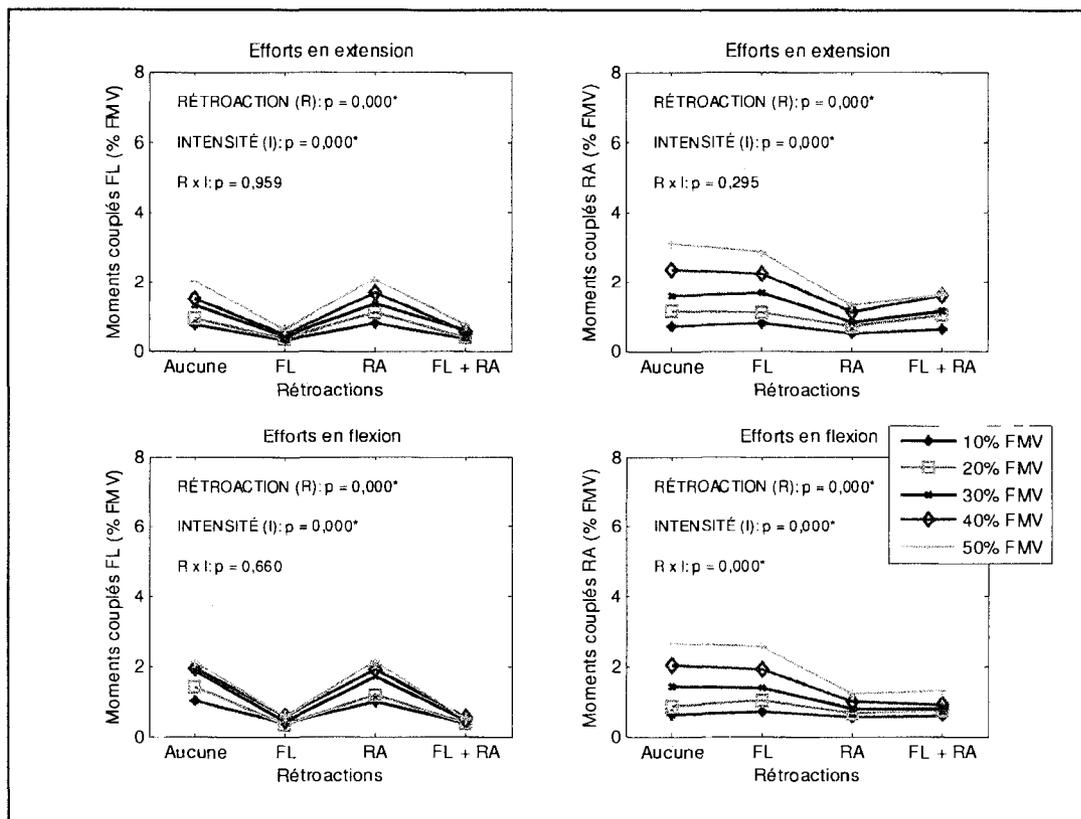


Figure 11: Les moments couplés lors d'efforts principaux dans le plan sagittal (FE)
 FL: flexion latérale; RA: rotation axiale. * $p < 0,05$.

Les moments couplés produits lors des efforts principaux dans tous les plans anatomiques sont affectés de façon significative ($p = 0,000$) par l'ajout de rétroaction additionnelle, et ce, peu importe la direction de l'effort principal. Ces résultats démontrent, dans tous les cas, que l'ajout de conditions de rétroaction additionnelle diminue les moments couplés et que ces effets sont spécifiques au type de rétroaction procurée aux sujets.

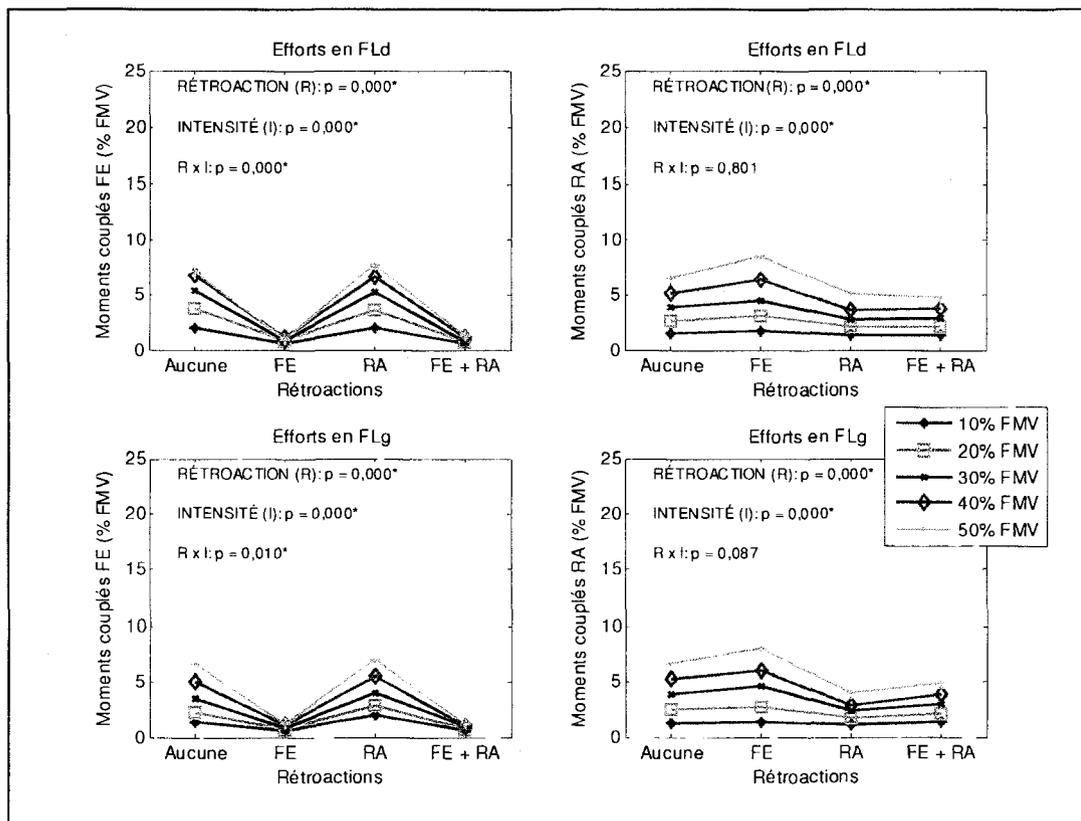


Figure 12 : Les moments couplés lors d'efforts principaux dans le plan frontal (FL)
 FLd: flexion latérale droite; FLg: flexion latérale gauche; FE: flexion-extension; RA: rotation axiale. * $p < 0,05$.

Ainsi, pour les efforts principaux en flexion latérale et en rotation axiale, les MC_{FE} sont particulièrement affectés par l'ajout d'une rétroaction R_{FE} , R_{FE+FL} et R_{FE+RA} . Les MC_{RA} sont particulièrement affectés par l'ajout d'une rétroaction R_{RA} , R_{FL+RA} et R_{FE+RA} tandis que les MC_{FL} le sont par l'ajout d'une rétroaction en R_{FL} , R_{FL+RA} , et R_{FL+FE} .

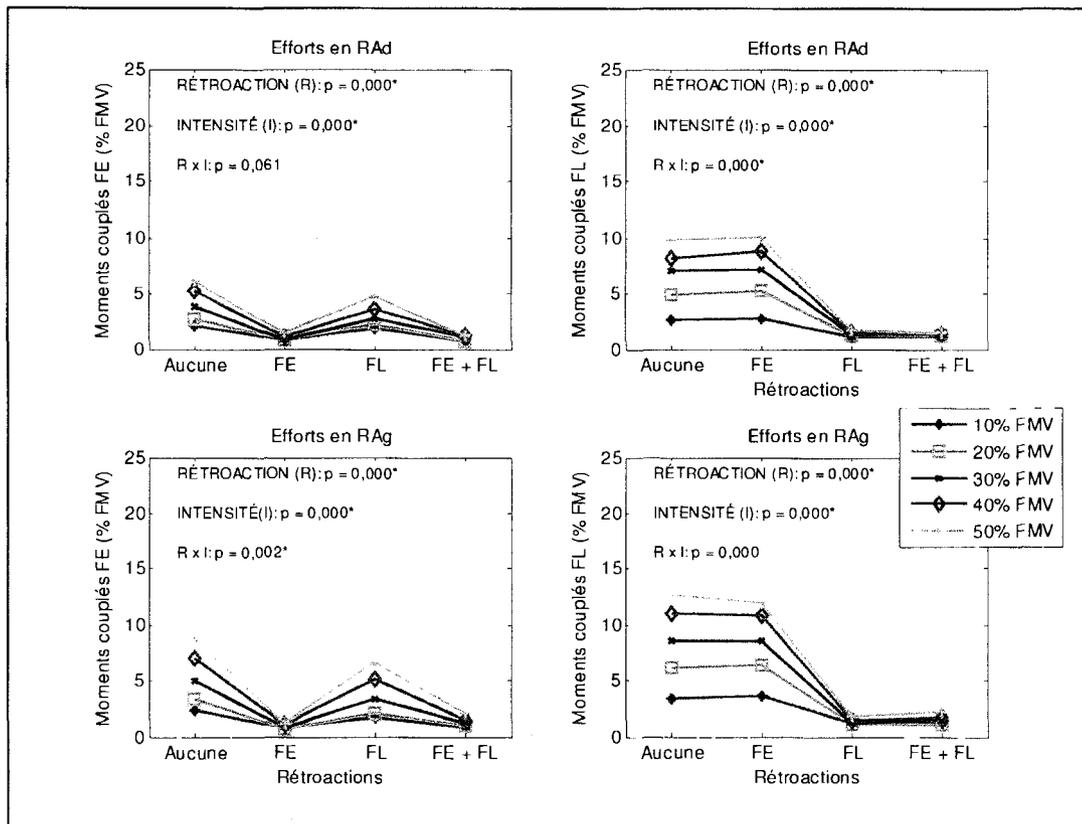


Figure 13 : Les moments couplés lors d'efforts principaux dans le plan transverse (RA). RAd: rotation axiale droite; RAg: rotation axiale gauche; FE: flexion-extension; FL: flexion latérale. * $p < 0,05$.

Le tableau 10 présente les valeurs des moments couplés à 50% de la FMV pour les deux conditions extrêmes de rétroaction additionnelle: aucune et toutes rétroactions combinées. Une différence dans l'importance des moments couplés peut être observée pour les différentes directions. Effectivement, les moments couplés les plus importants se retrouvent au niveau des MP_{RAd} et MP_{RAg} (MC_{FL} et $MC_{FE} > 19Nm$) ainsi que des MP_{FLd} et MP_{FLg} ($MC_{FE} > 20Nm$), lorsqu'aucune rétroaction additionnelle est ajoutée. De plus, l'ajout d'une rétroaction complète diminue les moments couplés les plus élevés de 5 à 10 %. Aussi, ces moments couplés sont également affectés par l'intensité de l'effort principal même si ces intensités sont relativement faibles. En fait, les moments couplés augmentent en fonction de l'intensité de contraction.

Tableau 10
Les moments couplés (Nm et %) à 50 % de la FMV pour les 6 directions d'effort

Moment principal	Type de moment couplé	Rétroaction	Moments couplés (Nm)	Moments Couplés (%)
MP _E	MC _{FL}	R _{AU}	5	2
		R _{FL+RA}	2	1
	MC _{RA}	R _{AU}	5	3
		R _{FL+RA}	2	2
MP _F	MC _{FL}	R _{AU}	5	2
		R _{FL+RA}	1	1
	MC _{RA}	R _{AU}	4	3
		R _{FL+RA}	2	1
MP _{FLd}	MC _{FE}	R _{AU}	22	7
		R _{FE+RA}	4	1
	MC _{RA}	R _{AU}	10	7
		R _{FE+RA}	7	5
MP _{FLg}	MC _{FE}	R _{AU}	10	7
		R _{FE+RA}	4	1
	MC _{RA}	R _{AU}	10	7
		R _{FE+RA}	7	5
MP _{RAd}	MC _{FE}	R _{AU}	19	6
		R _{FE+FL}	4	1
	MC _{FL}	R _{AU}	21	10
		R _{FE+FL}	3	2
MP _{RAg}	MC _{FE}	R _{AU}	26	9
		R _{FE+FL}	6	2
	MC _{FL}	R _{AU}	28	13
		R _{FE+FL}	5	2

Finalement, des interactions (RÉTROACTION × INTENSITÉ) sont retrouvées dans la moitié des cas (tableau 4). Des ANOVAs simples additionnelles (une pour chaque intensité d'effort) ont été réalisées afin de comprendre la nature de ces interactions. Étonnamment, dans quatre cas sur cinq, pour chacune des intensités, les moments couplés ont été affectés de la même façon par la rétroaction. Ceci signifie que même si les moments couplés sont très petits pour les bas niveaux de

force, les rétroactions additionnelles permettent de les réduire significativement. Les interactions démontrent alors que la diminution des moments couplés avec l'ajout de rétroaction additionnelle est plus importante lors de contractions à hautes intensités que pour celles à basses intensités, tel qu'observé dans les figures 11 à 13. Ceci est représenté différemment à la figure 14, qui illustre l'effet simple de la rétroaction pour toutes les intensités, lors d'un MP_{RAg} , pour les MC_{FE} .

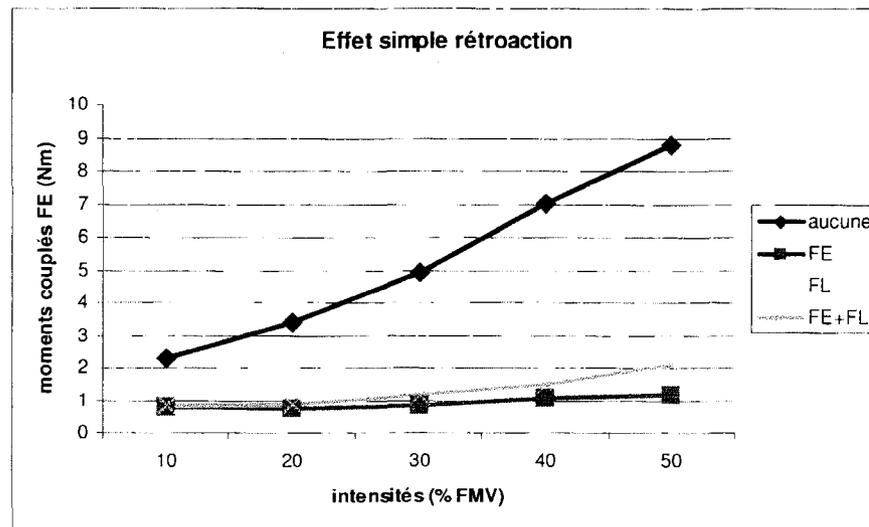


Figure 14: L'effet simple de rétroaction pour toutes les intensités, lors d'un effort en rotation axiale vers la gauche, pour les moments couplés en flexion-extension.

La seule exception se retrouve au niveau des MP_F pour les MC_{RA} . Pour 10 % d'intensité, aucune différence significative n'est présente entre les conditions de rétroaction. À 20 % d'intensité, des différences significatives sont retrouvées entre R_{FL} et R_{RA} . Ce n'est qu'à partir des hautes intensités (40 % et 50 %) que des différences significatives entre les conditions de rétroaction sur les MC_{RA} (R_{RA} , R_{RA+FL}) et les autres rétroactions (R_{AU} , R_{FL}) sont significatives.

4.3.2 Effet de la rétroaction et de l'intensité de contraction sur l'activation musculaire

En premier lieu, nous vous rappelons que ces analyses ont aussi été effectuées avec les données de la session 3. Comme il a été observé qu'une rétroaction sur les deux moments couplés lors d'un effort principal permettait généralement de réduire au maximum les moments couplés, la description textuelle des résultats portera, pour chacune des directions d'effort principal, seulement sur les conditions de rétroaction additionnelle suivantes : R_{AU} et R_{FL+RA} (efforts dans le plan sagittal), R_{AU} et R_{FE+RA} (efforts dans le plan frontal), R_{AU} et R_{FE+FL} (efforts dans le plan transversal). Par contre, les tableaux de résultats contiendront les analyses post-hoc pour toutes les conditions de rétroaction. Aussi, pour les tableaux (11 à 16) présentés dans cette section, les résultats statistiques correspondant à l'effet INTENSITÉ sont tous hautement significatifs ($p = 0,000$) et non rapportés. Généralement, des différences significatives sont retrouvées entre les cinq intensités différentes. Les résultats correspondant aux interactions RÉTROACTION \times INTENSITÉ sont tous non significatifs et non rapportés également.

Les tableaux 11 et 12 présentent les effets des conditions de rétroaction additionnelle sur les valeurs d'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc, et ce, dans le plan sagittal.

En ce qui concerne les efforts dans le plan sagittal (extension-flexion), l'EMG (RMS) de deux muscles agonistes est affecté par l'ajout d'une rétroaction R_{FL+RA} . Effectivement, pour un MP_F , une augmentation de l'EMG (RMS) d'environ 1 % (par rapport à la FMV) peut être observée pour l'OB-INT d. Aussi, une différence significative entre les différentes conditions de rétroaction additionnelle a été retrouvée pour le MU-L5 d lors du MP_E mais le test post-hoc n'a pu déterminer la localisation de cette différence.

Tableau 11
L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en **extension**

Muscles	Résultats ANOVA (valeur p)	
	Rétroaction additionnelle	Test post-hoc (rétroaction)
Agonistes		
<i>MU-L5 g</i>	0,371	
<i>MU-L5 d</i>	0,046	-
<i>IL-L3 g</i>	0,341	
<i>IL-L3 d</i>	0,456	
<i>LO-L1 g</i>	0,746	
<i>LO-L1 d</i>	0,587	
<i>LO-T10 g</i>	0,288	
<i>LO-T10 d</i>	0,137	
Antagonistes		
<i>GD-AB g</i>	0,278	
<i>GD-AB d</i>	0,021	$R_{FL} > R_{AU}, R_{RA}$
<i>OB-EXT g</i>	0,052	
<i>OB-EXT d</i>	0,037	-
<i>OB-INT g</i>	0,004	$R_{FL}, R_{FL}+R_{RA} > R_{AU}$
<i>OB-INT d</i>	0,001	$R_{FL} > R_{AU}, R_{RA}, R_{FL}+R_{RA}$

Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Tableau 12
L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en **flexion**

Muscles	Résultats ANOVA (valeur p)	
	Rétroaction additionnelle	Tests post-hoc (rétroaction)
Agonistes		
<i>GD-AB g</i>	0,062	
<i>GD-AB d</i>	0,070	
<i>OB-EXT g</i>	0,982	
<i>OB-EXT d</i>	0,600	
<i>OB-INT g</i>	0,137	
<i>OB-INT d</i>	0,044	$R_{FL} > R_{AU}$
Antagonistes		
<i>MU-L5 g</i>	0,484	
<i>MU-L5 d</i>	0,492	
<i>IL-L3 g</i>	0,592	
<i>IL-L3 d</i>	0,300	
<i>LO-L1 g</i>	0,031	-
<i>LO-L1 d</i>	0,873	
<i>LO-T10 g</i>	0,089	
<i>LO-T10 d</i>	0,705	

Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Les tableaux 13 et 14 présentent les effets des conditions de rétroactions additionnelles sur les valeurs d'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc lors des efforts dans le plan frontal (MP_{FLd} et MP_{FLg}).

Tableau 13

L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en **flexion latérale droite**

Muscles	Résultats ANOVA (valeur p)	
	Rétroaction Additionnelle	Tests post-hoc (rétroaction)
Agonistes		
<i>MU-L5 d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FE+RA} > R_{AU}; R_{RA} > R_{FE}, R_{FE+RA}$
<i>IL-L3 d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FE+RA} > R_{AU}; R_{RA} > R_{FE}, R_{FE+RA}$
<i>LO-L1 d</i>	0,222	-
<i>LO-T10 d</i>	0,022	-
<i>GD-AB d</i>	0,009	$R_{FE}, R_{FE+RA} > R_{AU}$
<i>OB-EXT d</i>	0,399	-
<i>OB-INT d</i>	0,005	$R_{FE} > R_{AU}, R_{RA}$
Antagonistes		
<i>MU-L5 g</i>	0,011	$R_{AU} > R_{FE}$
<i>IL-L3 g</i>	0,216	
<i>LO-L1 g</i>	0,066	
<i>LO-T10 g</i>	0,010	$R_{FE+RA} > R_{AU}$
<i>GD-AB g</i>	0,062	
<i>OB-EXT g</i>	0,036	$R_{FE} > R_{AU}$
<i>OB-INT g</i>	0,492	

Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Pour les efforts en flexion latérale, l'ajout de la rétroaction R_{FE+RA} affecte plusieurs muscles. Autant pour le MP_{FLd} que MP_{FLg} , une diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 1-4 % (par rapport à la FMV) est observée pour tous les **muscles agonistes dorsaux** sauf LO-L1 d et LO-T10 d (MP_{FLd}), où aucune différence significative n'a été observée entre les deux conditions extrêmes de rétroaction additionnelle. Cependant, une augmentation de l'EMG (RMS) de l'ordre de 1-3 % est observée pour tous les **muscles agonistes abdominaux** excepté OB-EXT d (MP_{FLd}) et OB-INT d (MP_{FLd}), où aucune différence significative n'a été observée entre les deux conditions de rétroaction. Dans le cas des muscles antagonistes, une augmentation de l'EMG (RMS) de 1-4 % est observée pour les muscles dorsaux

exceptés MU-L5 g, IL-L3 g et LO-L1 g pour les MP_{FLd} et MU-L5 d pour les MP_{FLd} . L'EMG (RMS) de seulement deux muscles antagonistes abdominaux (GD-AB d et OB-EXT d) a augmenté de 8 % et 4 %, respectivement. Un point intéressant à souligner est que pour le MP_{FLd} , aucune différence significative n'est observée entre les rétroactions R_{AU} et R_{FE+RA} pour tous les muscles antagonistes excepté pour le LO-T10 g.

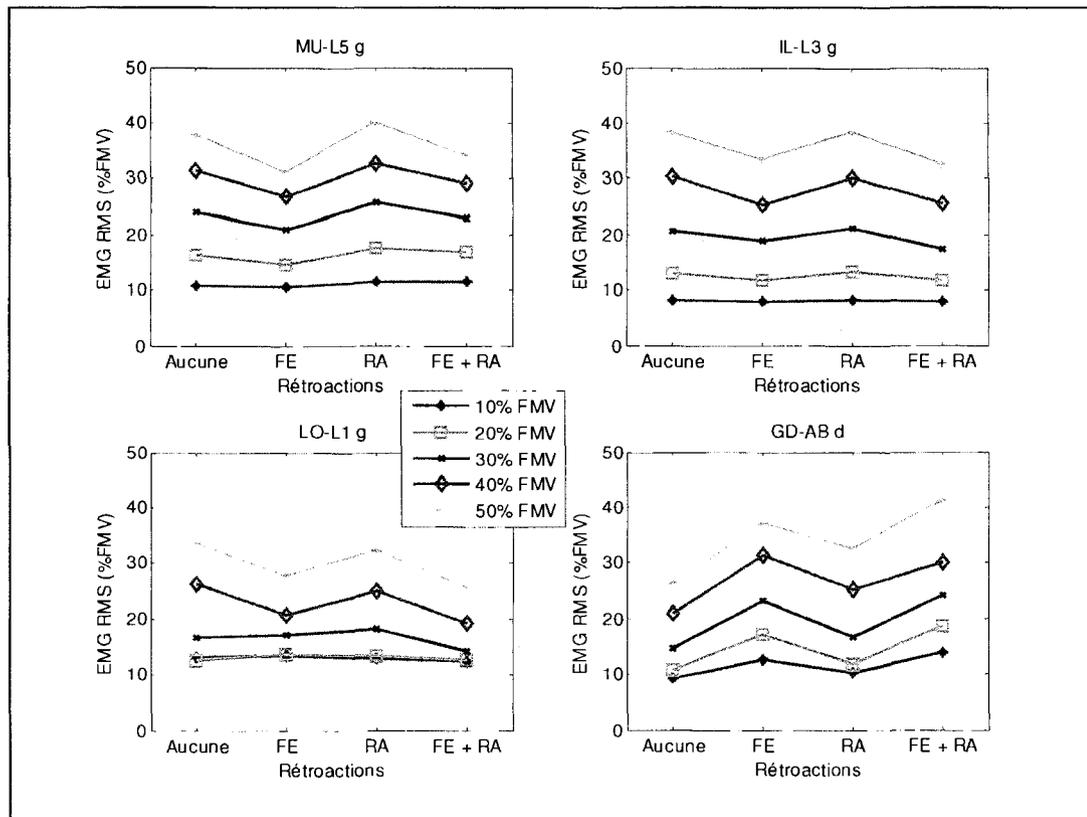
Tableau 14

L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en **flexion latérale gauche**

Muscles	Résultats ANOVA (valeur p)	
	Rétroaction additionnelle	Tests post-hoc (rétroaction)
Agonistes		
<i>MU-L5 g</i>	0,000	$R_{AU}, R_{RA} > R_{FE}, R_{FE+RA}$
<i>IL-L3 g</i>	0,000	$R_{AU}, R_{RA} > R_{FE}, R_{FE+RA}$
<i>LO-L1 g</i>	0,000	$R_{AU}, R_{RA} > R_{FE+RA}$
<i>LO-T10 g</i>	0,002	$R_{AU}, R_{FE}, R_{RA} > R_{FE+RA}$
<i>GD-AB g</i>	0,000	$R_{FE} > R_{AU}, R_{FE+RA} > R_{RA}$
<i>OB-EXT g</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FE+RA} > R_{AU}, R_{RA}$
<i>OB-INT g</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FE+RA} > R_{AU}, R_{RA}$
Antagonistes		
<i>MU-L5 d</i>	0,331	
<i>IL-L3 d</i>	0,000	$R_{FE+RA} > R_{AU}, R_{FE}$
<i>LO-L1 d</i>	0,000	$R_{FE+RA} > R_{AU}, R_{FE}$
<i>LO-T10 d</i>	0,000	$R_{RA}, R_{FE+RA} > R_{AU}, R_{FE}$
<i>GD-AB d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FE+RA} > R_{AU}; R_{FE+RA} > R_{RA}$
<i>OB-EXT d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FE+RA} > R_{AU}, R_{RA}$
<i>OB-INT d</i>	0,019	-

Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

La figure 15 présente, lors des MP_{FLg} trois muscles agonistes (MU-L5 g, IL-L3 g, LO-L1 g) qui ont démontré une diminution de l'EMG (RMS) et un muscle antagoniste (GD-AB d) ayant démontré une augmentation de l'EMG (RMS) avec l'ajout de rétroactions additionnelles (R_{FE+RA}).



FE: flexion-extension; RA: rotation axiale.

Figure 15 : L'EMG (RMS) de trois muscles agonistes et d'un antagoniste pour différentes conditions de rétroaction additionnelle lors de MP_{FLg} .

Les tableaux 15 et 16 présentent les effets des conditions de rétroactions additionnelles sur les valeurs d'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc lors des efforts dans le plan transverse.

Pour les efforts dans le plan transverse, les patrons d'activité musculaire pour les MP_{RAg} et MP_{RAg} sont pratiquement identiques. Une augmentation de l'EMG (RMS) de l'ordre de 4 à 7 % (par rapport à la FMV) peut être observée pour les OB-INT d et OB-INT g, lorsque ceux-ci sont agonistes (OB-INT d : agoniste pour MP_{RAg} et OB-INT g : agoniste pour MP_{RAg}), avec l'ajout d'une rétroaction en R_{FE+FL} .

Tableau 15
L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en **rotation axiale droite**

Muscles	Résultats ANOVA (valeur p)	
	Rétroaction additionnelle	Tests post-hoc (rétroaction)
Agonistes		
<i>OB-EXT g</i>	0,852	
<i>OB-INT d</i>	0,007	$R_{FE+FL} > R_{AU}$
Antagonistes		
<i>OB-EXT d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}; R_{FE+FL} > R_{FE}$
<i>OB-INT g</i>	0,034	$R_{FE+FL} > R_{AU}$
Synergistes		
<i>MU-L5 g</i>	0,000	$R_{AU}, R_{FE} > R_{FL}, R_{FE+FL}; R_{FE+FL} > R_{FL}$
<i>MU-L5 d</i>	0,064	-
<i>IL-L3 g</i>	0,000	$R_{AU}, R_{FE} > R_{FL}, R_{FE+FL}$
<i>IL-L3 d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}; R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{FE}$
<i>LO-L1 g</i>	0,000	$R_{AU} > R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL}; R_{FE} > R_{FL}$
<i>LO-L1 d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}; R_{FL+FE} > R_{FE}$
<i>LO-T10 g</i>	0,012	$R_{FE}, R_{FE+FL} > R_{FL}$
<i>LO-T10 d</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}$
<i>GD-AB g</i>	0,035	-
<i>GD-ABd</i>	0,038	$R_{FE+FL} > R_{AU}$

Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Tableau 16
L'effet de la rétroaction additionnelle et de l'intensité de la FMV sur les valeurs EMG (RMS) lors des efforts en **rotation axiale gauche**

Muscles	Résultats ANOVA (valeur p)	
	Rétroaction additionnelle	Tests post-hoc (rétroaction)
Agonistes		
<i>OB-EXT d</i>	0,093	
<i>OB-INT g</i>	0,000	$R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}; R_{FE+FL} > R_{FE}$
Antagonistes		
<i>OB-EXT g</i>	0,000	$R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}, R_{FE}$
<i>OB-INT d</i>	0,093	
Synergistes		
<i>MU-L5 g</i>	0,000	$R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}; R_{FE}$
<i>MU-L5 d</i>	0,000	$R_{AU}, R_{FE} > R_{FL}, R_{FE+FL}$
<i>IL-L3 g</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}; R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{FE}$
<i>IL-L3 d</i>	0,000	$R_{AU}, R_{FE} > R_{FL}, R_{FE+FL}$
<i>LO-L1 g</i>	0,000	$R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}, R_{FE}$
<i>LO-L1 d</i>	0,001	$R_{AU} > R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL}$
<i>LO-T10 g</i>	0,000	$R_{FE}, R_{FL}, R_{FE+FL} > R_{AU}$
<i>LO-T10 d</i>	0,052	
<i>GD-AB g</i>	0,055	
<i>GD-AB d</i>	0,114	

Les valeurs en caractère gras indiquent les $p < 0,05$.

Lorsque ces mêmes muscles sont antagonistes (OB-INT d : antagoniste pour MP_{RAg} et OB-INT g : antagoniste pour MP_{RAd}), aucun changement significatif dans l'EMG (RMS) n'est observé pour les OB-INT d tandis qu'une augmentation de l'EMG (RMS) est observée pour le OB-INT g lors de l'ajout d'une rétroaction complète.

Les OB-EXT d et OB-EXT g se comportent de façon contraire aux OB-INT d et OB-INT g. Lors de l'ajout d'une rétroaction R_{FE+FL} , aucun changement significatif n'est observé pour les OB-EXT d et OB-EXT g lorsqu'ils sont agonistes dans les MP_{RAd} (OB-EXT g) et MP_{RAg} (OB-EXT d). Cependant, une augmentation de l'EMG (RMS) de l'ordre de 4 % (par rapport à la FMV) est observée lorsqu'ils sont antagonistes dans les MP_{RAd} (OB-EXT d) et MP_{RAg} (OB-EXT g).

Une diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 1-7 % (par rapport à la FMV) est observée pour les muscles synergistes se trouvant du côté inverse au sens de la rotation (par exemple, MU-L5 d pour MP_{RAg} ; MU-L5 g pour MP_{RAd}) lors de l'ajout d'une rétroaction R_{FE+FL} pour les MP_{RAd} et MP_{RAg} . Les seules exceptions à ce constat sont les LO-T10 (gauche pour MP_{RAd} et droit pour MP_{RAg}) et GD-AB (gauche pour MP_{RAd} et droit pour MP_{RAg} et GD-AB) où aucun changement significatif n'est observé avec l'ajout d'une rétroaction R_{FE+FL} . Une augmentation de l'EMG(RMS) de l'ordre de 2 à 8% est observée pour les muscles synergistes se trouvant du même côté que le sens de la rotation (par exemple, IL-L3 d pour MP_{RAd} et IL-L3 g pour MP_{RAg}) lors de l'ajout d'une rétroaction R_{FE+FL} sauf pour MU-L5 d (MP_{RAd}) et GD-AB g (MP_{RAg}).

La figure 16 présente, lors des MP_{RAg} , quatre muscles synergistes (MU-L5 g et d et IL-L3 g et d) qui ont démontré une diminution ou une augmentation de l'EMG (RMS) avec l'ajout d'une rétroaction additionnelle (R_{FE+RA}) tout dépendant de quel côté du tronc par rapport au sens de la rotation ils se trouvent.

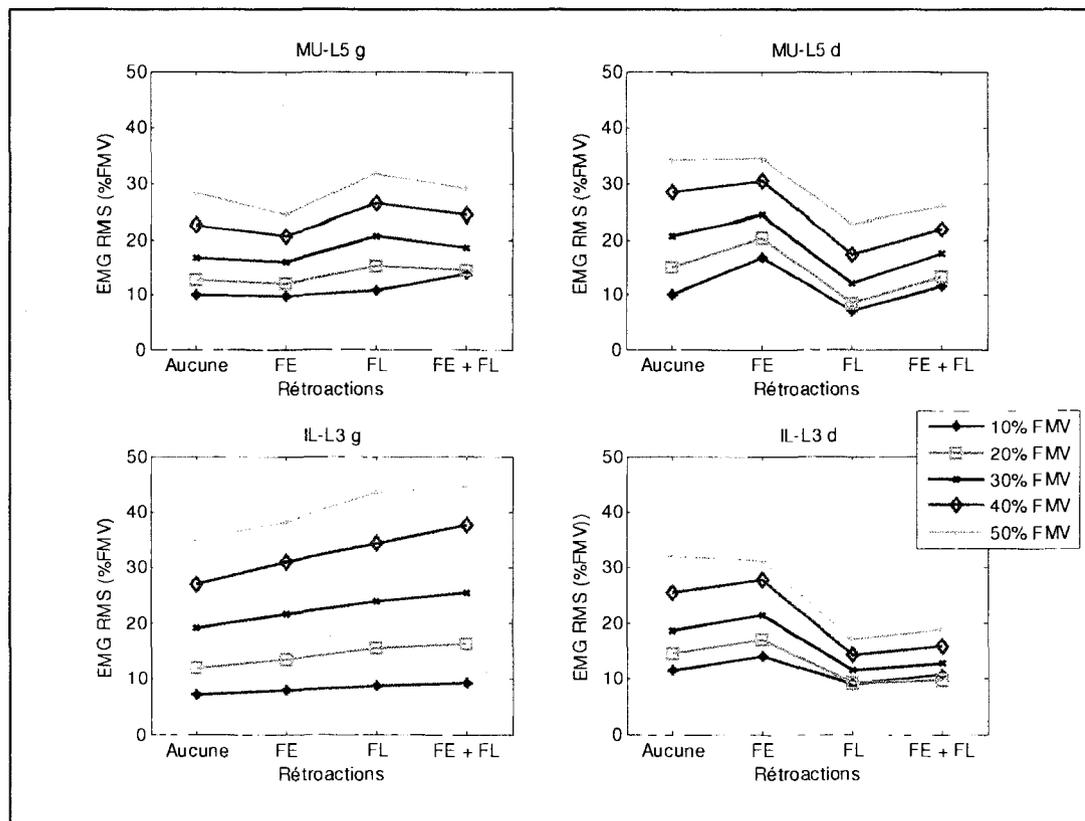


Figure 16 : L'EMG (RMS) des muscles synergistes MU-L5 et IL-L3 pour différentes conditions de rétroaction additionnelle lors d'efforts en rotation axiale gauche FE: flexion-extension; FL: flexion latérale

Finalement, les effets de l'intensité (10%, 20%, 30%, 40%, 50%) sur l'activation musculaire lors des efforts dans les différents plans anatomiques ont été analysés. Pour toutes les directions d'efforts ainsi que pour tous les muscles (même les antagonistes), des différences significatives sont retrouvées entre pratiquement toutes les intensités, même si ces intensités sont relativement faibles, soit de 10 % à 50 % du moment maximal, tel que présenté dans les figures 15, et 16.

4.3.3 Apprentissage

Les résultats textuels portant sur l'effet d'apprentissage porteront, tout comme la section d'analyse précédente, seulement sur les conditions de rétroaction additionnelle suivantes : R_{AU} et R_{FL+RA} (efforts dans le plan sagittal), R_{AU} et R_{FE+RA} (efforts dans le plan frontal), R_{AU} et R_{FE+FL} (efforts dans le plan transversal) pour chacune des directions d'effort principal. Par contre, les tableaux A9 à A32, retrouvés en annexe et comprenant les résultats statistiques complets, comprennent les analyses post-hoc pour toutes les conditions de rétroaction.

L'apprentissage des sujets entre les essais lors d'une même session de mesure est pratiquement inexistant, autant pour le contrôle des moments couplés que pour l'activité EMG (RMS) des muscles du tronc (tableaux A9 à A32). Un apprentissage significatif dans le contrôle des efforts couplés entre les essais est retrouvé dans un cas seulement : MP_{FLg} , MC_{FE} , R_{FE+RA} .

En ce qui a trait à l'effet SESSION sur les moments couplés, les sujets démontrent un apprentissage significatif (diminution des moments couplés) pour pratiquement toutes les directions d'efforts et toutes les rétroactions (tableaux A9 à A32). En général, les diminutions entre les sessions sont de l'ordre de 0.5 % à 4 %. Les quelques exceptions ($n = 5$ sur 24) à ce constat concernent des conditions sans rétroaction additionnelle (R_{AU}), c'est-à-dire des conditions où l'apprentissage devrait être moins marqué. La figure 17 présente des exemples de courbes d'apprentissage dans les trois plans d'efforts.

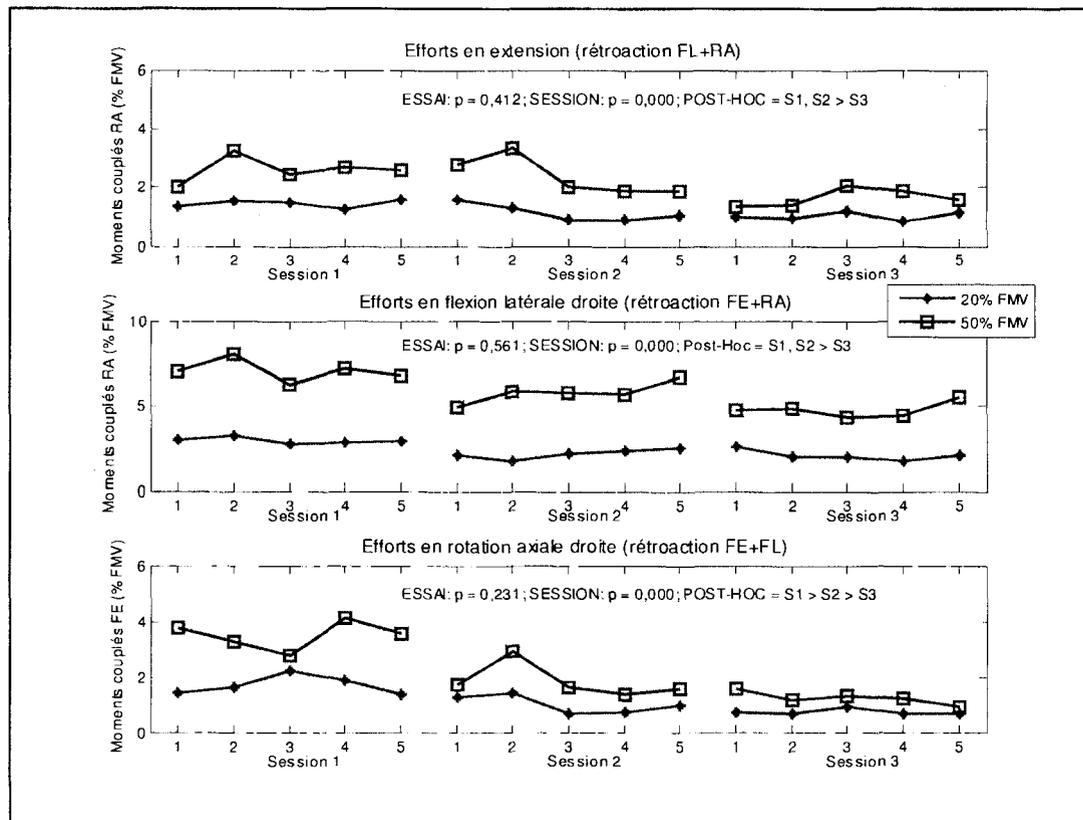


Figure 17: Exemples de moments couplés (% FMV) pour les essais et les sessions, dans les trois plans d'efforts. FL: flexion latérale; RA: rotation axiale, FE: flexion-extension

En ce qui a trait à l'effet SESSION sur l'EMG (RMS) des muscles, pour les efforts dans le plan sagittal (flexion-extension), environ la moitié des muscles agonistes démontre une augmentation de l'EMG entre les sessions pour les deux conditions de rétroaction additionnelles (R_{AU} et R_{FL+RA}). Par contre, lors du MP_E sans rétroaction additionnelle (R_{AU}), une diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 1 % à 12 % entre les sessions est observée pour la moitié (3 sur 6) des muscles antagonistes (OB-EXT g, OB-EXT d et OB-INT g). Avec une rétroaction complète (R_{FL+RA}), des effets consistants (à travers les muscles bilatéraux) sont notables seulement en extension avec une augmentation de l'EMG (RMS) des GD-AB d et GD-AB g de l'ordre de 3 % et une diminution de l'EMG (RMS) des OB-EXT d, OB-EXT g et OB-INT d de l'ordre de 6 % à 9 %.

En ce qui concerne les MP_{FLd} , un effet d'apprentissage est observé pour environ la moitié des muscles agonistes pour les conditions de rétroaction additionnelle R_{AU} et R_{FE+RA} . Effectivement, l'EMG (RMS) des muscles augmente ou diminue de façon aléatoire, sans qu'aucune tendance ne soit observée. Par contre, lors des MP_{FLg} , il y a généralement une diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 1 % à 9 % pour la plupart des muscles, et ce, pour les deux conditions de rétroaction additionnelle (R_{AU} et R_{FE+RA}).

Les figures 18 et 19 présentent l'EMG (RMS) de IL-L3 d et OB-EXT d, dans les trois plans d'effort.

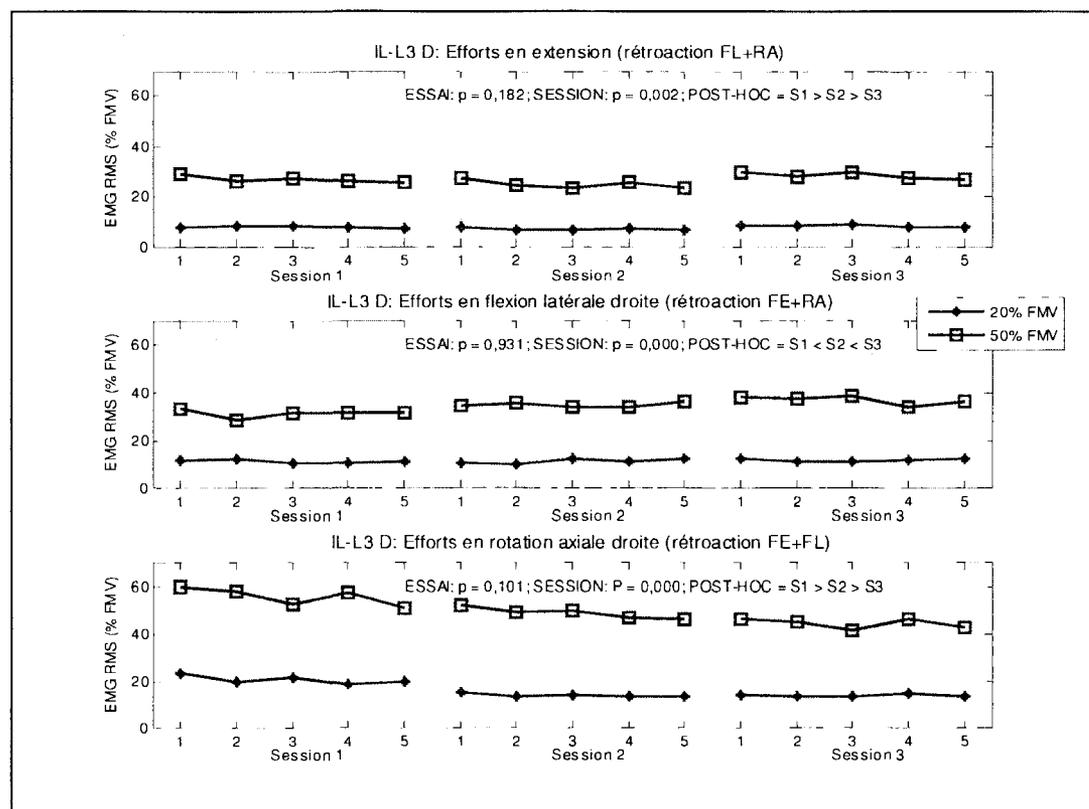


Figure 18: L'EMG (RMS) de IL-L3 d pour les essais et les sessions, dans les trois plans d'efforts. FL: flexion latérale; RA: rotation axiale, FE: flexion-extension

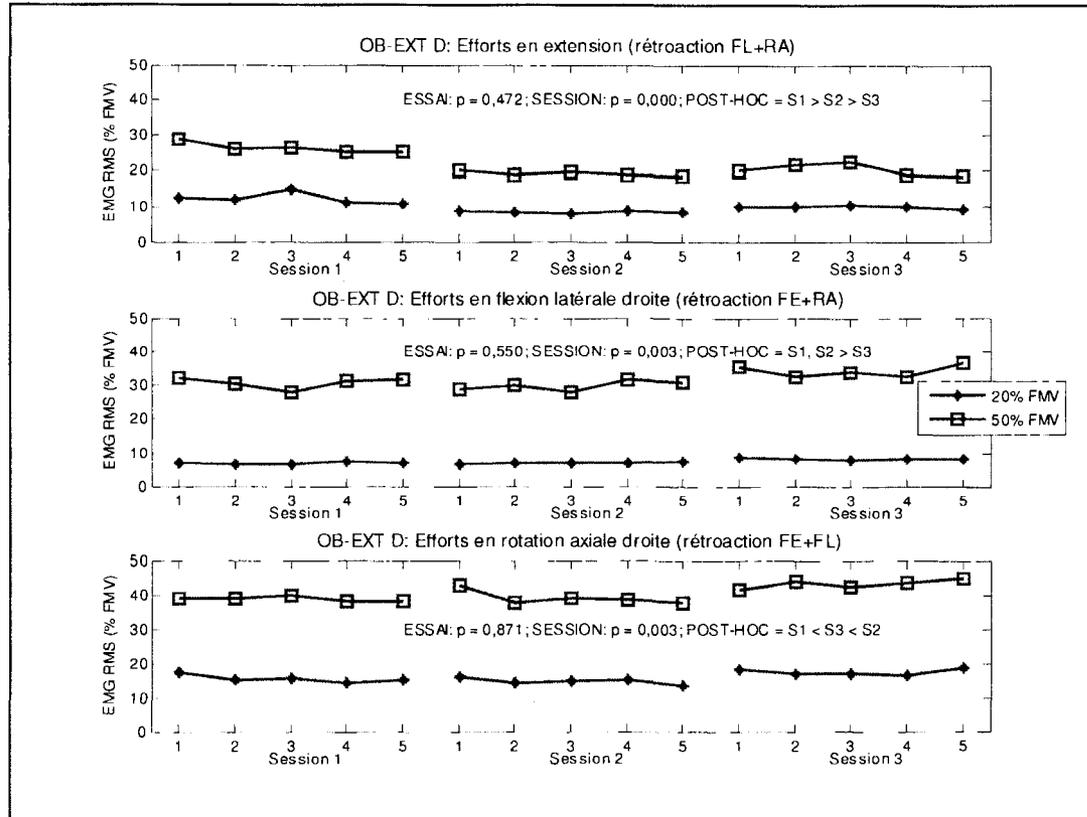


Figure 19: L'EMG (RMS) des OB-EXT d pour les essais et les sessions, dans les trois plans d'efforts. FL: flexion latérale; RA: rotation axiale, FE: flexion-extension

Finalement, un effet d'apprentissage a pu être observé pour les muscles agonistes et antagonistes lors des MP_{RAg} et MP_{RAg} . Effectivement, une augmentation de l'EMG (RMS) de l'ordre de 3 % à 7 % est observée pour certains muscles agonistes (OB-INT g lors MP_{RAg} avec une R_{AU} et R_{FE+FL} ; OB-EXT g lors MP_{RAg} avec une R_{FE+FL}). Une augmentation de l'EMG (RMS) est aussi observée pour le muscle antagoniste OB-EXT d lors du MP_{RAg} avec les rétroactions R_{AU} et R_{FE+FL} . L'OB-EXT g est le seul muscle antagoniste qui démontre un apprentissage (diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 8 %) lors du MP_{RAg} avec une rétroaction R_{FE+FL} . Généralement, pour les efforts MP_{RAg} sans rétroaction additionnelle (R_{AU}), un effet d'apprentissage (diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 3 % à 18 %) est noté pour plusieurs muscles synergistes (MU-L5 d, IL-L3 d, LO-L1 g, LO-L1 d, LO-T10 g, GD-AB d).

Aussi, avec la rétroaction R_{FE+FL} ($MP_{RA,d}$), une diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 1 % à 28 % est observée pour quatre muscles synergistes (MU-L5 d, IL-L3 d, LO-L1 d, LO-T10 g). Pour les efforts $MP_{RA,g}$, seulement deux muscles démontrent un apprentissage (diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 2 % à 8 %) avec une rétroaction R_{AU} (LO-L1 d, GD-AB g et GD-AB d) tandis que quatre muscles (IL-L3 d, LO-L1 d, LO-T10 d et GD-AB d) démontrent un apprentissage (diminution de l'EMG (RMS) de l'ordre de 4 % à 11 %) avec la rétroaction R_{FE+FL} .

Parmi les résultats des six directions d'efforts et des quatre conditions de rétroactions, quelques interactions $SESSION \times INTENSITÉ$ ($n = 53$ sur 384) ont été retrouvées. La figure 20 illustre l'effet simple ($INTENSITÉ$) lors d'un cas typique d'interaction $SESSION \times INTENSITÉ$, pour les MC_{RA} lors de MP_F avec une rétroaction R_{FL} . Telle que le démontre cette figure, on note que l'augmentation des MC_{RA} entre les intensités est plus importante lors de la session 2.

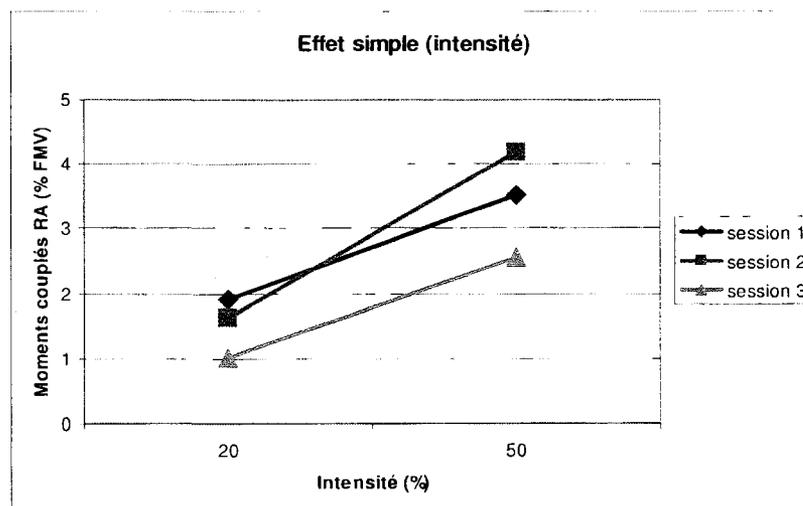


Figure 20: L'effet simple $INTENSITÉ$ lors d'une interaction $SESSION \times INTENSITÉ$ pour les moments couplés en rotation axiale lors d'un effort en flexion avec une rétroaction en flexion latérale

La figure 21 illustre un cas typique d'interaction SESSION \times INTENSITÉ, pour les OB-EXT g lors d'un effort en rotation axiale vers la gauche, avec une rétroaction en flexion-extension. On y note le même phénomène, c'est-à-dire que l'augmentation des MC_{RA} entre les intensités est plus importante lors de la session 2.

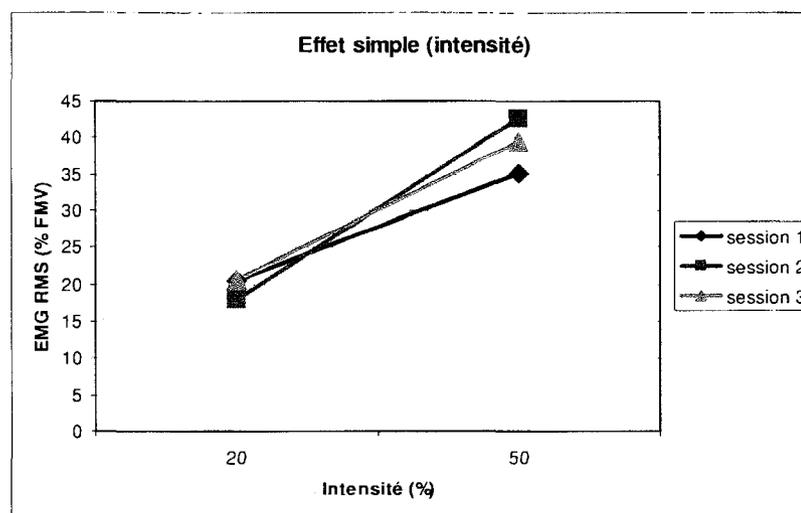


Figure 21: L'effet simple INTENSITÉ lors d'une interaction SESSION \times INTENSITÉ pour les OB-INT g lors d'un effort en rotation axiale vers la gauche avec une rétroaction en flexion-extension

4.3.4 L'effet des rétroactions additionnelles sur la fidélité des valeurs EMG (RMS)

Les résultats des études de fidélité des valeurs EMG (RMS) obtenues lors des contractions sous-maximales à 20 % et 50 % de la FMV sont présentés dans les tableaux A33 à A44 retrouvés en annexe de ce document. Ces résultats ne démontrent aucune tendance générale quant à la fidélité des valeurs EMG (RMS) des muscles agonistes versus les muscles antagonistes. Les mêmes observations ont été constatées pour ce qui est des intensités (20 % et 50%).

Pour vérifier si la fidélité des valeurs EMG (RMS) normalisées en amplitude obtenues lors d'efforts sous-maximaux à 50 % de la FMV change significativement avec l'ajout de rétroaction additionnelle, une ANOVA factorielle à mesures répétées (ESSAI \times RÉTROACTION) a été effectuée sur les valeurs de CCIC (moyenne de tous les muscles) et sur les valeurs de l'ESM (moyenne de tous les muscles) obtenues pour les différentes rétroactions ainsi que pour les six directions d'efforts. Le tableau 17 présente les résultats de cette analyse.

Tableau 17
L'effet des conditions de rétroaction additionnelle sur la fidélité des valeurs EMG (RMS)

Direction	Indice	ANOVA (valeur <i>p</i>)	Test post-hoc rétroaction
Extension	ICC	0.047	$R_{FL} > R_{FL+RA}$
	ESM	0.073	
Flexion	ICC	0.357	
	ESM	0.240	
Flexion latérale d	ICC	0.107	
	ESM	0.276	
Flexion latérale g	ICC	0.382	
	ESM	0.244	
Rotation axiale d	ICC	0.347	
	ESM	0.279	
Rotation axiale g	ICC	0.181	
	ESM	0.135	

Pour toutes les directions sauf une, aucune différence significative n'est observée entre les CCICs et ESM des différents muscles, tous muscles et intensités de contraction confondus, suite à l'ajout de différents types de rétroaction additionnelle. L'extension est la seule direction où l'ajout de rétroaction additionnelle a un effet sur la fidélité des valeurs EMG (RMS). Les moyennes pondérées des CCICs associés aux deux rétroactions (FL : 0,500 et FL+RA : 0,323) indiquent que la diminution du CCIC est modérément importante. Aucune différence significative n'est trouvée pour les deux autres rétroactions (FE : 0,473 et RA : 0,407).

CINQUIÈME CHAPITRE

DISCUSSION ET CONCLUSION

5.1 DISCUSSION

Les principaux résultats de cette étude indiquent que l'ajout de rétroaction visuelle additionnelle sur les moments couplés lors d'efforts isométriques des muscles du tronc dans différents plans d'effort, et ce, à de bas niveau d'intensité (10-50 % de la FMV), influence significativement les variables cinétiques (moments couplés) et les valeurs d'amplitude EMG (RMS). De plus, pour toutes les directions d'efforts, un apprentissage inter-sessions dans le contrôle des efforts couplés est associé à des ajustements significatifs de l'activité musculaire, cela même après une séance de familiarisation comportant plusieurs essais de pratique. Cependant, malgré ce meilleur contrôle des moments couplés, la fidélité des valeurs EMG (RMS) lors de contractions sous-maximales ne semble pas s'améliorer. Finalement, les résultats statistiques indiquent que la fidélité des valeurs EMG (RMS) maximales des muscles agonistes lors d'efforts au niveau du tronc dans les plans frontal, sagittal et transverse peut être qualifiée de modérée à excellente. Avant de discuter de la signification de ces résultats, les limites de la présente étude doivent être reconnues.

5.1.1 Limites de la recherche

Les résultats observés lors de cette étude ont été obtenus pour de jeunes hommes, sans aucun problème ou chirurgie au niveau du tronc et ayant un IMC inférieur à 28 kg/m². Par conséquent, les résultats et les conclusions rapportées ici peuvent ne pas être généralisables à d'autres types de sujets. Aussi, le nombre d'essais par session ainsi que le nombre de sessions étant limités, il nous est impossible de vérifier au-delà de quelles limites l'apprentissage peut ou non avoir des

effets. De plus, les effets sur les muscles profonds ne seront pas connus de même que les effets résultant de mouvements du tronc (efforts dynamiques).

Un grand nombre de variables, souvent difficiles à contrôler, peuvent affecter le signal EMG. La quantité de transpiration et de tissus adipeux des sujets en sont deux exemples. Dans le présent projet, des efforts soutenus ont été faits pour contrôler le plus grand nombre de variables possibles, telles que le placement des électrodes (utilisation d'un gabarit, même expérimentateur), la distance inter-électrodes (fixe), le déplacement du muscle relativement à l'électrode (efforts isométriques) et la quantité de tissus adipeux des sujets ($IMC < 28 \text{ kg/m}^2$). Une attention particulière a aussi été accordée au positionnement et repositionnement des sujets dans le dynamomètre et des électrodes. Les bons résultats de fidélité pour les valeurs EMG (RMS) de la majorité des muscles agonistes lors des FMVs effectuées dans les six directions corroborent ces efforts.

Lors d'études impliquant une mesure de l'activité musculaire, la fatigue peut facilement devenir une variable confondante dans les résultats. Or, dans ce projet, une contraction maximale isométrique en extension a été effectuée à la fin de chaque session de mesures. Cette contraction a ensuite été comparée à la contraction maximale en extension la plus élevée effectuée au début du protocole expérimental lors de chaque session. Aucune différence significative n'est apparue entre ces deux contractions, ce qui confirme que la fatigue musculaire n'a pas affecté significativement les résultats de cette étude. Le repos accordé entre chaque essai était donc suffisant pour éviter une fatigue musculaire des muscles dorsaux. Il est donc fort possible que c'était aussi le cas des muscles responsables de générer des efforts dans les cinq autres directions.

5.1.2 Force maximale volontaire

Après l'analyse des résultats obtenus dans cette étude, nous devons rejeter la première hypothèse statistique posée au chapitre d'introduction de cet ouvrage. Effectivement, lors de MP_E , MP_F , MP_{FL} et MP_{RA} menant à la FMV, la session (1, 2, 3) a un effet significatif sur les moments principaux maximaux et sur l'amplitude EMG (RMS) maximale des muscles agonistes propre à chaque direction d'efforts.

5.1.2.1 Comparaison avec la littérature

Dans une première étude, le groupe de Larivière *et al.* (2001), qui a utilisé le même dynamomètre que celui utilisé dans la présente étude, a obtenu des FMVs en extension de 250 Nm (comparativement à 294 Nm pour cette étude). L'utilisation de la méthode de Baratta *et al.* (1998) et la différence d'âge entre les deux groupes de sujets masculins sains (33 ans en 2001 versus 25 ans ici) pourraient expliquer cette différence. Dans deux autres études, Larivière, Arsenault, Gravel, Gagnon et Loisel (2001a; 2001b) ont obtenu, toujours avec le même dynamomètre, des moments d'extension de 264 Nm, avec des groupes de sujets comparables (jeunes hommes) au groupe utilisé dans le présent projet, mais toujours sans utiliser la méthode de Baratta *et al.* (1998).

Pour ce projet, les FMVs obtenues lors d'efforts en rotation axiale (137 Nm vers la droite; 135 Nm vers la gauche) sont plus élevées que celles obtenues par McGill et Hoodless (1990) (94 Nm vers la droite; 100 Nm vers la gauche), qui ont utilisé un dynamomètre isocinétique Cybex II pour mesurer les moments maximaux isométriques en rotation axiale. Nos valeurs sont également plus élevées que celles de Kumar, Narayan et Garand (2002) (102 Nm vers la droite et 98 Nm vers la gauche), qui ont utilisé le *axial rotation tester* pour prendre leurs mesures en condition statique. Par contre, ces deux groupes de chercheurs ont recruté autant de sujets masculins que féminins pour participer à leurs expérimentations. Évidemment, les

femmes produisent des FMVs inférieures à celles produites par les hommes (Larivière, Arsenault, Gravel, Loisel et Vadeboncoeur, 2002).

Les efforts en flexion latérale ont très peu été étudiés dans la littérature. Rytokoski *et al.* (1994) sont parmi les seuls groupes de recherche à avoir mesuré les moments maximaux isométriques en flexion latérale. Les valeurs qu'ils ont obtenues (124 Nm vers la droite; 120 vers la gauche) sont inférieures à celle obtenues dans la présente étude (206 Nm vers la droite, 203 Nm vers la gauche). Par contre, Rytokoski *et al.* (1994) comptaient plusieurs femmes et plusieurs personnes atteintes de lombalgies parmi leurs sujets, ce qui pourrait expliquer les différences, les femmes et les sujets lombalgiques étant reconnus pour produire une FMV inférieure à celle produite par des hommes en santé (Larivière *et al.*, 2002).

Pour ce qui est des efforts dans les plans frontal et transverse, les valeurs obtenues dans la présente étude sont plus élevées que celles retrouvées dans la littérature. Ces différences peuvent être attribuées à l'emphase particulière qui a été mise sur la stabilisation du bassin lors de la présente étude ainsi qu'à la méthode de stabilisation du thorax. Certains chercheurs ont stabilisé le thorax avec un harnais placé au niveau des épaules (Kumar *et al.*, 2002; McGill et Hoodless, 1990) tandis que nous avons stabilisé le thorax avec une barre en métal placée à la hauteur de la poitrine.

5.1.2.2 Apprentissage et fidélité des moments de force maximaux

Telles que de nombreuses autres études (Delitto *et al.*, 1991; Elfving *et al.*, 2003; Graves *et al.*, 1990; Hupli *et al.*, 1997; Keller *et al.*, 2001; Larivière *et al.*, 2002; Moreland *et al.*, 1997; Newton *et al.*, 1993; Roussel *et al.*, 2006; Rytokoski *et al.*, 1994; Smith *et al.*, 1985; Stokes *et al.*, 1989), un effet d'apprentissage au niveau de la FMV a été observé dans toutes les directions d'effort excepté pour le MP_{RAG} . Cependant, dans cette direction, un peu plus de la moitié des sujets (12 sur 20) ont

obtenus, lors de la deuxième session et/ou troisième session, des résultats supérieurs à la première session.

La plupart des projets de recherche concernant la fidélité de la FMV au niveau du tronc ont étudié des efforts en extension ou en rotation axiale. La fidélité de la FMV en extension et en rotation axiale est généralement très bonne, avec des CCICs $> 0,73$, tel que résumé à l'annexe A dans les tableaux A4 (Elfving *et al.*, 2003; Elfving *et al.*, 1999; Larivière *et al.*, 2002; Larivière *et al.*, 2006; Ng *et al.*, 2003a; Roussel *et al.*, 2006). Le CCIC obtenu dans la présente étude pour les efforts en extension est légèrement inférieur à ceux rapportés dans la littérature (CCIC = 0,61). Par contre, l'ESM est très basse (3 %), ce qui nous permet de croire que la FMV a quand même une très bonne fidélité. Effectivement, les CCICs dépendent beaucoup de la variabilité inter-sujets. Plus la variabilité inter-sujets est grande, meilleurs sont les CCICs. Dans notre étude, le groupe de sujets était plutôt homogène, comparativement à d'autres projets où les groupes sont composés d'hommes et de femmes ou de sujets symptomatiques et asymptomatiques. Cependant, cela n'a pas empêché d'obtenir de très bons CCICs dans quatre autres directions (MP_F , MP_{FLd} , MP_{RAD} , MP_{RAG} ; CCIC $> 0,70$).

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 telle que pour une évaluation clinique dans un contexte de réadaptation. En effet, on recommande des CCICs supérieurs à 0,90 pour l'utilisation clinique d'une mesure (Scientific Advisory Committee of the Medical Outcomes Trust, 2002).

5.1.2.3 Apprentissage et fidélité des valeurs EMG maximales

Très peu de muscles agonistes (3 sur 14 dans le plan sagittal; aucun sur 4 dans le plan transverse et 2 sur 14 dans le plan frontal) ont démontré un apprentissage (différence dans l'EMG) au niveau de l'EMG maximal entre les trois sessions de mesures. Ceci signifie que malgré un effet d'apprentissage au niveau de la production de la FMV, les muscles semblent atteindre leur EMG maximal dès la première session de mesures.

Les valeurs EMG (RMS) maximales des muscles agonistes lors des FMVs effectuées dans les plans sagittal (extension et flexion; CCIC = 0,64-0,94) et transverse (CCIC = 0,65-0,94) démontrent une fidélité légèrement supérieure aux efforts effectués dans le plan frontal (CCIC = 0,08-0,83). Il apparaît donc moins opportun de réaliser des efforts maximaux dans ce plan pour obtenir des valeurs EMG de référence pour normaliser les signaux EMG. D'ailleurs, ces efforts ressortent rarement comme les meilleurs pour générer l'EMG maximal de chacun des muscles (tableau 8). Ceci pourrait être dû à la grande complexité biomécanique des efforts effectués dans le plan frontal comparativement aux efforts effectués dans le plan sagittal. Effectivement, pour les efforts en extension et en flexion, plusieurs muscles sont parfaitement positionnés pour produire ces efforts. Par exemple, tel que mentionné précédemment, chacun des faisceaux du multifide lombaire est idéalement positionné pour générer une rotation des vertèbres autour de l'axe transversal (Bogduk, 2005) et ainsi produire un effort en extension. Cependant, les efforts dans les plans frontal et transverse sont beaucoup plus complexes car les muscles ne sont pas aussi bien positionnés pour produire ces efforts. Les efforts dans le plan transverse sont produits principalement par les muscles obliques internes et externes mais plusieurs muscles synergistes doivent entrer en action. Il est possible que le système nerveux n'utilise pas toujours les mêmes combinaisons de muscles pour produire ces efforts, même si celui-ci est complété de manière identique lorsque le

résultat en terme de moment net est observé. Un apprentissage au niveau du contrôle moteur pourrait également affecter la fidélité des valeurs d'amplitude EMG (RMS).

En tenant compte des observations précédentes, si l'on ne tient compte que des efforts réalisés dans les plans sagittal et transverse, les valeurs EMG maximales obtenues démontrent une fidélité comparable à ce qui est rapporté dans la littérature spécifique sur le sujet, c'est-à-dire lors de FMVs produites par des sujets en santé (Dankaerts et al., 2004; Ng et al., 2002; Ng, Parnianpour, Kippers et Richardson, 2003). En effet, dans le présent projet, les CCIC variaient entre 0,64 et 0,94, ce qui est comparable aux valeurs variant entre 0,75 et 0,96 rapportées dans deux études (Ng et al., 2002; Ng et al., 2003), mais supérieures aux valeurs rapportées par Dankaerts *et al.* (2004) pour les muscles dorsaux (CCIC entre 0,32 et 0,69). Cet écart peut s'expliquer par l'application d'une résistance manuelle pour obtenir l'EMG maximale des muscles étudiés dans cette dernière étude.

5.1.3 Efforts sous-maximaux

Après l'analyse des résultats obtenus dans cette étude, nous devons rejeter les deuxième, troisième et quatrième hypothèses statistiques posées au chapitre d'introduction de cet ouvrage. Effectivement, lors de MP_E , MP_F , MP_{FLd} , MP_{FLg} , MP_{RAD} et MP_{RAg} menant à 50 % de la FMV, le type de rétroaction et l'intensité de la contraction a un effet significatif sur les moments couplés et sur l'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc.

Au meilleur de notre connaissance, aucun groupe de recherche n'a évalué l'effet du contrôle des moments couplés lors de la production d'efforts au niveau du tronc sur les variables cinétiques et sur les variables EMG. Seuls Ng *et al.* (2003a) ont mesuré les efforts couplés lors d'efforts isométriques en rotation axiale mais leur protocole ne permettait pas aux sujets de les contrôler.

5.1.3.1 Moments couplés

Tel que présentés dans les figures 12, 13 et 14, les moments couplés produits lors des efforts principaux dans tous les plans de mouvements sont affectés de façon significative ($p = 0,000$) par l'ajout de rétroactions additionnelles, et ce, peu importe la direction de l'effort principal. De plus, dans plusieurs cas, une rétroaction sur les deux moments couplés est nécessaire pour réduire au minimum ces moments couplés. Cependant, les moments couplés à ces basses et moyennes intensités (10% - 50% de la FMV) ne sont pas très importants (< 30 Nm et < 13 % du moment max, tous les plans d'efforts et moments couplés confondus) (tableau 10). Lors de contractions à hautes intensités ($> 50\%$ de la FMV), les moments couplés vont nécessairement augmenter s'ils ne sont pas contrôlés, tel qu'observé lors des FMVs (tableau 4). Effectivement, lors des efforts pour atteindre la FMV en flexion latérale et en rotation axiale, les moments couplés en flexion-extension atteignent des valeurs de 69 Nm et 80 Nm, respectivement. Il aurait été intéressant de réaliser cette étude avec de plus hautes intensités de contractions mais dans un projet pilote où l'on essayait de contrôler les efforts couplés lors de rampes menant à la FMV, nous avons observé qu'il était extrêmement difficile de le faire. Cependant, même si les moments couplés mesurés lors des contractions sous-maximales sont petits, des effets significatifs sur l'activité EMG des muscles ont pu être observés.

5.1.3.2 Effet de l'intensité de l'effort sur l'activité des muscles.

Les effets de l'intensité et de la rétroaction ont été analysés pour toutes les directions d'efforts et pour les muscles agonistes, antagonistes et synergistes. Pour chacune des directions d'efforts, toutes les valeurs EMG (RMS) des muscles étudiés (agonistes et antagonistes) ont été affectées par l'intensité de la FMV, même si ces intensités étaient relativement faibles (10 % à 50% de la FMV). Deux possibilités (non exclusives) pourraient expliquer ces augmentations à de si bas niveaux de force : (1) une augmentation de la stabilité lombaire et (2) un mauvais contrôle des efforts

couplés. Cependant, un meilleur contrôle des efforts couplés n'impliquera pas nécessairement une diminution de l'EMG des muscles antagonistes car il est démontré qu'augmenter la précision d'une tâche peut aussi nécessiter de la cocontraction musculaire (Au et Keir, 2007).

5.1.3.3 Effet de la rétroaction sur l'activité des muscles.

Pour les efforts dans le plan sagittal, l'ajout d'une rétroaction complète (R_{FL+RA}) n'a généralement aucun effet sur l'EMG (RMS) des muscles agonistes et antagonistes. Effectivement, comme démontré au tableau 10, les moments couplés produits dans le plan sagittal sont très bas (< 4 Nm), peu importe si une rétroaction sur ces moments est ajoutée ou non. D'un point de vue biomécanique, les efforts dans le plan sagittal sont relativement simples, car plusieurs muscles sont parfaitement positionnés pour produire ces efforts. Parce que peu de moments couplés sont produits lors de ces efforts, une rétroaction sur ces moments couplés n'aura évidemment pas beaucoup d'impact. Ceci donne confiance aux études qui n'ont pas contrôlé les moments couplés lors des comparaisons entre sujets sains et lombalgiques pour des efforts dans le plan sagittal.

Pour les efforts dans le plan frontal (MP_{FLd} et MP_{FLg}), l'ajout d'une rétroaction complète (R_{FE+RA}) augmente ou diminue l'EMG (RMS) des muscles du tronc, tout dépendant de la position (dorsale ou abdominale) et de la fonction (agoniste ou antagoniste) des muscles étudiés. Les changements statistiquement significatifs observés variaient en moyenne entre 1 et 4%, ce qui n'est pas très important. En bref, l'activité musculaire des muscles agonistes dorsaux diminue avec l'ajout d'une rétroaction complète (R_{FE+RA}) tandis que celle des muscles agonistes abdominaux augmente. Dans le cas des muscles antagonistes, une augmentation de l'activité musculaire peut être observée pour les muscles dorsaux tandis qu'aucun changement n'est observé pour les muscles abdominaux et ce, seulement pour les efforts vers la gauche (MP_{FLg}). Pour les efforts vers la droite (MP_{FLd}) avec l'ajout

d'une rétroaction complète (R_{FE+RA}), aucun changement significatif n'a été observé pour tous les muscles antagonistes sauf un (LO-T10 g). Cette différence dans l'activation des muscles antagonistes entre les directions de l'effort (droite versus gauche) pourrait être expliquée par la latéralité des sujets. D'ailleurs, d'autres études ont démontré, en ce qui concerne les muscles dorsaux, une influence de la latéralité avec différentes variables EMG (Sung, Spratt et Wilder 2004; Merletti, De Luca et Sathyan, 1994). Il n'est donc pas exclu que la latéralité puisse jouer un rôle dans le type de tâche demandé dans la présente étude.

Pour les efforts dans le plan transverse où une rétroaction complète (R_{FE+FL}) a été ajoutée, une augmentation de l'EMG (RMS) variant en moyenne de 4 % à 7 % peut être observée pour les OB-INT d et OB-INT g seulement lorsque ceux-ci sont agonistes dans la production de l'effort et une augmentation de 4 % est observée lorsque les OB-EXT d et OB-EXT g sont antagonistes. En ce qui a trait aux muscles synergistes, une diminution variant de 1 % à 7 % est observée pour les muscles synergistes se trouvant du côté inverse au sens de la rotation et une augmentation de l'ordre de 2 % à 8 % est observée pour les muscles synergistes se trouvant du même côté que le sens de la rotation. Ces effets ne peuvent être négligés sur le plan physiologique ou clinique. En effet, ces différences sont de l'ordre des différences observées entre sujets sains et lombalgiques en ce qui a trait à l'activation des muscles du tronc, c'est-à-dire entre environ 5 et 27 % (Danneels et al., 2002; Lu, Luk, Cheung, Wong, et Leong, 2001; Ng et al., 2002).

Plusieurs études portant sur les muscles du tronc s'intéressent de plus en plus aux efforts en rotation axiale (Kumar, Narayan, et Garand, 2001; Kumar *et al.*, 2003; Marras et Granata, 1995; McGill, 1991; McGill, 1992; Ng *et al.*, 2001; Thelen *et al.*, 1995). Les résultats de ce projet démontrent que les moments couplés les plus importants sont produits durant ces efforts, ce qui a de lourdes conséquences sur l'interprétation du signal EMG car les effets obtenus sur l'amplitude RMS allaient jusqu'à 7 % (en moyenne) pour certains muscles dans des efforts sous-maximaux. Si

les efforts couplés ne sont pas contrôlés, les sujets sont libres de compenser dans les autres plans d'efforts, pour par exemple éviter un effort douloureux ou pour réduire les chargements sur leurs structures lésées chez des personnes souffrant d'une lombalgie. Conséquemment, un comportement d'évitement de la douleur risque fort bien d'expliquer les patrons anormaux d'activation musculaire lorsqu'un tel protocole est appliqué chez cette clientèle. En d'autres mots, les patrons d'activation musculaire aberrants ne pourront plus être interprétés comme une réaction biomécanique ou physiologique à une diminution de la stabilité lombaire (Panjabi, 1992) ou à des afférences proprioceptives déficientes (Panjabi, 2006). Il est possible que les résultats obtenus ici avec des sujets sains représentent une sous-estimation de ce qui se produirait chez des personnes lombalgiques, ce qui justifierait encore plus le contrôle des moments couplés. Des études additionnelles sont nécessaires afin de vérifier ces hypothèses. L'étude biomécanique de tels comportements pourrait servir à établir des variables et indices caractéristiques permettant de bien dissocier les sujets symptomatiques et asymptomatiques. De telles variables pourraient éventuellement servir au suivi dans un contexte d'évolution et de rééducation musculosquelettique. Les résultats de ce projet démontrent qu'il est possible de contrôler les efforts couplés avec une rétroaction sur les axes autres que celui du mouvement principal.

5.1.3.4 Effet de l'apprentissage sur l'activité des muscles

Après l'analyse des résultats obtenus, nous devons rejeter en partie la cinquième hypothèse statistique posée au chapitre d'introduction de cet ouvrage. Effectivement, lors de MP_E , MP_F , MP_{FLd} , MP_{FLg} , MP_{RAAd} et MP_{RAg} menant à 55 % de la FMV, la session (1, 2, 3) et l'intensité de contraction (10%, 20%, 30%, 40% et 50%) ont un effet significatif sur les moments couplés et l'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc. Cependant, lors de ces mêmes efforts, l'essai (1, 2, 3, 4 et 5) n'a pas d'effet significatif sur les moments couplés et l'amplitude EMG (RMS) des muscles du tronc.

Tel que démontré dans la présente étude, le contrôle des efforts couplés affecte significativement l'activité EMG (RMS) des muscles du tronc, et ce, dans tous les plans de mouvement. L'apprentissage de ce contrôle par les sujets a notamment été évalué dans le but de déterminer si un protocole de ce type est envisageable pour étudier les patrons d'activation musculaire. En effet, il est préférable que ces patrons d'activation soient stables pour un type donné d'effort, avant de pouvoir les étudier. Les résultats obtenus démontrent que l'apprentissage des sujets entre les différents essais lors d'une même séance de mesure est pratiquement inexistant, autant pour le contrôle des moments couplés que pour l'activité EMG (RMS) des muscles du tronc. Par contre, les sujets démontrent un apprentissage significatif entre les sessions de mesure pour pratiquement toutes les directions d'efforts et toutes les conditions de rétroaction additionnelle. Cependant, parce que les sujets n'ont généralement pas complété leur apprentissage après deux sessions, il aurait été intéressant et préférable de prévoir une quatrième et peut-être cinquième session expérimentale ou un nombre d'essais de pratique (> 5) supérieur à chaque session. Ceci aurait permis de déterminer le nombre d'essais et de séances nécessaires pour compléter l'apprentissage de la tâche. Dans le contexte actuel de la recherche en biomécanique, ce type de protocole requérant de nombreuses mesures répétées peut cependant s'avérer très compliqué, long et coûteux.

Certaines informations utiles peuvent être tirées des présents résultats. Bien que l'on puisse considérer comme négligeable l'apprentissage de la correction des moments couplés d'une session à l'autre (diminution des moments couplés de 0,5% à 4 %), l'apprentissage au niveau de l'activation musculaire (valeurs EMG) n'est pas toujours négligeable avec des effets allant jusqu'à 28 %, tout dépendant de la direction de l'effort principal et des muscles étudiés. L'application d'un protocole avec rétroaction sur une session de mesure seulement n'est donc pas recommandée car les effets d'apprentissage mentionnés ci-haut (> 5 %) ne peuvent être négligés. Plusieurs sessions de mesures sont nécessaires pour compléter l'apprentissage de ces efforts.

5.1.3.5. Fidélité de l'activité musculaire

Les analyses statistiques comparant les CCICs et les ESMs entre les conditions de rétroaction n'ont démontré aucune différence. Cependant, il faut reconnaître que ces analyses regroupaient des conditions hétérogènes (deux intensités et 14 muscles), ce qui fait de cette analyse une évaluation grossière et possiblement peu sensible.

À notre connaissance, seulement deux groupes de recherche ont étudié la fidélité des valeurs temporelles d'EMG lors d'efforts dans le plan transversal. Ahern, Follick, Council et Laser-Wolston (1986) ont évalué la fidélité des valeurs EMG moyennes pour deux muscles lombaires lors d'efforts dynamiques sous-maximaux en rotation et en flexion-extension. Ils ont obtenu des coefficients de corrélation de Pearson allant de 0,26 à 0,86. Ng *et al.* (2003a) ont évalué la fidélité des valeurs EMG (RMS) de plusieurs muscles dorsaux et abdominaux lors d'efforts isométriques en rotation axiale à différents pourcentages de la FMV. Ils ont obtenu des CCICs allant de 0,75 à 0,97.

Les tableaux A33 à A44, retrouvés en annexes, présentent les résultats des analyses de fidélité pour chacun des muscles (14), directions (6), conditions de rétroaction additionnelle (4) et intensités (2). Les résultats démontrent une fidélité allant de pauvre à modérée (CCICs entre 0,000 et 0,71) dans la grande majorité des cas, avec quelques exceptions ($n = 4$) démontrant des CCICs supérieurs à 0,75. Malgré une standardisation rigoureuse du protocole de recherche, aucune tendance n'a été observée entre les différentes conditions de rétroaction additionnelle, les intensités et les muscles agonistes et antagonistes. Les valeurs assez basses des CCICs pourraient être expliquées en partie par le fait que nous avons utilisé les données transformées, tel qu'il a été fait avec les moments couplés, pour réaliser les analyses. Les transformations utilisées le plus souvent (le log, par exemple)

rapprochent les données extrêmes vers la moyenne de sorte que la variabilité intersujets diminue, ce qui est en retour défavorable pour les CCICs.

5.2 CONCLUSION

En conclusion, il est possible, à l'aide d'une rétroaction visuelle, de contrôler les moments couplés lors d'efforts à 50 % de la force maximale volontaire, et ce, dans les trois plans d'efforts. Le fait de contrôler ces moments couplés a également un effet sur l'activation musculaires, et ce, à de très bas niveaux de force (10 % à 50 % de la force maximale volontaire). Néanmoins, l'ajout de rétroaction visuelle ne semble pas améliorer la fidélité des valeurs EMG. Finalement, une fidélité pouvant être qualifiée de modérée à excellente est retrouvée pour les forces maximales volontaires et les valeurs électromyographiques maximales des muscles agonistes lors d'efforts au niveau du tronc dans les plans frontal, sagittal et transversal.

À la lumière de ces résultats, il est évident que les futurs projets de recherche portant sur l'activation musculaire au niveau du tronc doivent contrôler les moments couplés notamment pour les efforts dans les plans frontal et transverse. Effectivement, les différences entre les sujets asymptomatiques et symptomatiques retrouvés dans la littérature pourraient être expliquées par le fait que les sujets lombalgiques utilisent des compensations pour réduire ou contrôler la douleur, c'est-à-dire en fonction d'un comportement modulé par des variables psychologiques. Un contrôle des efforts couplés, donné en rétroaction visuelle, pourrait contrôler ces comportements face à la douleur et ainsi nous permettre de comparer les patrons d'activation musculaire afin d'aider à mieux les interpréter en termes biomécaniques ou physiologiques. L'étude biomécanique de tels comportements pourrait servir à établir des variables et indices caractéristiques permettant de bien dissocier les sujets symptomatiques et asymptomatiques. De telles variables pourraient éventuellement servir au suivi de l'évolution d'un patient dans un contexte de rééducation musculosquelettique. Cependant, compte tenu des résultats sur l'apprentissage,

l'application d'un tel protocole, autant en clinique qu'en recherche, est très difficile car des modifications non négligeables des patrons d'activation s'opèrent d'une session de mesure à l'autre.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ahern, D.K., Follick, M.J., Council, J.R., et Laser-Wolston, N. (1986). Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(10), 762-765.
- Arena, J.G., Sherman, R.A., Bruno, G.M., et Young, T.R. (1990). Temporal stability of paraspinal electromyographic recordings in low back pain and non-pain subjects. *International Journal of Psychophysiology*, 9(1), 31-37.
- Arnall, F.A., Koumantakis, G.A., Oldham, J.A., et Cooper, R.G. (2002). Between-days reliability of electromyographic measures of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. *Clinical Rehabilitation*, 16(7), 761-771.
- Au, A.K. et Keir, P.J. (2007). Interfering effects of multitasking on muscle activity in the upper extremity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 578-586.
- Baecke, J.A., Burema, J., et Frijters, J.E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36(5), 936-942.
- Baratta, R.V., Solomonow, M., Zhou, B.H., et Zhu, M. (1998). Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(5), 279-285.
- Basmajian, J.V. et De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive : their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bluthner, R., Seidel, H. and Hinz, B. (2001) Examination of the myoelectric activity of back muscles during random vibration--methodical approach and first results. *Clinical Biomechanics*, 16 Suppl 1, S25-S30.
- Bogduk, N., Johnson, G., et Spalding, D. (1998). The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 377-385.
- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Edinburgh; New York: Elsevier/Churchill Livingstone.
- Bouisset, S. et Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement Bases et application de la méthode électromyographique*. Paris: Hermann Éditeurs des Sciences et Arts.

- Bruton, A., Conway, J.H., et Holgate, S.T. (2000). Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy*, 86(2), 94-99.
- Burdorf, A. et Sorock, G. (1997). Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 23(4), 243-256.
- Cailliet, R. (2003). *Low back disorders A medical enigma*. Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins.
- Callaghan, M.J., McCarthy, C.J., Al-Omar, A., et Oldham, J.A. (2000). The reproducibility of multi-joint isokinetic and isometric assessments in a healthy and patient population, *Clinical Biomechanics*, 15(9) 678-83.
- Centre Canadien d'Hygiène et de sécurité au travail (1999). Réponses SST: Troubles musculo-squelettiques liés au travail. *Gouvernement du Canada*.
- Cholewicki, J., Panjabi, M.M., et Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22(19), 2207-2212.
- CSST (2004). *Rapport annuel- données d'exploitation 2003*. Site téléaccessible à l'adresse <<http://www.csst.qc.ca/portail/fr/>>. Consulté le 1^{er} octobre 2006.
- CSST (2005). *Rapport annuel- données d'exploitation 2004*. Site téléaccessible à l'adresse <<http://www.csst.qc.ca/portail/fr/>>. Consulté le 1^{er} octobre 2006.
- CSST (2006). *Rapport annuel- données d'exploitation 2005*. Site téléaccessible à l'adresse <<http://www.csst.qc.ca/portail/fr/>>. Consulté le 1^{er} octobre 2006.
- CSST (2007). *Rapport annuel- données d'exploitation 2006*. Site téléaccessible à l'adresse <<http://www.csst.qc.ca/portail/fr/>>. Consulté le 27 décembre 2007.
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P.B., Burnett, A.F., Straker, L.M., et Danneels, L.A. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 333-342.
- Danneels, L.A., Cagnie, B.J., Cools, A.M., Vanderstraeten, G.G., Cambier, D.C., Witvrouw, E.E., et De Cuyper, H.J. (2001). Intra-operator and inter-operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles. *Manual Therapy*, 6(3), 145-153.

- Danneels, L.A., Coorevits, P.L., Cools, A.M., Vanderstraeten, G.G., Cambier, D.C., Witvrouw, E.E., et De, C.H. (2002). Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. *European Spine Journal*, 11(1), 13-19.
- Daveluy, C. et Institut de la statistique du Québec. (2000). *Enquête sociale et de santé 1998*. Québec: Institut de la statistique du Québec.
- De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Dedering, A., Roos af Hjelmsater, M., Elfving, B., Harms-Ringdahl, K., et Nemeth, G. (2000). Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(3), 151-158.
- Delitto, A., Rose, S.J., Crandell, C.E., et Strube, M.J. (1991). Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine*, 16(7), 800-803.
- Dolce, J.J. et Raczynski, J.M. (1985). Neuromuscular activity and electromyography in painful backs: psychological and biomechanical models in assessment and treatment. *Psychological Bulletin*, 97(3), 502-520.
- Dumas, G.A., Poulin, M.J., Roy, B., Gagnon, M., et Jovanovic, M. (1991). Orientation and moment arms of some trunk muscles. *Spine*, 16(3), 293-303.
- Dvir, Z. et Keating, J. (2001). Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clinical Biomechanics*, 16(7), 627-630.
- Ehrlich, G.E. (2003). Low back pain. *Bulletin of World Health Organization*, 81(9), 671-676.
- Elfving, B., Dederling, A., et Nemeth, G. (2003). Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 619-630.
- Elfving, B., Nemeth, G., Arvidsson, I., et Lamontagne, M. (1999). Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(4), 235-243.

- Essendrop, M., Maul, I., Laubli, T., Riihimaki, H., et Schibye, B. (2002). Measures of low back function: a review of reproducibility studies. *Clinical Biomechanics*, 17(4), 235-249.
- Farina, D., Merletti, R., et Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.
- Fathallah, F.A., Marras, W.S., et Parnianpour, M. (1998). The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. *Spine*, 23(9), 1035-1042.
- Fleiss, J.L. (1986). *The design and analysis of clinical experiments*. New York: Wiley.
- Fortin, M.-F. (1996). *Le processus de la recherche: de la conception à la réalisation*. Ville Mont-Royal: Décarie Éditeur inc.
- Friedlander, A.L., Block, J.E., Byl, N.N., Stubbs, H.A., Sadowsky, H.S., et Genant, H.K. (1991). Isokinetic Limb and Trunk Muscle Performance Testing: Short-Term Reliability. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 14(5), 220-224.
- Frymoyer, J.W., Pope, M.H., Clements, J.H., Wilder, D.G., MacPherson, B., et Ashikaga, T. (1983). Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 65(2), 213-218.
- Gardner-Morse, M.G. et Stokes, I.A. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 86-91.
- Gauthier, A., Davenne, D., Martin, A., et 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(3), 249-252.
- Geisser, M.E., Robinson, M.E., et Richardson, C. (1995). A time series analysis of the relationship between ambulatory EMG, pain, and stress in chronic low back pain. *Biofeedback and Self-regulation*, 20(4), 339-355.
- Granata, K.P., Lee, P.E., et Franklin, T.C. (2005). Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics*, 20(10), 1029-1037.
- Granata, K.P. et Marras, W.S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25(11), 1398-404.

- Graves, J.E. et James, R.J. (1990). Concurrent augmented feedback and isometric force generation during familiar and unfamiliar muscle movements. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 61(1), 75-79.
- Graves, J.E., Pollock, M.L., Carpenter, D.M., Leggett, S.H., Jones, A., MacMillan, M., et Fulton, M. (1990). Quantitative assessment of full range-of-motion isometric lumbar extension strength. *Spine*, 15(4), 289-294.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., et Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hodges, P.W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74-86.
- Hodges, P.W. et Moseley, G.L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 361-370.
- Hupli, M., Sainio, P., Hurri, H., et Alaranta, H. (1997). Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used at clinical settings. *Journal of Spinal Disorders*, 10(5), 391-397.
- Institut nationale de santé publique du Québec (s.d.). *Site web de l'institut national de santé publique du Québec*. Site téléaccessible à l'adresse <<http://www.inspq.qc.ca/>>. Consulté le 29 septembre 2006.
- Jung, M.-C. et Hallbeck, S.M. (2004). Quantification of the effects of instruction type, verbal encouragement and visual feedback on static and peak handgrip strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34, 367-374.
- Karatas, G.K., Gogus, F., et Meray, J. (2002). Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(2), 79-85.
- Keating, J.L. et Matyas, T.A. (1996). The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Physical Therapy*, 76(8), 866-889.
- Keller, A., Hellesnes, J., et Brox, J.I. (2001). Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test: assessment of intraclass correlation coefficient and critical difference in patients with chronic low back pain and healthy individuals. *Spine*, 26(7), 771-777.

- Kim, H.J. et Kramer, J.F. (1997). Effectiveness of visual feedback during isokinetic exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(6), 318-323.
- Kollmitzer, J., Ebenbichler, G.R., et Kopf, A. (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology*, 110(4), 725-734.
- Komi, P.V. et Buskirk, E.R. (1970). Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyography*, 10(4), 357-367.
- Krogh-Lund, C. et Jorgensen, K. (1991). Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square-amplitude of the electromyogram during 25% maximal voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63(1), 60-69.
- Kumar, S., Dufresne, R.M., et Van Schoor, T. (1995). Human trunk strength profile in lateral flexion and axial rotation. *Spine*, 20(2), 169-77.
- Kumar, S. et Mital, A. (1996). *Electromyography in ergonomics*. Bristol, PA: Taylor & Francis Ltd.
- Kumar, S. et Narayan, Y. (2001). Torque and EMG in isometric graded flexion-rotation and extension-rotation. *Ergonomics*, 44(8), 795-813.
- Kumar, S. et Narayan, Y. (2006). Torque and EMG in rotation extension of the torso from pre-rotated and flexed postures. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 920-931.
- Kumar, S., Narayan, Y., et Garand, D. (2001). Isometric axial rotation of the trunk in the neutral posture. *European Journal of Applied Physiology*, 86(1), 53-61.
- Kumar, S., Narayan, Y., et Garand, D. (2002). Electromyography of trunk muscles in isometric graded axial rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(4), 317-28.
- Kumar, S., Narayan, Y., et Garand, D. (2003). An electromyographic study of isokinetic axial rotation in young adults. *Spine Journal*, 3(1), 46-54.
- Kumar, S., Narayan, Y., Stein, R.B., et Snijders, C. (2001). Muscle fatigue in axial rotation of the trunk. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28, 113-125.

- Kumar, S., Narayan, Y., et Zedka, M. (1996). An electromyographic study of unresisted trunk rotation with normal velocity among healthy subjects. *Spine*, 21(13), 1500-1512.
- Larivière, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., et Loisel, P. (2001a). Effect of step and ramp static contractions on the median frequency of electromyograms of back muscles in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 85(6), 552-559.
- Larivière, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., et Loisel, P. (2001b). Median frequency of the electromyographic signal: effect of time-window location on brief step contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(1), 65-71.
- Larivière, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., et 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(2), 91-102.
- Larivière, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., et Vadeboncoeur, R. (2002). Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(9), 1206-1214.
- Larivière, C., Gagnon, D., Gravel, D., Arsenault, A.B., Dumas, J., Goyette, M., et Loisel, P. (2001). A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clinical Biomechanics*, 16(1), 80-83.
- Larivière, C., Gagnon, D., Gravel, D., et Arsenault, A.B. (2007). The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part I - Validity and reliability of electromyographic indices of fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.012
- Larivière, C., Gravel, D., Gagnon, D., Gardiner, P., Arsenault, A.B., et Gaudreault, N. (2006). Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: a study of neuromuscular activation patterns. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 893-904.
- Lavender, S.A., Chen, I.H., Trafimow, J., et Andersson, G.B. (1995). The effects of lateral trunk bending on muscle recruitments when resisting nonsagittally symmetric bending moments. *Spine*, 20(2), 184-190.

- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., et Andersson, G.B. (1993). Trunk muscle activation and cocontraction while resisting applied moments in a twisted posture. *Ergonomics*, 36(10), 1145-1157.
- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., Andersson, G.B., Hafezi, A., et Shin, C.C. (1992a). Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(5), 691-700.
- Lavender, S.A., Tsuang, Y.H., Hafezi, A., Andersson, G.B., Chaffin, D.B., et Hughes, R.E. (1992b). Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. *Human Factors*, 34(2), 239-247.
- Lechner, D.E., Bradbury, S.F., et Bradley, L.A. (1998). Detecting sincerity of effort: a summary of methods and approaches. *Physical Therapy*, 78(8), 867-888.
- Lehman, G.J. et McGill, S.M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7), 444-446.
- Lu, W.W., Luk, K.D., Cheung, K.M., Wong, Y.W., et Leong, J.C. (2001). Back muscle contraction patterns of patients with low back pain before and after rehabilitation treatment: an electromyographic evaluation. *Journal of Spinal Disorders*, 14(4), 277-282.
- Macintosh, J.E. et Bogduk, N. (1986). The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clinical Biomechanics*, 1, 205-213.
- Macintosh, J.E. et Bogduk, N. (1987). 1987 Volvo award in basic science. The morphology of the lumbar erector spinae. *Spine*, 12(7), 658-668.
- Macintosh, J.E. et Bogduk, N. (1991). The attachments of the lumbar erector spinae. *Spine*, 16(7), 783-792.
- Macintosh, J.E. et Valencia, F. (1986). The morphology of the human lumbar multifidus. *Clinical Biomechanics*, 1, 196-204.
- Madsen, O.R. (1996). Trunk extensor and flexor strength measured by the Cybex 6000 dynamometer. Assessment of short-term and long-term reproducibility of several strength variables. *Spine*, 21(23), 2770-2776.
- Manek, N.J. et MacGregor, A.J. (2005). Epidemiology of back disorders: prevalence, risk factors, and prognosis. *Current Opinion in Rheumatology*, 17(2), 134-140.

- Manning, D.P., Mitchell, R.G., et Blanchfield, L.P. (1984). Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. *Spine*, 9(7), 734-739.
- Marieb, E.N. (1999). *Anatomie et physiologie humaines*. Saint-Laurent, Qué.: Éd. du Renouveau pédagogique.
- Marras, W.S. et Granata, K.P. (1995). A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. *Spine*, 20(13), 1440-1451.
- Marras, W.S. et Granata, K.P. (1997). Spine loading during trunk lateral bending motions. *Journal of Biomechanics*, 30(7), 697-703.
- Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Rajulu, S.L., Allread, W.G., Fathallah, F.A., et Ferguson, S.A. (1993). The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine*, 18(5), 617-628.
- Matheson, L., Mooney, V., Caiozzo, V., Jarvis, G., Pottinger, J., DeBerry, C., Backlund, K., Klein, K., et Antoni, J. (1992). Effect of instructions on isokinetic trunk strength testing variability, reliability, absolute value, and predictive validity. *Spine*, 17(8), 914-21.
- Mathiassen, S.E., Winkel, J., et Hägg, G. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(4), 197-226.
- Mathur, S., Eng, J.J., et MacIntyre, D.L. (2005). Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(1), 102-110.
- McGill, S.M. et Hoodless, K. (1990). Measured and modelled static and dynamic axial trunk torsion during twisting in males and females. *Journal of Biomedical Engineering*, 12(5), 403-409.
- McGill, S.M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(1), 91-103.
- McGill, S.M. (1992). The influence of lordosis on axial trunk torque and trunk muscle myoelectric activity. *Spine*, 17(10), 1187-1193.

- Merletti, R., De Luca C.J., et Sathyan, D. (1994) Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *Journal of Applied Physiology* 77 (5), 2104-2114.
- Moreland, J., Finch, E., Stratford, P., Balsor, B., et Gill, C. (1997). Interrater reliability of six tests of trunk muscle function and endurance. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(4), 200-208.
- Mortimer, J.T., Magnusson, R., et Petersen, I. (1970). Conduction velocity in ischemic muscle: effect on EMG frequency spectrum. *The American journal of physiology*, 219(5), 1324-1329.
- Nargol, A.V., Jones, A.P., Kelly, P.J., et Greenough, C.G. (1999). Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine*, 24(9), 883-888.
- Newton, M., Thow, M., Somerville, D., Henderson, I., et Waddell, G. (1993). Trunk strength testing with iso-machines. Part 2: Experimental evaluation of the Cybex II Back Testing System in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine*, 18(7), 812-824.
- Newton, M. et Waddell, G. (1993). Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: Review of a decade of scientific evidence. *Spine*, 18(7), 801-811.
- Ng, J.K., Kippers, V., Parnianpour, M., et Richardson, C.A. (2002a). EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(7), 1082-1086
- Ng, J.K., Parnianpour, M., Kippers, V., et Richardson, C.A. (2003a). Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clinical Neurophysiology*, 114(12), 2355-2361.
- Ng, J.K., Parnianpour, M., Richardson, C.A., et Kippers, V. (2001). Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(3), 463-471.
- Ng, J.K., Parnianpour, M., Richardson, C.A., et Kippers, V. (2003b). Effect of fatigue on torque output and electromyographic measures of trunk muscles during isometric axial rotation. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(3), 374-381.
- Ng, J.K. et Richardson, C.A. (1996). Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(3), 259-264.

- Ng, J.K., Richardson, C.A., Parnianpour, M., et Kippers, V. (2002a). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(1), 112-121.
- Ng, J.K., Richardson, C.A., Parnianpour, M., et Kippers, V. (2002b). Fatigue-related changes in torque output and electromyographic parameters of trunk muscles during isometric axial rotation exertion: an investigation in patients with back pain and in healthy subjects. *Spine*, 27(6), 637-646.
- Ng, J.K., Kippers, V., Parnianpour, M., et Richardson, C.A. (2002). EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(7), 1082-1086.
- Ng, J.K., Parnianpour, M., Kippers, V., et Richardson, C.A. (2003). Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. *Clinical Neurophysiology*, 114(12), 2355-2361.
- Oldfield, R.C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97-113.
- Oliver, C.W., Tillotson, K.M., Jones, A.P., Royal, R.A., et Greenough, C.G. (1996). Reproducibility of lumbar paraspinal surface electromyogram power spectra. *Clinical Biomechanics*, 11(6), 317-321.
- Panjabi, M.M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383-389.
- Panjabi, M.M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390-396.
- Panjabi, M.M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 371-379.
- Panjabi, M.M. (2006). A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *European Spine Journal*, 15(5), 668-676.
- Peach, J.P., Gunning, J., et 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(6), 403-410.
- Peacock, B., Westers, T., Walsh, S., et Nicholson, K. (1981). Feedback and maximum voluntary contraction. *Ergonomics*, 24(3), 223-8.

- Pérez, C.E. (2000). Travailleurs et maux de dos chroniques. *Rapports sur la santé - Statistiques Canada*, 12(1).
- Pirouzi, S., Hides, J., Richardson, C., Darnell, R., et Toppenberg, R. (2006). Low back pain patients demonstrate increased hip extensor muscle activity during standardized submaximal rotation efforts. *Spine*, 31(26), E999-E1005.
- Platzer, W., Fritsch, H., Frotscher, M., et Kahle, W. (2001). *Atlas de poche d'anatomie*. Paris: Flammarion Médecine-Sciences.
- Pope, M.H., Andersson, G.B., Broman, H., Svensson, M., et Zetterberg, C. (1986). Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(3), 288-297.
- Pope, M.H. et Panjabi, M. (1985). Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine*, 10(3), 255-256.
- Preuss, R. et Fung, J. (2005). Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Manual Therapy*, 10(1), 14-20.
- Roe, C., Steingrimsdottir, O.A., Knardahl, S., Bakke, E.S., et Vollestad, N.K. (2006). Long-term repeatability of force, endurance time and muscle activity during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(1), 103-113.
- Roussel, N., Nijs, J., Truijen, S., Breugelmans, S., Claes, I., et Stassijns, G. (2006). Reliability of the assessment of lumbar range of motion and maximal isometric strength. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 576-582.
- Rytokoski, U., Karppi, S.L., Puukka, P., Soini, J., et Ronnema, T. (1994). Measurement of low back mobility, isometric strength and isoinertial performance with isostation B-200 triaxial dynamometer: reproducibility of measurement and development of functional indices. *Journal of Spinal Disorders*, 7(1), 54-61.
- Santé Canada. (2002). *Le fardeau économique de la maladie au Canada, 1998*. Ottawa: Division de la recherche sur les politiques Direction de la politique stratégique Direction générale de la santé de la population et de la santé publique Santé Canada.

- Schultz, A., Haderspeck, K., Warwick, D., et Portillo, D. (1983). Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. *Journal of Orthopaedic Research*, 1(1), 77-91.
- Schultz, S.E. et Kopec, J.A. (2003). Effet des problèmes de santé chroniques. *Rapports sur la santé - Statistiques Canada*, 14(4).
- 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.
- Shavelson RJ, Webb NM. Generalizability theory. A primer. London: SAGE Publications, 1991.
- Shelerud, R.A. (2006). Epidemiology of occupational low back pain. *Clinics in Occupational and Environmental*, 5(3), 501-528.
- Smith, S.S., Mayer, T.G., Gatchel, R.J., et Becker, T.J. (1985). Quantification of lumbar function. Part 1: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine*, 10(8), 757-764.
- Sommerich, C.M. et Marras, W.S. (2004). *Muscle Strength* (p.379-391). Boca Raton, Fla. ; London: CRC Press.
- Stokes, I.A., Moffroid, M., Rush, S., et Haugh, L.D. (1989). EMG to torque relationship in rectus abdominis muscle. Results with repeated testing. *Spine*, 14(8), 857-861.
- Strine, T.W. et Hootman, J.M. (2007). US national prevalence and correlates of low back and neck pain among adults. *Arthritis and Rheumatism*, 57(4), 656-665.
- Sung, P.S., Spratt, K.F., et Wilder, D.G. (2004). A possible methodological flaw in comparing dominant and nondominant sided lumbar spine muscle responses without simultaneously considering hand dominance, *Spine*, 29(17) 1914-1922.
- Thelen, D.G., Schultz, A.B., et Ashton-Miller, J.A. (1995). Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(3), 390-398.
- van Dieen, J.H., Selen, L.P., et Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 333-351.

- van Dieen, J.H., Thissen, C.E., van de Ven, A.J., et 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 and Occupational Physiology*, 63(3-4), 216-222.
- Veiersted, K.B. (1991). The reproducibility of test contractions for calibration of electromyographic measurements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62(2), 91-98.
- Viitasalo, J.T., Saukkonen, S., et Komi, P.V. (1980). Reproducibility of measurements of selected neuromuscular performance variables in man. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 20(6), 487-501.
- Vincent, W.J. (1999). *Statistics in kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Winter, D.A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken, N.J.: John Wiley & Sons.
- Yang, J.F. et Winter, D.A. (1983). Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 64(9), 417-420.
- Ylinen, J.J., Rezasoltani, A., Julin, M.V., Virtapohja, H.A., et Malkia, E.A. (1999). Reproducibility of isometric strength: measurement of neck muscles. *Clinical Biomechanics*, 14(3), 217-9.

ANNEXE A

TABLEAUX ADDITIONNELS

Tableau A1
Facteurs de risques couramment associés aux lombalgies

Personnels	Âge, sexe, grandeur, poids, cigarette, activité physique, état civil, éducation (Burdorf et Sorock, 1997; Manek et MacGregor, 2005; Shelerud, 2006)
Psychosociaux	Stress, insatisfaction au travail, cadence de travail, travail monotone, peu de pouvoir de décision (Burdorf et Sorock, 1997); comportement face à la douleur, humeur dépressive, fonctionnement cognitif (Manek et MacGregor, 2005; Shelerud, 2006)
Occupationnels	Manipulation manuelle de matériaux, fréquentes torsions et flexions du tronc, lourde charge physique à transporter, posture de travail statique, mouvements répétitifs, vibrations (Burdorf et Sorock, 1997; Centre Canadien d'Hygiène et de sécurité au travail, 1999; Manek et MacGregor, 2005; Shelerud, 2006; travail, 1999).

Tableau A2
Facteurs influençant l'EMG de surface

Non physiologiques	
Anatomique	<ul style="list-style-type: none"> - Forme du volume conducteur - Épaisseur des couches de tissus sous-cutanées - Non homogénéité des tissus - Distribution des territoires des unités motrices dans le muscle - Grandeur des territoires des unités motrices - Distribution et nombre de fibres dans les territoires des unités motrices - Longueur des fibres musculaires - Étendue des jonctions neuromusculaires et des tendons parmi les unités motrices - Étendue des zones d'innervations et des régions des tendons parmi les unités motrices - Présence de plus d'un angle de pennation
Système de détection	<ul style="list-style-type: none"> - Contact entre la peau et les électrodes (impédance, bruit) - Filtre spatial pour la détection du signal - Distance inter électrodes - Grandeur et forme des électrodes - Inclinaison du système de détection (angle de la paire) par rapport à l'orientation des fibres musculaires - Placement de l'électrode sur le muscle
Géométrique	<ul style="list-style-type: none"> - Raccourcissement des fibres musculaires - Déplacement du muscle relativement au système de détection
Physique	<ul style="list-style-type: none"> - Conductivité des tissus - Quantité d'interférence provenant des muscles environnants
Physiologiques	
Propriétés membranaires de la fibre	<ul style="list-style-type: none"> - Vitesse moyenne de conduction de la fibre - Distribution des vitesses de conduction des unités motrices - Distribution des vitesses de conduction dans les unités motrices - Forme des potentiels d'action intracellulaires
Propriétés des unités motrices	<ul style="list-style-type: none"> - Nombre d'unités motrices recrutées - Distribution des fréquences de décharge des unités motrices - Statistiques et coefficient de variation pour les fréquences de décharge - Synchronisation des unités motrices

Traduit et adapté de : Farina, D., Merletti, R., et Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG, *Journal of Applied Physiology*, 96(4) 1486-95.

Tableau A3
Recommandations pour le placement des électrodes

Préparation de la peau

- Un bon contact entre la peau et l'électrode est important pour obtenir de meilleurs enregistrements de signaux, moins d'artéfacts et moins de bruit dans les signaux.
- Raser la région si la surface de la peau où sera installée l'électrode est recouverte de poils, frotter la peau avec un tissu abrasif pour diminuer l'impédance de la peau et nettoyer la peau avec de l'alcool et laisser l'alcool s'évaporer pour que la peau soit sèche avant l'installation des électrodes.

Détermination de l'endroit où sera installée l'électrode

- Les électrodes doivent être placées à un endroit où un signal de qualité et stable peut être obtenu.

Placement et fixation des électrodes

- Placer les électrodes bipolaires aux endroits recommandés avec une orientation parallèle aux fibres musculaires. Si les électrodes sont des barres, elles doivent être placées perpendiculairement aux fibres musculaires.
- Utiliser des bandes élastiques ou du ruban adhésif d'une façon qui fera en sorte que les électrodes seront retenues bien en place, que le mouvement du sujet ne sera pas gêné et que les câbles ne tirent pas sur les électrodes.
- L'électrode de référence doit être placée sur une zone inactive telle un repère osseux. Le contact de cette électrode est très important dans l'acquisition des signaux.

Traduit et adapté de: Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., et Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5) 361-74.

Tableau A4

Résumé des publications sur la fidélité de la force maximale volontaire au niveau du tronc, lors de contractions isométriques, classées par ordre chronologique

Auteur	Mouvement (s) au niveau du tronc	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Rétroaction et encouragements	Statistiques
Smith (1985)	Extension Flexion Rotation	25	2	7-14 jrs	Encouragements	$r = 0,74-0,96$ (extension) $r = 0,76-0,77$ (flexion) $r = 0,77-0,93$ (rotation)
Stokes (1989)	Flexion	17	4	2 sem.	Pas spécifié	$p < 0,01$ ↑ force de 16,8%
Graves (1990)	Extension	136	5	30 min (t1 et t2) 72 hres (j1 à j3)	Rétroaction visuelle	$r = 0,78-0,98$ (T1 vs T2 pour J1 et J2) $r = 0,70-0,95$ (J1T1 vs J2T1) $r = 0,81-0,97$ (J2T1 vs J3T1)
Rytökoski (1994)	Flexion Extension Flexion latérale Rotation	61	2	1 sem.	Pas spécifié	$r = 0,82-0,99$ $p < 0,001$
Madsen (1996)	Extension Flexion	24	3	1-7 jrs (t1 et t2) 23-48 jrs (t2 et t3)	Pas spécifié	$r = 0,63$ (extension) $r = 0,61$ (flexion)

Auteur	Mouvement (s) au niveau du tronc	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Rétroaction et encourage- ments	Statistiques
Moreland (1997)	Extension flexion	39	3	Intervalle total: 1 sem	Pas spécifié	CCIC = 0,24 (abdominaux) CCIC = 0,25 (extenseurs)
Elfving (1999)	Extension	11	3	5 jours (en moy.)	Rétroaction visuelle	CCIC = 0,93 ESM = 19Nm CV = 11%
Elfving (2002)	Extension	55 (57)	2	1-6 jrs	Rétroaction visuelle	CCIC = 0,93 (normaux et lombalgiques)
Larivière (2002)	Extension	20 (20)	3	2 jrs min dans intervalle de 2 sem.	Rétroaction visuelle Encourage- ments	CCIC = 0,73 ESM = 19% (normaux) CCIC = 0,85 ESM = 13% (lombalgiques)
Ng (2003)	Rotation	10	2	Au moins 7 jours	Rétroaction visuelle, Encourage- ments verbaux	CCIC = 0,98 CCIC = 0,93 (moments couplés dans plan sagittal et frontal)
Larivière (2006)	Extension	31	3	Au moins 2 jours Max 1 sem.	Rétroaction visuelle, Encourage- ments verbaux	CCIC = 0,91 SEM = 9% (entre T2 et T3)

Auteur	Mouvement (s) au niveau du tronc	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Rétroaction et encourage- ments	Statistiques
Roussel (2006)	Flexion Extension Flexion latérale Rotation	61	2	15 min.	Encourage- ments verbaux	CCIC = 0,95- 0,97

CCIC = coefficient de corrélation intra classe; CV = coefficient de variation; r = coefficient de corrélation de Pearson; ESM = erreur type de mesure (standard error of the mean)

Tableau A5

Résumé des publications sur la fidélité de la force maximale volontaire au niveau du tronc, lors de contractions dynamiques, classées par ordre chronologique

Auteur	Mouvement (s) au niveau du tronc	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Rétroaction et encouragements	Statistiques
Smith (1985)	Extension Flexion Rotation	25	2	7-14 jrs	Encouragements	$r = 0,74-0,96$ (extension) $r = 0,76-0,77$ (flexion) $r = 0,77-0,93$ (rotation)
Delitto (1990)	Flexion Extension	61	3	1 et 3 sem.	Pas spécifié	CCIC = 0,74-0,88
Friedlander (1991)	Flexion Extension	15	2	24 hres	Aucun encouragement verbal	$r = 0,83-0,95$ CV = 2,8-12,0%
Newton (1993)	Extension Flexion Rotation	70 (120)	4	2-3 jrs	Pas spécifié	CCIC = 0,94-0,98 (extension-flexion) CCIC = 0,90-0,98 (rotation)
Madsen (1996)	Extension Flexion	24	3	1-7 jrs (t1 et t2) 23-48 jrs (t2 et t3)	Pas spécifié	$r = 0,64-0,79$
Hupli (1997)	Flexion Extension	20 (20)	2	2	Encouragements verbaux	$r = 0,47-0,67$

Auteur	Mouvement (s) au niveau du tronc	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Rétroaction et encourage- ments	Statistiques
Dvir (2001)	Extension	35	2	1-2 sem.	Pas spécifié	CCIC = 0,70- 0,87 ESM = 8- 11% (femmes) CCIC = 0,52- 0,78 ESM = 10- 16 % (hommes)
Keller (2001)	Extension	31 (31)	3	5-10 jrs	Pas spécifié	CCIC = 0,96- 0,98 (normaux) CCIC = 0,95- 0,98 (lombalgiques)
Karatas (2002)	Flexion Extension	15	3	48 hres	Rétroaction visuelle et encourage- ments verbaux	CCIC = 0,95- 0,98 (différents évaluateurs) CCIC = 0,80- 0,94 (évaluateur #1) CCIC = 0,86- 0,95 (évaluateur #2)

CCIC = corrélation intra classe; CV = coefficient de variation; r = coefficient de corrélation de Pearson

Tableau A6

Résumé des publications sur la fidélité des variables temporelles EMG lors de contractions isométriques, classées par ordre chronologique

Auteur	Muscles étudiés	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Variables mesurées	Statistiques
Arena (1990)	Muscles lombaires (L3 et L5)	20 (29)	2	1 sem	EMGmoy	$r = 0,36-0,70$ (lombalgiques valeur absolue) $r = 0,16-0,43$ (lombalgiques valeur relative) $r = 0,32-0,92$ (normaux valeur absolue) $r = 0,83-0,96$ (normaux valeur relative)
Biedermann (1990)	Multifide Iliocostal lombaire	31	2	5 jours	RMS	$r = 0,86-0,93$ ESM = 5,5 -7,6
Thompson (1993)	Multifide Iliocostal lombaire	26	2	3 mois	RMS	$r = 0,85-0,94$
Arnall (2002)	Muscles paraspinaux (L2/L3 et L4/L5)	10	2	Au moins 3 jours	RMS	CCIC = 0,43-1,00 (brutes) 0,25-0,87 (normalisées)

Auteur	Muscles étudiés	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Variables mesurées	Statistiques
Ng (2003)	Droit de l'abdomen Oblique externe Oblique interne Grand dorsal Iliocostal lombaire multifide	1	2	Au moins 7 jours	Amplitude EMG 100% FMV 70% FMV 50% FMV 30%FMV	 CCIC = 0,82-0,95 CCIC = 0,75-0,97 CCIC = 0,76-0,92 CCIC = 0,75-0,90
Dankaerts (2004)	Multifide lombaire Iliocostal lumborum pars thoracis Érecteurs du rachis thoraciques Obliques internes et externes	11 (5)	2	7 jours max	Enveloppe linéaire Max Sous max	 CCIC = 0,70 (0,19-0,99) ESM = 17% CCIC = 0,88 (0,78-0,97) ESM = 7%

CCIC = corrélation intra classe; CV = coefficient de variation; r = coefficient de corrélation de Pearson; ESM: erreur type de mesure (standard error of the mean)

Tableau A7

Résumé des publications sur la fidélité des variables temporelles EMG lors de contractions dynamiques, classées par ordre chronologique

Auteur	Muscles étudiés	Nb. de sujets	Nb. de tests	Temps entre les séances	Variables mesurées	Stats
Ahern (1986)	Muscles lombaires (L3-L4 et L4-L5)	(29)	2	1-33 sem	EMGmoy	$r = 0,66-0,97$ (même séance) $r = 0,26-0,86$ (séance différente)
Lee (1992)	Muscles lombaires (L4)	21 (8)	2	30 sec à 3 min	IEMG	CV = 4,9% CV = 2,6%
Larivière (2000)	Érecteurs rachis lombaires et thoraciques, grand dorsal, grand droit de l'abdomen; obliques internes et externes	5 (5)	3	Au moins 48 hres mais 2 sem max	Amplitude EMG	CCIC = 0,34-0,93 (flexion-extension) CCIC = -0,07-0,98 (flexion latérale)
Danneels (2001)	Multifide (niveau épines iliaques) Ilio-costal (L1)	10	3	1 sem	EMGmoy	CCIC > 0,75 (même évaluateur) CCIC = faible (évaluateurs différents)

CIC = corrélation intra classe; CV = coefficient de variation; r = coefficient de corrélation de Person; ESM = erreur type de mesure (standard error of the mean)

Tableau A8
Les différentes séries d'efforts exécutées par les sujets

Série	Moment principal	Rétroaction	Nb essais
A Contractions maximales	FE	FE	Baratta
	FL	FL	Baratta
	RA	RA	Baratta
B Contractions sous-maximales	FE	FE	5
		FE+FL	5
		FE+RA	5
		FE+FL+RA	5
C Contractions sous-maximales	FL	FL	5
		FL+FE	5
		FL+RA	5
		FL+FE+RA	5
D Contractions sous-maximales	RA	RA	5
		RA+FE	5
		RA+FL	5
		RA+FE+FL	5

FE: Flexion-extension; FL : Flexion latérale, RA : Rotation axiale

Tableau A9
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU}, lors de MP_E

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Interaction Essai Intensité	Session Essai Intensité		
Moments couplés										
FL	0,031	0,762	0,000	0,118	0,391	0,980	0,989	0,989	0,989	J2 > J3
RA	0,000	0,559	0,000	0,640	0,014	0,811	0,793	0,793	0,793	J2 > J1
Muscles agonistes										
MU-L5 g	0,195	0,860	0,000	0,969	0,419	0,993	0,999	0,999	0,999	J1 > J2, J3
MU-L5 d	0,000	0,775	0,000	0,924	0,342	0,962	0,979	0,979	0,979	
IL-L3 g	0,193	0,763	0,000	0,933	0,997	0,959	0,999	0,999	0,999	
IL-L3 d	0,076	0,932	0,000	0,948	0,265	0,979	0,948	0,948	0,948	
LO-L1 g	0,013	0,659	0,000	0,965	0,076	0,984	0,992	0,992	0,992	J3 > J1
LO-L1 d	0,000	0,629	0,000	0,999	0,171	0,673	0,999	0,999	0,999	J2 > J1, J3
LO-T10 g	0,000	0,632	0,000	0,948	0,058	0,932	0,949	0,949	0,949	J2 > J1, J3
LO-T10 d	0,150	0,425	0,063	0,453	0,243	0,378	0,415	0,415	0,415	
Muscles antagonistes										
GD-AB g	0,037	0,880	0,000	1,000	0,219	0,922	0,991	0,991	0,991	J3 > J2
GD-AB d	0,000	0,980	0,000	0,990	0,549	0,993	0,997	0,997	0,997	J1, J3 > J2
OB-EXT g	0,000	0,881	0,000	0,956	0,012	0,997	0,968	0,968	0,968	J1, J2 > J3
OB-EXT d	0,000	0,575	0,000	0,917	0,039	0,944	0,976	0,976	0,976	J1 > J2, J3
OB-INT g	0,000	0,840	0,000	0,580	0,002	0,897	0,373	0,373	0,373	J1 > J2, J3
OB-INT d	0,574	0,472	0,000	0,969	0,268	0,948	1,000	1,000	1,000	

Tableau A10
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL}, lors de MP_E

	Session		Essai	Intensité	Interaction		Intensité	Interaction		Intensité	Interaction		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai			Session	Essai		Session	Essai		Session	Essai	
Moments couplés													
FL	0,000	0,503		0,000	0,622	0,436		0,146	0,962				J1, J2 > J3
RA	0,000	0,572		0,000	0,993	0,000		0,771	0,997				J2 > J1; J1, J2 > J3
Muscles agonistes													
MU-L5 g	0,001	0,527		0,000	0,769	0,341		0,639	0,799				J1, J2 > J3
MU-L5 d	0,028	0,895		0,000	0,996	0,210		0,594	0,984				J1 > J3
IL-L3 g	0,079	0,960		0,000	1,000	0,752		0,989	0,986				
IL-L3 d	0,000	0,818		0,000	0,772	0,075		0,687	0,923				J2 > J1; J3 > J2
LO-L1 g	0,069	0,729		0,000	0,936	0,734		0,972	0,994				
LO-L1 d	0,000	0,559		0,000	0,777	0,034		0,888	0,829				J1, J3 > J2
LO-T10 g	0,744	0,217		0,000	0,196	0,559		0,976	1,000				
LO-T10 d	0,016	0,753		0,017	0,862	0,033		0,687	0,818				J2 > J1, J3
Muscles antagonistes													
GD-AB g	0,001	0,957		0,000	0,985	0,305		0,884	0,999				J1, J3 > J2
GD-AB d	0,000	0,796		0,000	0,966	0,457		0,978	1,000				J1, J3 > J2
OB-EXT g	0,000	0,982		0,000	0,901	0,066		0,983	0,995				J1 > J3
OB-EXT d	0,000	0,838		0,000	0,899	0,059		0,827	0,930				J1 > J2, J3
OB-INT g	0,000	0,952		0,000	0,951	0,000		0,950	0,998				J1 > J2, J3
OB-INT d	0,320	0,785		0,000	0,633	0,484		0,785	0,997				

Tableau A11
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA}, lors de MP_E

	Session		Interaction Session Essai		Interaction Session intensité		Interaction Session Essai Intensité		Tests post-hoc (effet session)	
	Session	Essai	Intensité	Session	Essai	Intensité	Session	Essai	Intensité	
Moments couplés										
FL	0,000	0,857	0,000	0,745	0,137	0,741	0,809	0,934		J1 > J3
RA	0,000	0,018	0,000	0,595	0,097	0,602				J1, J2 > J3
Muscles agonistes										
MU-L5 g	0,102	0,229	0,000	0,920	0,480	0,949	1,000			
MU-L5 d	0,002	0,581	0,000	0,291	0,027	0,993	0,831			J1 > J3
IL-L3 g	0,015	0,355	0,000	0,731	0,672	0,757	0,930			J1 > J3
IL-L3 d	0,006	0,612	0,000	0,953	0,291	0,590	0,976			J1 > J2
LO-L1 g	0,008	0,802	0,000	0,922	0,295	0,971	0,998			J2 > J1
LO-L1 d	0,000	0,829	0,000	0,987	0,304	0,993	0,982			J1 > J2
LO-T10 g	0,000	0,641	0,000	0,991	0,256	0,913	0,989			J1 > J2
LO-T10 d	0,031	0,501	0,003	0,608	0,052	0,574	0,663			J2 > J3
Muscles antagonistes										
GD-AB g	0,014	0,648	0,000	0,943	0,179	0,735	0,889			J3 > J2
GD-AB d	0,000	0,969	0,000	0,973	0,237	0,893	0,998			J1, J3 > J2
OB-EXT g	0,000	0,997	0,000	1,000	0,018	0,986	0,997			J1 > J2, J3; J2 > J3
OB-EXT d	0,000	0,900	0,000	0,935	0,005	0,973	0,987			J1 > J2, J3
OB-INT g	0,000	0,659	0,000	0,876	0,015	0,992	0,999			J1 > J2, J3
OB-INT d	0,775	0,973	0,000	0,945	0,108	0,984	0,995			

Tableau A12
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL-RA} , lors de MP_E

	Session		Interaction Session Essai		Interaction Session intensité		Interaction Session Essai Intensité		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai	Intensité	Session Essai	Intensité	Session intensité	Essai Intensité		
Moments couplés									
FL	0,017	0,234	0,000	0,614	0,672	0,109	0,204		J2 > J3
RA	0,000	0,412	0,000	0,110	0,154	0,520	0,893		J1, J2 > J3
Muscles agonistes									
MU-L5 g	0,559	0,750	0,000	0,995	0,921	0,936	1,000		
MU-L5 d	0,222	0,914	0,000	0,220	0,090	0,238	0,843		
IL-L3 g	0,001	0,296	0,000	0,981	0,908	0,898	1,000		J1 > J2, J3
IL-L3 d	0,002	0,182	0,000	0,959	0,226	0,513	0,998		J1, J3 > J2
LO-L1 g	0,478	0,816	0,000	0,999	0,154	0,980	0,999		
LO-L1 d	0,000	0,856	0,000	0,763	0,016	0,981	0,994		J1, J3 > J2
LO-T10 g	0,344	0,526	0,000	0,611	0,859	0,993	1,000		
LO-T10 d	0,067	0,533	0,023	0,653	0,090	0,565	0,676		
Muscles antagonistes									
GD-AB g	0,004	0,906	0,000	0,850	0,101	0,455	0,981		J3 > J2
GD-AB d	0,000	0,961	0,000	0,997	0,259	0,930	0,993		J1 < J2 < J3
OB-EXT g	0,000	0,202	0,000	0,995	0,065	0,746	1,000		J1, J2 > J3
OB-EXT d	0,000	0,472	0,000	0,991	0,047	0,939	0,967		J1 > J2, J3
OB-INT g	0,000	0,644	0,000	0,989	0,347	0,956	0,986		J1 > J2, J3
OB-INT d	0,751	0,925	0,000	0,914	0,294	0,999	0,986		

Tableau A13
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_F

	Session		Interaction Session		Interaction Session		Interaction Session		Interaction Session		Tests post-hoc (effet session)
	Essai	Intensité	Essai	Intensité	Essai	Intensité	Essai	Intensité	Essai	Intensité	
Moments couplés											
FL	0,058	0,000	0,713	0,388	0,755	0,989	0,755	0,989	0,755	0,989	J1 > J3
RA	0,002	0,000	0,932	0,566	0,607	0,990	0,607	0,990	0,607	0,990	J1, J2 > J3
Muscles agonistes											
GD-AB g	0,002	0,000	0,392	0,016	0,958	0,850	0,958	0,850	0,958	0,850	J3 > J1, J2
GD-AB d	0,375	0,000	0,576	0,263	0,830	0,872	0,830	0,872	0,830	0,872	J1, J2 > J3
OB-EXT g	0,000	0,000	0,926	0,017	0,912	0,995	0,912	0,995	0,912	0,995	J1, J2 > J3
OB-EXT d	0,223	0,000	0,930	0,376	0,815	0,944	0,815	0,944	0,815	0,944	J2 > J1, J3
OB-INT g	0,000	0,000	0,938	0,310	0,854	0,966	0,854	0,966	0,854	0,966	J2 > J1, J3
OB-INT d	0,000	0,000	0,970	0,000	0,921	0,998	0,921	0,998	0,921	0,998	J2 > J1, J3
Muscles antagonistes											
MU-L5 g	0,043	0,000	0,817	0,124	0,945	0,951	0,945	0,951	0,945	0,951	J1 > J2, J3
MU-L5 d	0,540	0,000	0,821	0,913	0,929	0,998	0,929	0,998	0,929	0,998	J1 > J2, J3
IL-L3 g	0,006	0,000	0,955	0,594	0,981	0,990	0,981	0,990	0,981	0,990	J1 > J2, J3
IL-L3 d	0,137	0,000	0,938	0,624	0,929	0,972	0,929	0,972	0,929	0,972	J1 > J2, J3
LO-L1 g	0,000	0,000	0,992	0,411	0,813	0,995	0,813	0,995	0,813	0,995	J1 > J2, J3
LO-L1 d	0,002	0,000	0,725	0,869	0,740	0,663	0,740	0,663	0,740	0,663	J1 > J2, J3
LO-T10 g	0,000	0,000	0,880	0,361	0,996	0,800	0,996	0,800	0,996	0,800	J1 > J2, J3
LO-T10 d	0,000	0,000	0,999	0,257	0,813	0,997	0,813	0,997	0,813	0,997	J1 > J2, J3

Tableau A14
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL}, lors de MP_F

	Session		Interaction		Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai	Intensité	Session	Essai	Session	Essai	Session	Essai		
Moments couplés											
FL	0,000	0,304	0,001	0,132	0,176	0,906	0,672	0,672	0,906	0,672	J1 > J3
RA	0,000	0,228	0,000	0,361	0,036	0,790	0,675	0,675	0,790	0,675	J1, J2 > J3
Muscles agonistes											
GD-AB g	0,000	0,294	0,000	0,979	0,000	0,330	0,996	0,996	0,330	0,996	J3 > J1, J2
GD-AB d	0,763	0,690	0,000	0,801	0,963	0,878	0,818	0,818	0,878	0,818	J1, J2 > J3
OB-EXT g	0,000	0,815	0,000	0,991	0,048	0,969	0,988	0,988	0,969	0,988	J1, J2 > J3
OB-EXT d	0,014	0,707	0,000	0,943	0,595	0,838	0,991	0,991	0,838	0,991	J1 > J2, J3
OB-INT g	0,000	0,164	0,000	0,920	0,059	0,311	0,989	0,989	0,311	0,989	J1, J2 > J3
OB-INT d	0,002	0,847	0,000	0,946	0,019	0,893	0,998	0,998	0,893	0,998	J2 > J3
Muscles antagonistes											
MU-L5 g	0,048	0,167	0,000	0,232	0,672	0,992	1,000	1,000	0,992	1,000	J1 > J2
MU-L5 d	0,829	0,987	0,000	0,955	0,586	0,958	0,995	0,995	0,958	0,995	J3 > J2
IL-L3 g	0,005	0,999	0,000	0,992	0,298	0,946	0,994	0,994	0,946	0,994	J1, J3 > J2
IL-L3 d	0,004	0,755	0,000	0,890	0,744	0,871	0,622	0,622	0,871	0,622	J1 > J2, J3
LO-L1 g	0,000	0,938	0,000	0,851	0,664	0,769	0,641	0,641	0,769	0,641	J1 > J2, J3
LO-L1 d	0,000	0,563	0,000	0,606	0,039	0,850	0,965	0,965	0,850	0,965	J1 > J2, J3
LO-T10 g	0,000	0,940	0,000	0,822	0,373	0,988	0,963	0,963	0,988	0,963	J1 > J2, J3
LO-T10 d	0,000	0,591	0,000	0,989	0,421	0,691	0,867	0,867	0,691	0,867	J1 > J2, J3

Tableau A15
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA}, lors de MP_F

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Interaction Intensité	Session Essai	Intensité	
Moments couplés										
FL	0,001	0,079	0,000	0,630	0,975	0,690	0,681	0,681	0,681	J1, J2 > J3
RA	0,000	0,732	0,000	0,682	0,163	0,963	0,784	0,784	0,784	J1 > J2, J3
Muscles agonistes										
GD-AB g	0,004	0,523	0,000	0,182	0,013	0,862	0,613	0,613	0,613	J3 > J1
GD-AB d	0,449	0,819	0,000	0,538	0,713	0,947	0,852	0,852	0,852	
OB-EXT g	0,000	0,800	0,000	0,881	0,018	0,964	0,999	0,999	0,999	J1 > J2, J3; J2 > J3
OB-EXT d	0,641	0,779	0,000	0,592	0,134	0,908	0,731	0,731	0,731	
OB-INT g	0,081	0,345	0,000	0,861	0,394	0,559	0,897	0,897	0,897	
OB-INT d	0,005	0,886	0,000	0,938	0,047	0,995	1,000	1,000	1,000	J1, J2 > J3
Muscles antagonistes										
MU-L5 g	0,016	0,900	0,000	0,687	0,109	0,888	0,762	0,762	0,762	J1, J2 > J3
MU-L5 d	0,106	0,798	0,000	0,918	0,782	0,995	0,993	0,993	0,993	
IL-L3 g	0,016	0,641	0,000	0,994	0,785	0,987	1,000	1,000	1,000	J1 > J3
IL-L3 d	0,312	0,465	0,000	0,989	0,976	0,395	0,979	0,979	0,979	
LO-L1 g	0,138	0,548	0,000	0,996	0,293	0,876	1,000	1,000	1,000	
LO-L1 d	0,000	0,737	0,000	0,849	0,316	0,819	0,932	0,932	0,932	J1 > J2, J3
LO-T10 g	0,000	0,554	0,000	0,659	0,883	0,913	0,953	0,953	0,953	J1 > J2, J3
LO-T10 d	0,137	0,140	0,000	0,533	0,224	0,294	0,533	0,533	0,533	

Tableau A16
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL+RA} , lors de MP_F

	Session	Essai	Intensité	Interaction Session Essai	Interaction Session intensité	Interaction Essai Intensité	Interaction Session Essai Intensité	Tests post-hoc (effet session)
Moments couplés								
FL	0,000	0,057	0,000	0,543	0,218	0,819	0,352	J1, J2 > J3
RA	0,000	0,415	0,000	0,802	0,291	0,485	0,955	J1, J2 > J3
Muscles agonistes								
GD-AB g	0,000	0,293	0,000	0,564	0,000	0,638	0,326	J1 > J3 > J2
GD-AB d	0,045	0,488	0,000	0,911	0,584	0,706	0,928	J3 > J2
OB-EXT g	0,000	0,890	0,000	0,810	0,126	0,998	0,958	J1 > J2 > J3
OB-EXT d	0,589	0,926	0,000	0,870	0,268	0,981	0,988	
OB-INT g	0,060	0,646	0,000	0,574	0,023	0,743	0,587	
OB-INT d	0,004	0,480	0,000	0,982	0,012	0,820	0,997	J2 > J1, J3
Muscles antagonistes								
MU-L5 g	0,007	0,230	0,021	0,198	0,952	1,000	1,000	J2 > J1, J3
MU-L5 d	0,772	0,945	0,000	0,886	0,461	0,762	1,000	
IL-L3 g	0,001	0,998	0,000	0,998	0,309	1,000	1,000	J1 > J2, J3
IL-L3 d	0,005	0,847	0,000	0,990	0,629	0,930	0,995	J3 > J2
LO-L1 g	0,000	0,977	0,000	0,998	0,077	0,952	1,000	J1 > J2, J3
LO-L1 d	0,001	0,502	0,000	0,913	0,689	0,411	0,378	J1 > J2, J3
LO-T10 g	0,000	0,881	0,000	0,902	0,740	0,908	0,998	J3 < J1 < J2
LO-T10 d	0,000	0,737	0,000	0,956	0,065	0,837	1,000	J1 > J2, J3

Tableau A17
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_{FLD}

	Sessions	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Essai Intensité	Session Essai Intensité		
Moments couplés										
FE	0,574	0,824	0,000	0,934	0,623	0,639	0,864			
RA	0,106	0,798	0,000	0,085	0,622	0,544	0,868			
Muscles agonistes										
MU-L5 d	0,026	0,651	0,000	0,926	0,734	0,878	0,975			J1 > J3
IL-L3 d	0,000	0,728	0,000	0,704	0,476	0,885	0,830			J3 > J1, J2
LO-L1 d	0,223	0,889	0,000	0,599	0,713	0,967	0,913			
LO-T10 d	0,591	0,993	0,000	0,921	0,608	0,979	0,885			
GD-AB d	0,000	0,780	0,000	0,880	0,270	0,811	0,957			J1 > J3
OB-EXT d	0,001	0,844	0,000	0,979	0,181	0,830	0,996			J3 > J1
OB-INT d	0,126	0,883	0,000	0,905	0,281	0,801	0,932			
Muscles antagonistes										
MU-L5 g	0,011	0,990	0,000	0,913	0,644	0,749	0,946			J2 > J3
IL-L3 g	0,000	0,588	0,000	0,572	0,525	0,843	0,970			J1 < J2 < J3
LO-L1 g	0,000	0,621	0,000	0,840	0,140	0,826	0,903			J1, J2 > J3
LO-T10 g	0,841	0,315	0,000	0,737	0,989	0,557	0,903			
GD-AB g	0,016	0,756	0,000	0,898	0,857	0,974	0,997			J2 > J1
OB-EXT g	0,289	0,916	0,000	0,321	0,459	0,854	0,747			
OB-INT g	0,032	0,819	0,000	0,965	0,238	0,928	0,990			J2 > J1

Tableau A18
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE}, lors de MP_{FLd}

	Session		Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai	Intensité	Session	Essai	Session	Essai	Intensité	
Moments couplés									
FE	0,000	0,001	0,005	0,000	0,347	0,508	0,829		J1 > J2, J3
RA	0,000	0,668	0,000	0,718	0,060	0,951	0,293		J1 > J2, J3
Muscles agonistes									
MU-L5 d	0,000	0,398	0,000	0,473	0,740	0,994	0,997		J1, J2 > J3
IL-L3 d	0,001	0,941	0,000	0,971	0,034	0,786	0,896		J3 > J1
LO-L1 d	0,017	0,998	0,000	0,928	0,426	0,950	0,995		J3 > J1
LO-T10 d	0,473	0,765	0,000	0,912	0,994	0,986	0,767		
GD-AB d	0,000	0,736	0,000	0,970	0,005	0,717	0,968		J1 > J2, J3
OB-EXT d	0,054	0,396	0,000	0,966	0,537	0,800	0,967		
OB-INT d	0,125	0,903	0,000	0,794	0,509	0,941	0,797		
Muscles antagonistes									
MU-L5 g	0,019	0,132	0,670	0,084	0,915	0,976	0,999		J2 > J1, J3 > J2
IL-L3 g	0,041	0,172	0,000	0,996	0,745	0,957	0,991		J2 > J1
LO-L1 g	0,027	0,033	0,000	0,980	0,962	0,943	0,862		J1 > J3
LO-T10 g	0,002	0,343	0,000	0,972	0,771	0,841	0,985		J1 > J2, J3
GD-AB g	0,042	0,849	0,000	0,977	0,915	0,980	0,962		J2 > J3
OB-EXT g	0,550	0,964	0,000	0,902	0,566	0,992	0,995		
OB-INT g	0,027	0,975	0,000	0,354	0,611	0,981	0,954		J2 > J1

Tableau A19
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA} , lors de MP_{FLd}

	Session		Interaction Session Essai		Interaction Session intensité		Interaction Session Essai Intensité		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai	Intensité	Interaction Session Essai	Interaction Session intensité	Interaction Session Essai Intensité	Interaction Session Essai Intensité		
Moments couplés									
FE	0,000	0,047	0,000	0,159	0,186	0,979	0,910	J1, J3 > J2 J1 > J2	
RA	0,001	0,048	0,000	0,990	0,227	0,569	0,986		
Muscles agonistes									
MU-L5 d	0,003	0,077	0,000	0,243	0,976	0,977	1,000	J1 > J3	
IL-L3 d	0,007	0,303	0,000	0,907	0,328	0,862	0,998	J3 > J1, J2	
LO-L1 d	0,482	0,371	0,000	0,656	0,393	0,847	0,939		
LO-T10 d	0,064	0,554	0,000	0,725	0,216	0,865	0,969		
GD-AB d	0,002	0,860	0,000	0,966	0,616	0,808	0,908	J1 > J3	
OB-EXT d	0,000	0,646	0,000	0,999	0,000	0,728	0,998	J2, J3 > J1; J3 > J2	
OB-INT d	0,000	0,681	0,000	0,701	0,000	0,604	0,910	J2, J3 > J1	
Muscles antagonistes									
MU-L5 g	0,026	0,233	0,647	0,223	0,735	0,875	0,963	J2 > J3	
IL-L3 g	0,037	0,952	0,000	0,947	0,390	0,696	0,944	J2 > J3	
LO-L1 g	0,017	0,607	0,000	0,968	0,829	0,948	0,968	J1 > J3	
LO-T10 g	0,000	0,978	0,000	0,800	0,637	0,915	0,994	J1 > J2, J3	
GD-AB g	0,223	0,990	0,000	0,984	0,411	0,839	0,995		
OB-EXT g	0,097	0,786	0,000	0,992	0,246	0,745	0,990		
OB-INT g	0,004	0,407	0,000	0,923	0,010	0,709	0,914	J2, J3 > J1	

Tableau A20
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+RA} , lors de MP_{FLd}

	Session		Essai		Intensité		Interaction Session Essai		Interaction Session Intensité		Interaction Session Essai Intensité		Tests post-hoc (effet session)	
Moments couplés														
FE	0,021	0,744	0,000	0,759	0,000	0,305	0,877	0,862	J1 > J3					
RA	0,000	0,561	0,000	0,538	0,000	0,921	0,666	0,967	J1, J2 > J3					
Muscles agonistes														
MU-L5 d	0,004	0,741	0,000	0,778	0,000	0,431	0,989	0,980	J1, J2 > J3					
IL-L3 d	0,000	0,931	0,000	0,911	0,000	0,161	0,975	0,908	J2, J3 > J1					
LO-L1 d	0,000	0,571	0,000	0,719	0,000	0,430	0,775	0,904	J2, J3 > J1					
LO-T10 d	0,142	0,842	0,000	0,780	0,000	0,308	0,924	0,975						
GD-AB d	0,001	0,550	0,000	0,951	0,000	0,234	0,562	0,978	J1 > J2, J3					
OB-EXT d	0,003	0,550	0,000	0,964	0,000	0,160	0,686	0,970	J3 > J1, J2					
OB-INT d	0,085	0,436	0,000	0,980	0,000	0,357	0,537	0,845						
Muscles antagonistes														
MU-L5 g	0,002	0,597	0,286	0,688	0,286	0,257	0,877	0,966	J1, J3 < J2					
IL-L3 g	0,003	0,613	0,000	0,925	0,000	0,193	0,854	0,983	J2 > J1, J3					
LO-L1 g	0,017	0,787	0,000	0,965	0,000	0,038	0,899	0,980	J2 > J3					
LO-T10 g	0,163	0,263	0,000	0,465	0,000	0,450	0,397	0,636						
GD-AB g	0,155	0,979	0,000	0,990	0,000	0,901	0,983	0,974						
OB-EXT g	0,033	0,829	0,000	0,983	0,000	0,065	0,936	0,996	J1 > J3					
OB-INT g	0,000	0,963	0,000	0,988	0,000	0,005	0,937	0,997	J2 > J1, J3					

Tableau A21
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU}, lors de MP_{Fig}

	Sessions		Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
	0,000 0,572	0,336 0,984			Session Essai	Session intensité	Session Essai	Session intensité	Session Essai	Session intensité	
Moments couplés											
FE	0,000	0,336	0,000	0,000	0,789	0,391	0,810	0,955	0,955	0,431	J1 > J2, J3
RA	0,572	0,984	0,000	0,000	0,889	0,866	0,646	0,431	0,431		
Muscles agonistes											
MU-L5 g	0,000	0,382	0,000	0,000	0,792	0,865	0,861	0,994	0,994		J1, J2 > J3
IL-L3 g	0,121	0,643	0,000	0,000	0,995	0,861	0,950	0,997	0,997		
LO-L1 g	0,003	0,324	0,000	0,000	0,969	0,190	0,992	0,970	0,970		J3 > J1 > J2
LO-T10 g	0,146	0,286	0,000	0,000	0,770	0,715	0,952	0,967	0,967		
GD-AB g	0,000	0,511	0,000	0,000	0,540	0,032	0,497	0,805	0,805		J1, J2 > J3
OB-EXT g	0,109	0,818	0,000	0,000	0,751	0,921	0,761	0,759	0,759		
OB-INT g	0,104	0,415	0,000	0,000	0,958	0,111	0,508	0,943	0,943		
Muscles antagonistes											
MU-L5 d	0,127	0,999	0,000	0,000	0,894	0,825	0,938	0,993	0,993		J2 > J3
IL-L3 d	0,030	0,883	0,000	0,000	0,896	0,759	0,860	0,989	0,989		
LO-L1 d	0,510	0,840	0,000	0,000	0,809	0,293	0,654	0,991	0,991		J1 > J2
LO-T10 d	0,020	0,932	0,000	0,000	0,566	0,200	0,797	0,960	0,960		
GD-AB d	0,949	0,791	0,000	0,000	0,993	0,752	0,747	0,996	0,996		
OB-EXT d	0,539	0,700	0,000	0,000	0,460	0,972	0,834	0,571	0,571		
OB-INT d	0,050	0,301	0,000	0,000	0,841	0,204	0,614	0,641	0,641		-

Tableau A.22
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE} , lors de MP_{FLg}

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Session intensité	Session Essai	Session intensité	Session Essai	Session intensité	
Moments couplés										
FE	0,000	0,000	0,000	0,157	0,484	0,329	0,874	0,874	0,966	J1 > J2, J3
RA	0,275	0,803	0,000	0,558	0,777	0,264	0,966	0,966		
Muscles agonistes										
MU-L5 g	0,000	0,557	0,967	0,661	0,826	0,906	0,979	0,979		J2 > J1, J3
IL-L3 g	0,148	0,932	0,000	0,994	0,487	0,991	0,996	0,996		
LO-L1 g	0,583	0,970	0,000	0,940	0,671	0,983	0,998	0,998		
LO-T10 g	0,008	0,538	0,000	0,638	0,576	0,567	0,809	0,809		J2 > J3
GD-AB g	0,058	0,739	0,000	0,999	0,371	0,717	0,994	0,994		
OB-EXT g	0,004	0,848	0,000	0,987	0,415	0,828	0,985	0,985		J1 > J2, J3
OB-INT g	0,361	0,945	0,000	0,971	0,639	0,728	0,998	0,998		
Muscles antagonistes										
MU-L5 d	0,001	0,904	0,000	0,994	0,417	0,999	1,000	1,000		J1 > J2, J3
IL-L3 d	0,140	0,933	0,000	0,996	0,327	0,990	0,998	0,998		
LO-L1 d	0,628	0,625	0,000	0,951	0,805	0,999	0,995	0,995		
LO-T10 d	0,001	0,830	0,000	0,621	0,225	0,889	0,983	0,983		J1 > J2, J3
GD-AB d	0,104	0,630	0,000	0,691	0,174	0,682	0,751	0,751		
OB-EXT d	0,550	0,883	0,000	0,931	0,706	0,878	0,959	0,959		
OB-INT d	0,113	0,942	0,000	0,888	0,209	0,588	0,796	0,796		

Tableau A23
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{RA} , lors de MP_{FLg}

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Interaction Intensité	Session Essai	Intensité	
Moments couplés										
FE	0,000	0,328	0,000	0,320	0,879	0,841	0,981	J1 > J2, J3		
RA	0,001	0,760	0,000	0,413	0,115	0,751	0,442	J1 > J2, J3		
Muscles agonistes										
MU-L5 g	0,000	0,550	0,396	0,681	0,893	0,991	1,000	J2 > J1, J3		
IL-L3 g	0,031	0,718	0,000	0,882	0,472	0,960	0,983	J2 > J3		
LO-L1 g	0,622	0,877	0,000	0,517	0,011	0,993	0,955			
LO-T10 g	0,873	0,346	0,000	0,567	0,378	0,994	0,963			
GD-AB g	0,001	0,996	0,000	0,882	0,198	0,936	0,945	J1, J2 > J3		
OB-EXT g	0,002	0,606	0,000	0,999	0,342	0,849	1,000	J1, J2 > J3		
OB-INT g	0,028	0,737	0,000	0,638	0,733	0,946	0,958	J2 > J3		
Muscles antagonistes										
MU-L5 d	0,000	0,793	0,000	0,997	0,624	0,991	1,000	J1 > J2, J3		
IL-L3 d	0,002	0,923	0,000	0,972	0,116	0,968	0,991	J1, J2 > J3		
LO-L1 d	0,015	0,928	0,000	0,902	0,737	0,855	0,961	J1 > J3		
LO-T10 d	0,011	0,600	0,000	0,517	0,724	0,888	0,896	J1 > J2, J3		
GD-AB d	0,386	0,910	0,000	0,873	0,358	0,951	0,995			
OB-EXT d	0,990	0,411	0,000	0,949	0,758	0,590	0,962			
OB-INT d	0,361	0,746	0,000	0,681	0,386	0,964	0,832			

Tableau A24
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+RA} , lors de MP_{FLg}

	Session		Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)	
	Session	Essai	Intensité	Session	Essai	Session	Intensité	Session		Essai
Moments couplés										
FE	0,000	0,000	0,000	0,002	0,074	0,231	0,727	0,727	0,328	J1 > J2, J3 J1 > J2 > J3
RA	0,000	0,678	0,000	0,909	0,191	0,990	0,328	0,328	0,990	J1 > J2 > J3
Muscles agonistes										
MU-L5 g	0,001	0,431	0,553	0,451	0,969	0,963	0,997	0,997	0,982	J2 > J1, J3 J1, J2 > J3
IL-L3 g	0,004	0,786	0,000	0,994	0,671	0,984	0,982	0,982	0,990	J2 > J1, J3 J1, J2 > J3
LO-L1 g	0,100	0,993	0,000	0,991	0,206	0,756	0,990	0,990	0,990	J2 > J3 J1 > J3
LO-T10 g	0,027	0,654	0,000	0,543	0,495	0,495	0,872	0,872	0,977	J2 > J3 J1 > J3
GD-AB g	0,028	0,486	0,000	0,916	0,326	0,608	0,977	0,977	0,995	J2 > J3 J1 > J3
OB-EXT g	0,091	0,990	0,000	0,976	0,941	0,995	0,995	0,995	0,996	J2 > J3 J1 > J3
OB-INT g	0,073	0,649	0,000	0,984	0,255	0,703	0,996	0,996	0,996	J2 > J3 J1 > J3
Muscles antagonistes										
MU-L5 d	0,003	0,656	0,000	0,904	0,588	0,999	0,998	0,998	0,969	J1 > J2, J3
IL-L3 d	0,102	0,903	0,000	0,978	0,544	0,966	0,969	0,969	0,988	J1 > J2
LO-L1 d	0,784	0,958	0,000	0,989	0,658	0,866	0,988	0,988	0,926	J1 > J2
LO-T10 d	0,012	0,894	0,000	0,638	0,650	0,960	0,926	0,926	0,877	J1 > J2
GD-AB d	0,292	0,955	0,000	0,839	0,165	0,964	0,877	0,877	0,947	J1 > J2
OB-EXT d	0,962	0,916	0,000	0,957	0,472	0,999	0,947	0,947	0,985	J1 > J2
OB-INT d	0,215	0,874	0,000	0,822	0,727	0,911	0,985	0,985	0,985	J1 > J2, J3

Tableau A25
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU} , lors de MP_{RAD}

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Interaction Essai Intensité	Session Essai Intensité		
Moments couplés										
FE	0,061	0,595	0,000	0,591	0,996	0,398	0,963		J1 > J2	
FL	0,025	0,516	0,000	0,836	0,349	0,988	0,990			
Muscles agonistes										
OB-EXT g	0,000	0,782	0,000	0,634	0,010	0,721	0,839		J2 > J1, J3	
OB-INT d	0,176	0,601	0,000	0,904	0,361	0,992	0,949			
Muscles antagonistes										
OB-EXT d	0,025	0,835	0,000	0,844	0,128	0,962	0,926		J3 > J1	
OB-INT g	0,038	0,910	0,000	0,992	0,397	0,950	0,989			
Muscles synergistes										
MU-L5 g	0,276	0,288	0,000	0,909	0,988	0,814	0,936		J1 > J2, J3	
MU-L5 d	0,000	0,650	0,000	0,933	0,984	0,821	0,988			
IL-L3 g	0,246	0,739	0,000	0,952	0,937	0,863	0,999		J1 > J2 > J3	
IL-L3 d	0,000	0,026	0,000	0,451	0,914	0,957	0,998		J2 > J3	
LO-L1 g	0,003	0,363	0,000	0,735	0,841	0,889	0,997		J1, J2 > J3	
LO-L1 d	0,000	0,231	0,000	0,752	0,971	0,642	1,000		J1 > J2, J3	
LO-T10 g	0,000	0,894	0,000	0,902	0,785	0,930	0,999		J1 > J2, J3	
LO-T10 d	0,000	0,706	0,233	0,765	0,840	0,999	1,000		J2 > J1, J3	
GD-AB g	0,000	0,900	0,000	0,863	0,438	0,991	0,994		J1 > J2 > J3	
GD-AB d	0,037	0,737	0,000	0,271	0,637	0,987	0,389		J1 > J3	

Tableau A26
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FEB}, lors de MP_{RAD}

	Sessions		Interaction Session Essai		Interaction Session intensité		Interaction Session Essai Intensité		Tests post-hoc (effet session)	
	Essai	Intensité	Interaction Session Essai	Interaction Session intensité	Interaction Session Essai Intensité	Tests post-hoc (effet session)				
Moments couplés										
FE	0,000	0,113	0,837	0,000	0,000	0,737	0,838	0,838	0,838	J1 > J2, J3
FL	0,060	0,594	0,318	0,000	0,333	0,987	0,866	0,866	0,866	
Muscles agonistes										
OB-EXT g	0,000	0,352	0,930	0,000	0,019	0,482	0,882	0,882	0,882	J2, J3 > J1; J3 > J2
OB-INT d	0,012	0,540	0,148	0,000	0,299	0,922	0,968	0,968	0,968	J3 > J1
Muscles antagonistes										
OB-EXT d	0,000	0,277	0,541	0,000	0,112	0,949	0,844	0,844	0,844	J1, J2 > J3
OB-INT g	0,005	0,911	0,881	0,000	0,117	0,939	0,808	0,808	0,808	J2 > J1
Muscles synergistes										
MU-L5 g	0,064	0,399	0,265	0,000	0,910	0,970	0,982	0,982	0,982	J1 > J2, J3; J2 > J3
MU-L5 d	0,000	0,469	0,391	0,000	0,325	0,924	0,989	0,989	0,989	
IL-L3 g	0,755	0,887	0,823	0,000	0,920	0,921	0,996	0,996	0,996	J1 > J2, J3; J2 > J3
IL-L3 d	0,000	0,004	0,365	0,000	0,252	0,733	0,824	0,824	0,824	J1, J2 > J3
LO-L1 g	0,000	0,886	0,910	0,000	0,093	0,901	0,917	0,917	0,917	J1, J2 > J3
LO-L1 d	0,000	0,302	0,847	0,000	0,752	0,982	0,937	0,937	0,937	J1 > J2, J3; J2 > J3
LO-T10 g	0,000	0,991	0,974	0,000	0,811	0,968	1,000	1,000	1,000	J2 > J1, J3
LO-T10 d	0,000	0,596	0,986	0,205	0,956	1,000	1,000	1,000	1,000	J1, J3 > J2
GD-AB g	0,000	0,999	0,985	0,000	0,031	0,993	0,994	0,994	0,994	
GD-AB d	0,335	0,946	0,950	0,000	0,814	0,962	0,980	0,980	0,980	

Tableau A27
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL}, lors de MP_{RAD}

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Essai Intensité	Session Essai	Intensité	
Moments couplés										
FE	0,000	0,794	0,000	0,372	0,159	0,216	0,867	J1, J2 > J3		
FL	0,001	0,689	0,000	0,881	0,043	0,817	0,831	J1, J2 > J3		
Muscles agonistes										
OB-EXT g	0,000	0,742	0,000	0,976	0,019	0,892	0,959	J2, J3 > J1		
OB-INT d	0,210	0,845	0,000	0,781	0,264	0,992	0,738			
Muscles antagonistes										
OB-EXT d	0,202	0,945	0,000	0,945	0,595	0,948	0,711	J2 > J3		
OB-INT g	0,037	0,490	0,000	0,695	0,267	0,667	0,366			
Muscles synergistes										
MU-L5 g	0,110	0,086	0,659	0,028	0,997	1,000	1,000	J1 > J2, J3; J2 > J3		
MU-L5 d	0,000	0,212	0,000	0,925	0,726	0,891	0,972	J1, J2 > J3		
IL-L3 g	0,000	0,763	0,000	0,898	0,690	0,992	0,997	J1 > J2, J3		
IL-L3 d	0,000	0,300	0,000	0,920	0,846	0,792	0,984	J1 > J2, J3		
LO-L1 g	0,000	0,577	0,000	0,733	0,100	0,988	0,887	J1, J2 > J3		
LO-L1 d	0,000	0,907	0,000	0,594	0,798	0,990	0,972	J1 > J2, J3		
LO-T10 g	0,000	0,980	0,000	0,925	0,421	0,987	0,919	J1 > J2, J3; J2 > J3		
LO-T10 d	0,001	0,392	0,009	0,383	0,995	0,998	1,000	J2 > J1, J3		
GD-AB g	0,006	0,891	0,000	0,990	0,640	0,911	0,951	J1 > J2		
GD-AB d	0,020	0,589	0,000	0,661	0,772	0,972	0,555	J2 > J3		

Tableau A28
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+FL} , lors de MP_{RAD}

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Interaction Intensité	Session Essai	Intensité	
Moments couplés										
FE	0,000	0,772	0,000	0,446	0,007	0,819	0,713			J1 > J2, J3
FL	0,000	0,231	0,000	0,242	0,023	0,608	0,672			J1 > J2 > J3
Muscles agonistes										
OB-EXT g	0,000	0,853	0,000	0,559	0,170	0,480	0,603			J1 > J2, J3
OB-INT d	0,304	0,440	0,008	0,561	0,325	0,491	0,544			
Muscles antagonistes										
OB-EXT d	0,003	0,871	0,000	0,941	0,535	0,998	0,992			J1, J2 > J3
OB-INT g	0,272	0,321	0,000	0,982	0,668	0,555	0,890			
Muscles synergistes										
MU-L5 g	0,945	0,915	0,000	0,785	0,239	0,974	0,988			J1 > J2, J3
MU-L5 d	0,000	0,922	0,000	0,973	0,598	0,971	0,997			J1 > J2 > J3
IL-L3 g	0,000	0,982	0,000	0,998	0,615	0,999	1,000			J1 > J2, J3
IL-L3 d	0,000	0,101	0,000	0,988	0,104	0,797	0,993			J1, J2 > J3
LO-L1 g	0,000	0,224	0,000	0,960	0,205	0,993	1,000			J1 > J2 > J3
LO-L1 d	0,000	0,321	0,000	0,997	0,004	0,846	0,946			J1 > J2 > J3
LO-T10 g	0,000	0,568	0,000	0,846	0,881	0,918	0,996			J1 > J2 > J3
LO-T10 d	0,000	0,886	0,003	0,949	0,742	0,940	0,990			J2 > J1, J3
GD-AB g	0,000	0,674	0,000	0,762	0,587	0,847	0,909			J1 > J2 > J3
GD-AB d	0,401	0,420	0,000	0,589	0,980	0,879	0,975			

Tableau A29
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{AU}, lors de MP_{RAG}

	Session		Interaction Session Essai		Interaction Session Essai		Interaction Session Essai		Interaction Session Essai		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai	Intensité	Intensité	Intensité	Intensité	Intensité	Intensité	Intensité		
Moments couplés											
FE	0,055	0,849	0,000	0,703	0,207	0,540	0,808				J2 > J1
FL	0,013	0,455	0,000	0,873	0,757	0,887	0,999				
Muscles agonistes											
OB-EXT d	0,847	0,778	0,000	0,594	0,598	0,841	0,577				J2, J3 > J1
OB-INT g	0,001	0,955	0,000	0,904	0,284	0,921	0,982				
Muscles antagonistes											
OB-EXT g	0,001	0,711	0,000	0,710	0,094	0,982	0,919				J2 > J3
OB-INT d	0,001	0,848	0,000	0,685	0,064	0,890	0,818				J2 > J1, J3
Muscles synergistes											
MU-L5 g	0,000	0,302	0,000	0,185	0,133	0,964	0,903				J2 > J1, J3
MU-L5 d	0,213	0,137	0,001	0,160	0,736	0,767	0,915				
IL-L3 g	0,219	0,922	0,000	0,671	0,150	0,923	0,793				
IL-L3 d	0,228	0,994	0,000	0,977	0,214	0,898	0,976				J1 > J2, J3
LO-L1 g	0,005	0,335	0,000	0,835	0,072	0,777	0,929				
LO-L1 d	0,051	0,649	0,000	0,972	0,734	0,794	0,836				J1 > J2, J3
LO-T10 g	0,000	0,587	0,000	0,920	0,005	0,882	0,995				
LO-T10 d	0,065	0,863	0,000	0,825	0,494	0,975	0,979				
GD-AB g	0,041	0,704	0,000	0,702	0,811	0,982	0,886				J2 > J3
GD-AB d	0,000	0,928	0,000	0,910	0,085	0,957	0,966				J1, J2 > J3

Tableau A30
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE}, lors de MP_{RAg}

	Session		Interaction Session Essai		Interaction Session intensité		Interaction Session Essai Intensité		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai	Intensité	Session Essai	Intensité	Session intensité	Essai Intensité		
Moments couplés									
FE	0,000	0,495	0,000	0,637	0,213	0,522	0,950	J1 > J2, J3 J2 > J1, J3	
FL	0,000	0,358	0,000	0,204	0,088	0,941	0,985		
Muscles agonistes									
OB-EXT d	0,215	0,766	0,000	0,409	0,406	0,675	0,878		
OB-INT g	0,003	0,340	0,000	0,773	0,043	0,984	1,000	J3 > J1	
Muscles antagonistes									
OB-EXT g	0,000	0,586	0,000	0,911	0,881	0,900	0,943	J1 > J2, J3	
OB-INT d	0,003	0,391	0,000	0,916	0,011	0,464	0,949	J1, J2 > J3	
Muscles synergistes									
MU-L5 g	0,000	0,127	0,000	0,740	0,238	0,984	0,999	J2 > J1, J3	
MU-L5 d	0,001	0,924	0,000	0,906	0,969	0,967	1,000	J1 > J2, J3	
IL-L3 g	0,024	0,673	0,000	0,952	0,790	0,987	0,993	J1 > J3	
IL-L3 d	0,000	0,804	0,000	0,987	0,736	0,853	0,999	J1, J2 > J3	
LO-L1 g	0,127	0,788	0,000	0,560	0,106	0,807	0,972		
LO-L1 d	0,000	0,857	0,000	0,963	0,373	0,855	0,962	J1 > J2, J3	
LO-T10 g	0,001	0,861	0,000	0,983	0,079	0,997	0,979	J2, J3 > J1	
LO-T10 d	0,034	0,591	0,000	0,948	0,982	0,984	0,999	J2 > J3	
GD-AB g	0,015	0,160	0,000	0,144	0,687	0,909	0,992	J2 > J3	
GD-AB d	0,000	0,561	0,000	0,780	0,045	0,749	0,890	J1, J2 > J3	

Tableau A31
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FL}, lors de MP_{RAg}

	Session		Interaction		Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
	Session	Essai	Intensité	Interaction Session Essai	Interaction Session intensité	Interaction Session Essai	Interaction Session intensité	Interaction Session Essai	Interaction Session Intensité		
Moments couplés											
FE	0,015	0,204	0,000	0,209	0,043	0,392	0,857	0,926	0,975	0,999	J1 > J2, J3 J1, J2 > J3
FL	0,000	0,418	0,000	0,761	0,378	0,512	0,975	0,999	0,975	0,999	J1 > J3 > J2
Muscles agonistes											
OB-EXT d	0,529	0,991	0,000	0,879	0,613	0,996	0,975	0,999	0,975	0,999	J1 > J3 > J2
OB-INT g	0,000	0,949	0,000	0,989	0,059	0,901	0,975	0,999	0,975	0,999	J1 > J3 > J2
Muscles antagonistes											
OB-EXT g	0,001	0,483	0,000	0,941	0,019	0,835	0,964	0,881	0,964	0,881	J1 > J2, J3
OB-INT d	0,099	0,914	0,000	0,765	0,376	0,665	0,881	0,881	0,881	0,881	J1 > J2, J3
Muscles synergistes											
MU-L5 g	0,025	0,225	0,476	0,171	0,757	0,909	0,979	0,979	0,979	0,979	J2 > J1, J3
MU-L5 d	0,006	0,846	0,000	0,972	0,922	0,988	0,952	0,952	0,952	0,952	J1, J2 > J3
IL-L3 g	0,021	0,944	0,000	0,694	0,431	0,991	0,915	0,915	0,915	0,915	J2 > J3
IL-L3 d	0,000	0,965	0,000	0,978	0,896	0,969	0,998	0,998	0,998	0,998	J1 > J2, J3; J2 > J3
LO-L1 g	0,221	0,926	0,000	0,981	0,654	0,700	0,996	0,996	0,996	0,996	J1 > J2, J3
LO-L1 d	0,000	0,863	0,000	0,988	0,792	0,935	0,987	0,987	0,987	0,987	J1 > J2, J3
LO-T10 g	0,037	0,948	0,000	0,813	0,356	0,971	0,990	0,990	0,990	0,990	J3 > J1
LO-T10 d	0,931	0,605	0,000	0,796	0,573	0,736	0,964	0,964	0,964	0,964	J1 > J2, J3
GD-AB g	0,464	0,886	0,000	0,915	0,426	0,821	0,977	0,977	0,977	0,977	J1, J2 > J3
GD-AB d	0,001	0,949	0,000	0,730	0,767	0,993	0,984	0,984	0,984	0,984	J1, J2 > J3

Tableau A32
L'effet de la session, de l'essai et de l'intensité sur l'EMG (RMS) des muscles du tronc, avec une rétroaction R_{FE+FL}, lors de MP_{RAG}

	Session	Essai	Intensité	Interaction		Interaction		Interaction		Tests post-hoc (effet session)
				Session Essai	Intensité	Session intensité	Essai Intensité	Session Essai Intensité		
Moments couplés										
FE	0,000	0,910	0,000	0,893	0,196	0,684	0,931	0,931	J1 > J2, J3	
FL	0,000	0,452	0,000	0,306	0,969	0,977	0,972	0,972	J1, J2 > J3	
Muscles agonistes										
OB-EXT d	0,704	0,767	0,000	0,979	0,957	0,989	0,935	0,935	J3 > J1, J2	
OB-INT g	0,000	0,259	0,000	0,998	0,146	0,985	0,954	0,954		
Muscles antagonistes										
OB-EXT g	0,106	0,431	0,000	0,885	0,755	0,878	0,979	0,979	J2 > J1, J3	
OB-INT d	0,001	0,993	0,000	0,989	0,039	0,980	0,995	0,995		
Muscles synergistes										
MU-L5 g	0,000	0,987	0,000	0,960	0,105	0,972	0,944	0,944	J2 > J1	
MU-L5 d	0,010	0,826	0,000	0,675	0,994	0,922	0,998	0,998	J2 > J1	
IL-L3 g	0,085	0,826	0,000	0,998	0,615	0,757	0,999	0,999	J1 > J2 > J3	
IL-L3 d	0,000	0,953	0,000	0,999	0,838	0,991	1,000	1,000	J2 > J1	
LO-L1 g	0,016	0,948	0,000	0,976	0,247	0,892	0,996	0,996	J1 > J2, J3	
LO-L1 d	0,000	0,962	0,000	0,999	0,733	0,866	0,995	0,995	J2, J3 > J1	
LO-T10 g	0,001	0,245	0,000	1,000	0,180	0,565	0,994	0,994	J1, J2 > J3	
LO-T10 d	0,001	0,265	0,000	0,870	0,967	0,909	0,999	0,999		
GD-AB g	0,892	0,629	0,000	0,954	0,274	0,774	0,978	0,978		
GD-AB d	0,000	0,990	0,000	0,996	0,363	0,999	0,991	0,991	J1, J2 > J3	

Tableau A33
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_E, pour
 deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 20 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)
R _{AU}	<i>Agonistes</i>				
	MU-L5 g	0,355	0,367	28,550	27,823
	MU-L5 d	0,338	0,343	31,259	30,869
	IL-L3 g	0,461	0,476	27,438	26,653
	IL-L3 d	0,457	0,487	27,982	26,365
	LO-L1 g	0,386	0,396	9,395	9,211
	LO-L1 d	0,633	0,655	25,706	24,547
	LO-T10 g	0,348	0,359	48,424	47,327
	LO-T10 d	0,563	0,600	48,972	45,348
	<i>Antagonistes</i>				
	GD-AB g	0,396	0,408	42,685	41,661
	GD-AB d	0,159	0,159	29,591	29,537
	OB-EXT g	0,581	0,588	16,533	16,308
	OB-EXT d	0,809	0,815	43,438	42,634
OB-INT g	0,077	0,081	127,596	123,690	
OB-INT d	0,305	0,312	32,430	31,878	
R _{FL+RA}	<i>Agonistes</i>				
	MU-L5 g	0,358	0,369	29,503	28,783
	MU-L5 d	0,389	0,515	37,588	29,115
	IL-L3 g	0,050	0,052	42,247	41,520
	IL-L3 d	0,352	0,363	30,124	29,415
	LO-L1 g	0,222	0,226	10,224	10,094
	LO-L1 d	0,473	0,486	28,390	27,655
	LO-T10 g	0,035	0,037	119,057	115,876
	LO-T10 d	0,136	0,147	88,138	84,232
	<i>Antagonistes</i>				
	GD-AB g	0,390	0,409	46,115	44,334
	GD-AB d	0,161	0,162	30,164	30,062
	OB-EXT g	0,656	0,663	13,908	13,720
	OB-EXT d	0,610	0,624	59,972	58,245
OB-INT g	0,076	0,082	169,351	162,689	
OB-INT d	0,256	0,261	36,094	35,662	

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyennes) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyennes) mesures par sessions.

Tableau A34

Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_E, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 50 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)
R _{AU}	<i>Agonistes</i>				
	MU-L5 g	0,280	0,290	23,194	22,606
	MU-L5 d	0,259	0,267	26,764	26,239
	IL-L3 g	0,308	0,321	26,314	25,490
	IL-L3 d	0,275	0,287	27,296	26,461
	LO-L1 g	0,204	0,209	9,002	8,881
	LO-L1 d	0,650	0,668	22,292	21,440
	LO-T10 g	0,270	0,283	41,666	40,281
	LO-T10 d	0,182	0,200	74,628	70,449
	<i>Antagonistes</i>				
	GD-AB g	0,246	0,249	54,148	53,695
	GD-AB d	0,038	0,039	27,353	27,172
	OB-EXT g	0,287	0,295	17,069	16,717
	OB-EXT d	0,474	0,487	56,914	55,530
	OB-INT g	0,000	0,000	158,659	155,302
	OB-INT d	0,336	0,344	28,357	27,848
R _{FL+RA}	<i>Agonistes</i>				
	MU-L5 g	0,145	0,149	26,562	26,089
	MU-L5 d	0,434	0,443	26,464	25,969
	IL-L3 g	0,002	0,002	36,480	35,907
	IL-L3 d	0,219	0,229	31,678	30,787
	LO-L1 g	0,000	0,000	10,009	9,929
	LO-L1 d	0,491	0,499	26,848	26,401
	LO-T10 g	0,000	0,000	79,733	77,353
	LO-T10 d	0,004	0,004	437,130	396,308
	<i>Antagonistes</i>				
	GD-AB g	0,254	0,257	57,271	56,742
	GD-AB d	0,078	0,078	27,648	27,498
	OB-EXT g	0,330	0,338	16,166	15,889
	OB-EXT d	0,414	0,423	54,382	53,359
	OB-INT g	0,000	0,000	161,948	160,142
	OB-INT d	0,272	0,278	31,701	31,290

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A35
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_F, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 20 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)	
R _{AU}	<i>Agonistes</i>					
		GD-AB g	0,628	0,663	38,219	35,406
		GD-AB d	0,334	0,354	45,255	43,296
		OB-EXT g	0,467	0,482	39,257	38,106
		OB-EXT d	0,517	0,534	32,388	31,336
		OB-INT g	0,344	0,361	61,393	59,076
		OB-INT d	0,209	0,216	60,494	59,343
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,196	0,227	83,860	76,389
		MU-L5 d	0,465	0,475	17,864	17,500
		IL-L3 g	0,390	0,392	58,577	58,298
		IL-L3 d	0,171	0,172	73,446	73,165
		LO-L1 g	0,315	0,321	58,859	58,039
		LO-L1 d	0,000	0,000	134,958	122,062
		LO-T10 g	0,537	0,555	42,310	40,788
		LO-T10 d	0,017	0,018	95,132	91,460
R _{FL+RA}	<i>Agonistes</i>					
		GD-AB g	0,586	0,603	33,958	32,804
		GD-AB d	0,626	0,643	34,134	32,912
		OB-EXT g	0,549	0,560	36,037	35,279
		OB-EXT d	0,515	0,524	31,999	31,395
		OB-INT g	0,484	0,493	41,783	41,091
		OB-INT d	0,316	0,324	64,481	63,245
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,030	0,035	240,062	222,923
		MU-L5 d	0,298	0,303	19,907	19,666
		IL-L3 g	0,195	0,198	68,434	67,894
		IL-L3 d	0,246	0,248	66,262	65,983
		LO-L1 g	0,275	0,279	64,566	63,878
		LO-L1 d	0,000	0,000	139,418	130,033
		LO-T10 g	0,430	0,444	38,108	37,009
		LO-T10 d	0,050	0,053	93,680	90,365

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^c Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A36
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_F, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FL+RA}), à 50 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)	
R_{AU}	<i>Agonistes</i>					
		GD-AB g	0,509	0,537	20,759	19,635
		GD-AB d	0,000	0,000	27,400	26,441
		OB-EXT g	0,371	0,381	29,870	29,219
		OB-EXT d	0,343	0,356	25,705	25,011
		OB-INT g	0,335	0,350	29,829	28,879
		OB-INT d	0,109	0,114	40,141	39,227
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,247	0,249	60,356	60,097
		MU-L5 d	0,406	0,409	18,837	18,732
		IL-L3 g	0,492	0,501	47,873	47,055
		IL-L3 d	0,136	0,146	79,586	76,580
		LO-L1 g	0,436	0,455	55,389	53,315
		LO-L1 d	0,286	0,353	110,917	94,973
		LO-T10 g	0,406	0,418	36,399	35,502
		LO-T10 d				
R_{FL+RA}	<i>Agonistes</i>					
		GD-AB g	0,211	0,228	86,760	82,537
		GD-AB d	0,436	0,455	23,054	22,199
		GD-AB d	0,027	0,029	30,378	29,553
		OB-EXT g	0,430	0,441	28,046	27,428
		OB-EXT d	0,333	0,343	27,482	26,887
		OB-INT g	0,283	0,310	45,092	42,277
		OB-INT d	0,271	0,279	35,788	35,092
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,053	0,060	162,703	152,589
		MU-L5 d	0,209	0,212	20,408	20,195
		IL-L3 g	0,153	0,155	74,311	73,742
		IL-L3 d	0,236	0,241	58,565	57,740
		LO-L1 g	0,136	0,139	100,211	99,203
		LO-L1 d	0,000	0,000	105,479	92,328
		LO-T10 g	0,434	0,449	28,733	27,862
	LO-T10 d	0,049	0,051	84,256	82,380	

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A37

Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLd}, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 20 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM -5 ^b (%)	
R_{AU}	<i>Agonistes</i>					
		MU-L5 d	0,554	0,589	45,218	42,051
		IL-L3 d	0,430	0,459	17,587	16,567
		LO-L1 d	0,535	0,561	17,474	16,595
		LO-T10 d	0,189	0,200	72,142	69,774
		GD-AB d	0,324	0,333	88,662	86,862
		OB-INT d	0,558	0,584	41,164	39,070
		OB-EXT d	0,408	0,440	64,831	60,691
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,328	0,347	66,723	63,907
		IL-L3 g	0,636	0,640	15,649	15,488
		LO-L1 g	0,657	0,687	60,581	56,638
		LO-T10 g	0,287	0,303	74,582	71,870
		GD-AB g	0,427	0,436	33,572	33,002
	OB-EXT g	0,457	0,479	67,096	64,260	
	OB-INT g	0,267	0,292	97,918	92,090	
R_{FE+RA}	<i>Agonistes</i>					
		MU-L5 d	0,205	0,215	47,211	45,823
		IL-L3 d	0,161	0,165	18,551	18,266
		LO-L1 d	0,314	0,321	19,489	19,153
		LO-T10 d	0,100	0,113	83,680	78,275
		GD-AB d	0,526	0,535	59,109	58,066
		OB-INT d	0,509	0,522	37,547	36,548
		OB-EXT d	0,346	0,367	79,859	76,359
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,000	0,000	696,473	679,708
		IL-L3 g	0,495	0,499	15,303	15,180
		LO-L1 g	0,542	0,558	48,289	46,757
		LO-T10 g	0,175	0,188	79,942	76,649
		GD-AB g	0,215	0,218	28,526	28,318
	OB-EXT g	0,206	0,215	84,026	81,921	
	OB-INT g	0,365	0,379	80,841	78,457	

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A38

Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLD}, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 50 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)	
R_{AU}	<i>Agonistes</i>					
		MU-L5 d	0,184	0,197	39,344	37,684
		IL-L3 d	0,154	0,161	19,359	18,920
		LO-L1 d	0,049	0,052	16,885	16,336
		LO-T10 d	0,080	0,084	82,251	80,216
		GD-AB d	0,385	0,427	51,704	47,442
		OB-INT d	0,158	0,168	40,389	38,827
		OB-EXT d	0,259	0,269	66,370	64,721
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,000	0,000	53,041	52,437
		IL-L3 g	0,475	0,489	14,195	13,804
		LO-L1 g	0,389	0,411	50,236	47,964
		LO-T10 g	0,512	0,565	54,194	48,708
		GD-AB g	0,318	0,329	28,636	27,890
	OB-EXT g	0,364	0,395	62,915	58,876	
	OB-INT g	0,459	0,513	85,693	76,903	
R_{FE+RA}	<i>Agonistes</i>					
		MU-L5 d	0,214	0,221	34,243	33,505
		IL-L3 d	0,237	0,242	14,310	14,106
		LO-L1 d	0,187	0,197	15,281	14,816
		LO-T10 d	0,058	0,065	120,574	114,181
		GD-AB d	0,297	0,310	50,024	48,474
		OB-INT d	0,382	0,397	32,647	31,647
		OB-EXT d	0,146	0,151	61,658	60,326
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 g	0,000	0,000	662,917	563,752
		IL-L3 g	0,448	0,463	12,515	12,146
		LO-L1 g	0,418	0,437	52,463	50,511
		LO-T10 g	0,000	0,000	150,121	131,458
		GD-AB g	0,096	0,099	23,015	22,691
	OB-EXT g	0,065	0,066	85,675	84,400	
	OB-INT g	0,162	0,168	92,659	90,636	

Rétro : rétroaction

^a Corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A39
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLg}, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 20 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)
R _{AU}	<i>Agonistes</i>				
	MU-L5 g	0,433	0,482	105,906	96,008
	IL-L3 g	0,486	0,505	15,444	14,863
	LO-L1 g	0,131	0,145	70,010	65,969
	LO-T10 g	0,297	0,309	9,849	9,576
	GD-AB g	0,599	0,616	69,842	67,287
	OB-INT g	0,676	0,705	24,431	22,863
	OB-EXT g	0,546	0,596	61,202	55,219
	<i>Antagonistes</i>				
	MU-L5 d	0,335	0,351	17,442	16,822
	IL-L3 d	0,503	0,522	10,373	9,980
	LO-L1 d	0,177	0,188	9,047	8,730
	LO-T10 d	0,004	0,004	484,952	479,062
	GD-AB d	0,830	0,846	43,976	41,367
	OB-EXT d	0,473	0,485	44,033	43,007
	OB-INT d	0,236	0,250	81,224	78,183
R _{FE+RA}	<i>Agonistes</i>				
	MU-L5 g	0,412	0,429	90,192	86,970
	IL-L3 g	0,139	0,141	23,922	23,728
	LO-L1 g	0,157	0,173	56,143	53,102
	LO-T10 g	0,213	0,223	9,642	9,363
	GD-AB g	0,510	0,526	77,440	74,962
	OB-INT g	0,574	0,595	29,679	28,443
	OB-EXT g	0,285	0,303	71,931	68,999
	<i>Antagonistes</i>				
	MU-L5 d	0,274	0,280	19,008	18,712
	IL-L3 d	0,499	0,512	10,663	10,384
	LO-L1 d	0,134	0,138	11,319	11,112
	LO-T10 d	0,005	0,005	369,940	360,963
	GD-AB d	0,773	0,806	47,480	43,100
	OB-EXT d	0,190	0,197	50,538	49,409
	OB-INT d	0,106	0,111	85,985	84,145

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A40
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{FLg}, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+RA}), à 50 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)	
R_{AU}	<i>Agonistes</i>					
		MU-L5 g	0,221	0,242	34,446	32,427
		IL-L3 g	0,071	0,079	38,073	36,114
		LO-L1 g	0,155	0,164	17,817	17,214
		LO-T10 g	0,226	0,241	58,892	56,500
		GD-AB g	0,303	0,330	50,894	47,830
		OB-INT g	0,123	0,130	38,394	37,169
		OB-EXT g	0,239	0,253	54,143	52,135
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 d	0,090	0,093	48,215	47,305
		IL-L3 d	0,234	0,238	55,679	54,993
		LO-L1 d	0,504	0,522	17,596	16,975
		LO-T10 d	0,145	0,156	80,218	77,066
		GD-AB d	0,149	0,154	90,547	88,802
	OB-EXT d	0,260	0,279	59,822	56,971	
	OB-INT d	0,301	0,320	91,848	87,844	
R_{FE+RA}	<i>Agonistes</i>					
		MU-L5 g	0,000	0,000	503,798	481,697
		IL-L3 g	0,118	0,124	42,253	41,156
		LO-L1 g	0,065	0,068	17,804	17,421
		LO-T10 g	0,000	0,000	73,347	70,919
		GD-AB g	0,135	0,148	82,513	78,436
		OB-INT g	0,083	0,087	37,425	36,619
		OB-EXT g	0,142	0,147	53,478	52,263
		<i>Antagonistes</i>				
		MU-L5 d	0,058	0,059	64,797	64,075
		IL-L3 d	0,201	0,209	71,657	69,818
		LO-L1 d	0,416	0,429	20,588	20,050
		LO-T10 d	0,139	0,156	91,384	85,416
		GD-AB d	0,664	0,702	60,739	55,605
	OB-EXT d	0,283	0,297	60,518	58,437	
	OB-INT d	0,152	0,159	80,185	78,060	

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A41
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{Rad}, pour
 deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 20 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)	
R_{AU}	<i>Agonistes</i>					
		OB-EXT g	0,676	0,705	24,431	22,863
		OB-INT d	0,236	0,250	81,224	78,183
	<i>Antagonistes</i>					
		OB-EXT d	0,473	0,485	44,033	43,007
		OB-INT g	0,546	0,596	61,202	55,219
	<i>Synergistes</i>					
		MU-L5 g	0,433	0,482	105,906	96,008
		MU-L5 d	0,335	0,351	17,442	16,822
		IL-L3 g	0,486	0,505	15,444	14,863
		IL-L3 d	0,503	0,522	10,373	9,980
		LO-L1 g	0,131	0,145	70,010	65,969
		LO-L1 d	0,177	0,188	9,047	8,730
		LO-T10 g	0,297	0,309	9,849	9,576
		LO-T10 d	0,004	0,004	484,952	479,062
		GD-AB g	0,599	0,616	69,842	67,287
	GD-AB d	0,830	0,846	43,976	41,367	
					22,863	
R_{FE+FL}	<i>Agonistes</i>					
		OB-EXT g	0,574	0,595	29,679	28,443
		OB-INT d	0,106	0,111	85,985	84,145
	<i>Antagonistes</i>					
		OB-EXT d	0,190	0,197	50,538	49,409
		OB-INT g	0,285	0,303	71,931	68,999
	<i>Synergistes</i>					
		MU-L5 g	0,412	0,429	90,192	86,970
		MU-L5 d	0,274	0,280	19,008	18,712
		IL-L3 g	0,139	0,141	23,922	23,728
		IL-L3 d	0,499	0,512	10,663	10,384
		LO-L1 g	0,157	0,173	56,143	53,102
		LO-L1 d	0,134	0,138	11,319	11,112
		LO-T10 g	0,213	0,223	9,642	9,363
		LO-T10 d	0,005	0,005	369,940	360,963
		GD-AB g	0,510	0,526	77,440	74,962
	GD-AB d	0,773	0,806	47,480	43,100	

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A42
Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{Rad}, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 50 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)	
R _{AU}	<i>Agonistes</i>					
		OB-EXT g	0,419	0,438	26,696	25,694
		OB-INT d	0,063	0,066	99,186	96,201
	<i>Antagonistes</i>					
		OB-EXT d	0,257	0,263	39,258	38,616
		OB-INT g	0,283	0,299	73,609	70,684
	<i>Synergistes</i>					
		MU-L5 g	0,662	0,715	61,946	54,622
		MU-L5 d	0,264	0,275	14,710	14,297
		IL-L3 g	0,542	0,561	13,166	12,660
		IL-L3 d	0,493	0,521	8,086	7,639
		LO-L1 g	0,063	0,071	73,180	68,792
		LO-L1 d	0,120	0,130	7,438	7,107
		LO-T10 g	0,200	0,209	10,242	9,982
		LO-T10 d	0,004	0,004	296,033	288,863
		GD-AB g	0,264	0,271	73,654	72,291
		GD-AB d	0,710	0,734	38,266	36,038
R _{FE+FL}	<i>Agonistes</i>					
		OB-EXT g	0,465	0,486	27,547	26,383
		OB-INT d	0,015	0,024	232,933	183,772
	<i>Antagonistes</i>					
		OB-EXT d	0,205	0,214	31,909	31,053
		OB-INT g	0,117	0,127	87,434	83,297
	<i>Synergistes</i>					
		MU-L5 g	0,652	0,674	66,879	63,724
		MU-L5 d	0,411	0,419	12,907	12,692
		IL-L3 g	0,270	0,273	17,963	17,810
		IL-L3 d	0,663	0,681	7,615	7,321
		LO-L1 g	0,163	0,170	56,752	55,400
		LO-L1 d	0,443	0,459	7,332	7,095
		LO-T10 g	0,205	0,212	9,691	9,498
		LO-T10 d	0,002	0,002	251,662	248,529
		GD-AB g	0,361	0,370	64,934	63,611
		GD-AB d	0,610	0,630	40,794	39,087

Rétro : rétroaction

^a Coefficient de corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A43
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{RAg}, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 20 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)
R _{AU}	<i>Agonistes</i>				
	OB-EXT d	0,448	0,471	30,782	29,414
	OB-INT g	0,349	0,359	15,542	15,196
	<i>Antagonistes</i>				
	OB-EXT g	0,366	0,390	50,190	47,699
	OB-INT d	0,473	0,519	62,325	56,822
	<i>Synergistes</i>				
	MU-L5 g	0,139	0,155	98,986	92,828
	MU-L5 d	0,271	0,338	139,334	118,943
	IL-L3 g	0,593	0,613	36,825	35,305
	IL-L3 d	0,433	0,438	26,698	26,386
	LO-L1 g	0,463	0,483	13,113	12,617
	LO-L1 d	0,130	0,134	56,977	55,934
	LO-T10 g	0,402	0,426	32,928	31,303
	LO-T10 d	0,099	0,108	59,404	56,636
GD-AB g	0,681	0,708	52,277	49,112	
GD-AB d	0,482	0,487	76,934	76,210	
R _{FE+FL}	<i>Agonistes</i>				
	OB-EXT d	0,472	0,484	30,856	30,103
	OB-INT g	0,306	0,313	16,082	15,821
	<i>Antagonistes</i>				
	OB-EXT d	0,418	0,436	41,643	40,170
	OB-INT g	0,276	0,293	92,871	88,990
	<i>Synergistes</i>				
	MU-L5 g	0,222	0,231	66,974	65,131
	MU-L5 d	0,518	0,536	131,637	127,144
	IL-L3 g	0,136	0,141	50,658	49,479
	IL-L3 d	0,473	0,476	35,217	35,022
	LO-L1 g	0,413	0,425	14,136	13,788
	LO-L1 d	0,082	0,083	77,207	76,644
	LO-T10 g	0,348	0,369	30,994	29,609
	LO-T10 d	0,000	0,000	72,644	68,807
GD-AB g	0,754	0,769	41,085	39,388	
GD-AB d	0,502	0,506	78,731	78,180	

Rétro : rétroaction

^a Correlation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A44
 Les résultats des analyses de fidélité pour les muscles du tronc, lors d'un MP_{RAg}, pour deux conditions de rétroaction (R_{AU} et R_{FE+FL}), à 50 % de la FMV

Rétro.	Muscles	CCIC-3 ^a	CCIC-5 ^a	ESM-3 ^b (%)	ESM-5 ^b (%)	
R _{AU}	<i>Agonistes</i>					
		OB-EXT d	0,339	0,364	28,773	27,248
		OB-INT g	0,124	0,130	13,159	12,812
	<i>Antagonistes</i>					
		OB-EXT g	0,437	0,460	28,786	27,437
		OB-INT d	0,545	0,611	55,988	48,864
	<i>Synergistes</i>					
		MU-L5 g	0,160	0,175	67,864	64,263
		MU-L5 d	0,210	0,291	167,823	135,197
		IL-L3 g	0,459	0,486	35,059	33,211
		IL-L3 d	0,436	0,451	19,847	19,258
		LO-L1 g	0,399	0,423	11,118	10,596
		LO-L1 d	0,000	0,000	56,888	55,592
		LO-T10 g	0,339	0,355	29,041	27,983
		LO-T10 d	0,170	0,175	42,955	42,167
		GD-AB g	0,659	0,690	45,416	42,269
	GD-AB d	0,310	0,327	56,144	53,982	
					27,437	
R _{FE+FL}	<i>Agonistes</i>					
		OB-EXT d	0,443	0,457	29,277	28,435
		OB-INT g	0,170	0,177	11,500	11,209
	<i>Antagonistes</i>					
		OB-EXT d	0,074	0,078	37,886	36,800
		OB-INT g	0,218	0,227	128,210	124,797
	<i>Synergistes</i>					
		MU-L5 g	0,256	0,264	50,225	49,191
		MU-L5 d	0,559	0,570	87,599	85,681
		IL-L3 g	0,252	0,258	48,956	48,161
		IL-L3 d	0,481	0,485	25,672	25,440
		LO-L1 g	0,406	0,421	11,487	11,150
		LO-L1 d	0,016	0,017	69,830	69,235
		LO-T10 g	0,318	0,335	28,087	26,992
		LO-T10 d	0,250	0,261	41,327	40,141
		GD-AB g	0,385	0,401	57,062	55,095
	GD-AB d	0,348	0,356	57,965	56,920	

Rétro : rétroaction

^a Corrélation intra-classe considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

^b Erreur standard de mesure, exprimée en pourcentage, considérant, respectivement, trois ou cinq (moyenne) mesures par sessions.

Tableau A45
Muscles agonistes en fonction de chaque type d'effort principal

Muscles	Plan d'action et effort principal					
	Sagittal		Frontal		transversal	
	F	E	FLd	FLg	RAd	RAg
<i>Dorsaux</i>						
MU-L5 g		✓		✓		
MU-L5 d		✓	✓			
IL-L3 g		✓		✓		
IL-L3 d		✓	✓			
LO-L1 g		✓		✓		
LO-L1 d		✓	✓			
LO-T10 g		✓		✓		
LO-T10 d		✓	✓			
<i>Abdominaux</i>						
GD-AB g	✓			✓		
GD-AB d	✓		✓			
OB-EXT g	✓			✓	✓	
OB-EXT d	✓		✓			✓
OB-INT g	✓			✓		✓
OB-INT d	✓		✓		✓	

F : flexion; E : extension; FLd : flexion latérale droite; FLg : flexion latérale gauche; RAd : rotation axiale droite; RAg : rotation axiale gauche

ANNEXE B

QUESTIONNAIRE

Questionnaire sur l'aptitude
à l'activité physique - Q-AAP
(version révisée en 2002)

Q-AAP et VOUS

(Un questionnaire pour les gens de 15 à 69 ans)

L'exercice physique pratiqué d'une façon régulière constitue une occupation de loisir saine et agréable. D'ailleurs, de plus en plus de gens pratiquent une activité physique de façon régulière. Règle générale, augmenter la pratique sportive n'entraîne pas de risques de santé majeurs. Dans certains cas, il est cependant conseillé de passer un examen médical avant d'entreprendre un programme régulier d'activités physiques. Le Q-AAP (questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique) vise à mieux cerner les personnes pour qui un examen médical est recommandé.

Si vous prévoyez modifier vos habitudes de vie pour devenir un peu plus actif(ve), commencez par répondre aux 7 questions qui suivent. Si vous êtes âgé(e) de 15 à 69 ans, le Q-AAP vous indiquera si vous devez ou non consulter un médecin avant d'entreprendre votre nouveau programme d'activités. Si vous avez plus de 69 ans et ne participez pas d'une façon régulière à des activités physiques exigeantes, vous devriez consulter votre médecin avant d'entreprendre ces activités.

Lisez attentivement et répondez honnêtement à chacune des questions suivantes. Le simple bon sens sera votre meilleur guide pour répondre correctement à ces questions. Cochez OUI ou NON.

OUI	NON	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1. Votre médecin vous a-t-il déjà dit que vous souffriez d'un problème cardiaque et que vous ne deviez participer qu'aux activités physiques prescrites et approuvées par un médecin?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. Ressentez-vous une douleur à la poitrine lorsque vous faites de l'activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. Au cours du dernier mois, avez-vous ressenti des douleurs à la poitrine lors de périodes autres que celles où vous participiez à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. Éprouvez-vous des problèmes d'équilibre reliés à un étourdissement ou vous arrive-t-il de perdre connaissance?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. Avez-vous des problèmes osseux ou articulaires (par exemple, au dos, au genou ou à la hanche) qui pourraient s'aggraver par une modification de votre niveau de participation à une activité physique?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	6. Des médicaments vous sont-ils actuellement prescrits pour contrôler votre tension artérielle ou un problème cardiaque (par exemple, des diurétiques)?
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	7. Connaissez-vous une autre raison pour laquelle vous ne devriez pas faire de l'activité physique?

Si vous

avez

répondu

OUI à une ou plusieurs questions

Consultez votre médecin AVANT d'augmenter votre niveau de participation à une activité physique et AVANT de faire évaluer votre condition physique. Dites à votre médecin que vous avez complété le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique et expliquez-lui précisément à quelles questions vous avez répondu «OUI».

- Il se peut que vous n'ayez aucune contre-indication à l'activité physique dans la mesure où vous y allez lentement et progressivement. Par ailleurs, il est possible que vous ne puissiez faire que certains types d'efforts adaptés à votre état de santé. Indiquez à votre médecin le type d'activité physique que vous comptez faire et suivez ses recommandations.
- Informez-vous quant aux programmes d'activités spécialisés les mieux adaptés à vos besoins, offerts dans votre localité.

NON à toutes ces questions

Si, en toute honnêteté, vous avez répondu «NON» à toutes les questions du Q-AAP, vous êtes dans une certaine mesure, assuré(e) que:

- vous pouvez augmenter votre pratique régulière d'activités physiques en commençant lentement et en augmentant progressivement l'intensité des activités pratiquées. C'est le moyen le plus simple et le plus sécuritaire d'y arriver.
- vous pouvez faire évaluer votre condition physique. C'est le meilleur moyen de connaître votre niveau de condition physique de base afin de mieux planifier votre participation à un programme d'activités physiques.

REMETTRE À PLUS TARD L'AUGMENTATION DE VOTRE PARTICIPATION ACTIVE:

- si vous souffrez présentement de fièvre, d'une grippe ou d'une autre affection passagère, attendez d'être remis(e); ou
- si vous êtes enceinte ou croyez l'être, consultez votre médecin avant de modifier votre niveau de pratique sportive régulière.

Veillez noter que si votre état de santé se trouve modifié de sorte que vous deviez répondre «OUI» à l'une ou l'autre des questions précédentes, consultez un professionnel de la santé ou de la condition physique, afin de déterminer s'il vous faut modifier votre programme d'activités.

Formule de consentement du Q-AAP: La Société canadienne de physiologie de l'exercice, Santé Canada et ses représentants n'assument aucune responsabilité vis-à-vis des accidents qui pourraient survenir lors de l'activité physique. Si, après avoir complété le questionnaire ci-dessus, un doute persiste quant à votre aptitude à faire une activité physique, consultez votre médecin avant de vous y engager.

Toute modification est interdite. Nous vous encourageons à copier le Q-AAP dans sa totalité.

Dans la mesure où le Q-AAP est administré avant que la personne ne s'engage dans un programme d'activités ou qu'elle fasse évaluer sa condition physique, la section suivante constitue un document ayant une valeur légale et administrative.

«Je soussigné(e) affirme avoir lu, compris et complété le questionnaire et avoir reçu une réponse satisfaisante à chacune de mes questions.»

NOM _____

SIGNATURE _____

DATE _____

SIGNATURE D'UN PARENT

ou TUTEUR (pour les mineurs) _____

TÉMOIN _____

N.B. — Cette autorisation de faire de l'activité physique est valide pour une période maximale de 12 mois à compter du moment où le questionnaire est rempli. Elle n'est plus valide si votre état de santé change de telle sorte que vous répondiez «OUI» à l'une des sept questions.



© Société canadienne de physiologie de l'exercice

Avec l'appui de:



Santé
Canada



Health
Canada

suite au verso...

ANNEXE C

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

INTRODUCTION

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique des efforts maximums au niveau du tronc. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS

Les maux de dos constituent un problème grandissant dans la société d'aujourd'hui. Ils affectent grandement la qualité de vie des gens qui en souffrent ainsi que celle de leur entourage, en plus d'être extrêmement coûteux pour la société. Pour mieux comprendre le fonctionnement des muscles du dos et ainsi trouver des solutions aux problèmes de maux de dos, des études se sont intéressées à la façon dont le corps humain utilise les muscles abdominaux et dorsaux, aussi appelés les muscles du tronc. Ces études ont permis de faire progresser les connaissances mais les résultats restent partiels. Le présent projet vise à mieux comprendre le fonctionnement des muscles du tronc lors de contractions musculaires réalisées dans différentes directions. Cette étude s'étend sur une période d'un an et nous souhaitons recruter 15 participants n'ayant aucun mal de dos ou problème au niveau du tronc.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Trois séances d'expérimentation variant de 2 à 3 heures seront réalisées au centre de recherche (4^e étage) de l'Institut de réadaptation de Montréal. Les jours où vous serez évalué, vous devrez vous abstenir de consommer de la caféine sous toutes ses formes (café, boisson gazeuse) ou de l'alcool (avant la séance de mesure). Les séances comporteront 6 étapes principales (illustrées en annexes). Pour chacune des séances, nous vous demanderons d'effectuer 3 séries d'efforts différents, séparés par des périodes de repos. Ces séries d'efforts correspondent à trois différentes directions : (1) extension et flexion (2) flexion latérale gauche et droite (3) rotation axiale (ou torsion) gauche et droite. L'ordre dans lequel vous effectuerez les différentes séries sera déterminé au hasard.

En premier lieu, pour chacune des séances, des mesures anthropométriques seront réalisées (taille, poids, etc.) et des électrodes seront placées sur votre peau vis-à-vis différents muscles dorsaux et abdominaux. Vous serez ensuite placé dans un appareil pour mesurer la force maximale des muscles de votre tronc. Vous serez familiarisé à l'appareil en réalisant quelques contractions sous-maximales, et cela dans différentes directions, ce qui aura aussi pour effet de vous échauffer graduellement. Le test consistera à faire entre 8 et 15 efforts maximums dans une première direction (série #1). Un écran d'ordinateur sera placé devant vous et vous devrez, lors de vos efforts, suivre une cible qui vous guidera. Ces efforts se feront de façon graduelle, dureront une vingtaine de secondes et seront séparés par une période de repos de deux minutes. Par la suite, une période de repos de 15 minutes vous sera accordée, ce qui nous permettra de réaliser des mesures anthropométriques supplémentaires (circonférence du poignet, largeur des épaules, etc.). Vous serez ensuite replacé dans l'appareil afin de faire entre 8 et 15 efforts maximums dans une 2^e direction (série #2). Par la suite, une seconde période de repos de 15 minutes vous sera accordée, ce qui permettra de répondre à différents questionnaires portant sur votre activité physique. Pour terminer la séance, vous ferez une dernière série de 8 à 15 efforts maximums dans une 3^e direction (série #3). Tous les efforts seront réalisés de façon statique, i.e. sans qu'il y ait mouvement de votre tronc.

AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Même si vous ne retirez personnellement aucun bénéfice de votre participation à cette étude, nous espérons que les résultats qui en découleront nous permettront de faire avancer nos connaissances dans le domaine des maux de dos et éventuellement d'en faire bénéficier d'autres personnes dans l'avenir.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Le risque de blessure au tronc lors d'un effort maximal est rare mais possible. Cependant, toutes les conditions ont été réunies afin de minimiser ce risque, soit en accordant une période d'échauffement pour vous familiariser à l'appareil (contractions sous-maximales), en réalisant des efforts non seulement dans une posture droite (debout), mais aussi de façon graduelle et en gardant le tronc immobile (contractions statiques). Finalement, l'accumulation de fatigue musculaire sera minimisée en accordant plusieurs périodes de repos). Certains problèmes mineurs comme des douleurs musculaires peuvent survenir dans les deux jours suivant un effort maximal. Ces douleurs sont normales et disparaissent rapidement par la suite. Il est aussi possible que des allergies cutanées apparaissent, dues à la pose des électrodes, même si de tels risques sont minimes étant donné que les collerettes utilisées sont hypo-allergènes. Le positionnement de certaines électrodes peut nécessiter le rasage des poils sur de petites surfaces de la peau (surfaces de 1.5 pouce par 1.5 pouce). Ces électrodes ne comportent pas d'aiguilles et aucune douleur ne peut être ressentie lors de leur utilisation. Les opérations de préparation de la peau sont faites selon les règles d'hygiène les plus strictes (rasoirs jetables, nettoyage de la

peau avec alcool). Lors des tests, advenant que vous ressentiez une douleur ou un inconfort que vous jugez inapproprié, vous serez libre d'arrêter la séance.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS

Le déplacement de votre domicile, de votre lieu de travail ou de votre institution scolaire au site de recherche et la durée des séances d'environ deux à trois heures peuvent représenter pour certaines personnes un inconvénient.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL

Ne s'applique pas car ce type d'information n'est pas requis.

CONFIDENTIALITÉ

La confidentialité des informations recueillies sera assurée conformément aux dispositions de la Loi sur l'Accès à l'Information (R.S. 1985, c. A-1). Votre dossier sera codé de façon à ce qu'il demeure confidentiel. Les données nominales (nom et adresse) ainsi que les résultats seront conservés pour une période de 5 ans suivant la fin du projet dans un fichier séparé (sous clé dans un classeur de notre laboratoire de l'IRM), accessible seulement par les responsables du projet. Cependant, vous devez accepter que les informations recueillies puissent être utilisées à des fins de communications scientifiques, professionnelles et d'enseignement. Bien sûr, il est entendu que les résultats de l'étude sont divulgués de manière à ce que rien ne permette de vous identifier.

QUESTIONS CONCERNANT CETTE ÉTUDE

Le chercheur s'engage à répondre de façon satisfaisante à toutes les questions que vous pourriez vous poser face à ce projet de recherche.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE L'ÉTUDE

Votre participation à cette étude est tout à fait volontaire. Vous avez le droit de refuser d'y participer ou de vous en retirer en tout temps, pour quelque raison que ce soit, et cela même une fois l'étude commencée. Votre décision de cesser votre participation à l'étude ne vous causera aucun préjudice et personne ne sera informé de votre retrait à part les personnes directement impliquées dans ce projet. Toutefois, les données recueillies seront conservées à moins que vous ne nous demandiez de les détruire.

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

NOM DU PARTICIPANT

SIGNATURE

Fait à _____

le _____, 20____

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

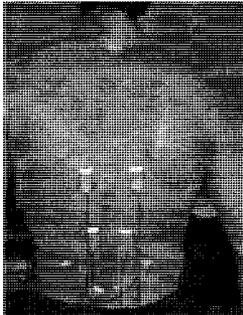
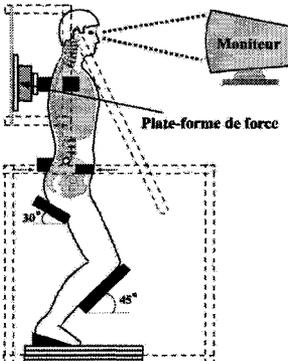
Je, soussigné (e), _____, certifie (a) avoir expliqué au (à la) signataire les termes du présent formulaire, (b) avoir répondu aux questions qu'il/elle m'a posées à cet égard, (c) lui avoir clairement indiqué qu'il/elle reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus, et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20____.

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ANNEXE
Illustration des six étapes de la séance d'évaluation

<p>Étape 1. Mesures (taille, poids, etc.) et positionnement des électrodes.</p> <p>Pour le positionnement des électrodes :</p> <ul style="list-style-type: none"> • La peau sera préparée (rasage) au besoin • 8 électrodes seront collées sur la peau vis-à-vis les muscles du dos (figure) • 6 électrodes seront collées sur la peau vis-à-vis les muscles abdominaux. 	
<p>Étape 2. Évaluation de la force maximale des muscles du tronc (série #1)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Position semi-assise avec immobilisation du bassin et des jambes • Des efforts maximaux doivent être faits contre un coussin situé sur les omoplates ou sur le torse. • Vous devrez suivre et contrôler la cible qui sera présentée sur le moniteur en face de vous. • 8-15 efforts seront produits (120 s de repos entre chacun) 	
<p>Étape 3. Repos de 15 minutes durant lequel des mesures anthropométrique seront prises.</p>	<p>Exemple de mesures : largeur des épaules, largeur du bassin, circonférence de la taille, circonférence du genou, etc.</p>
<p>Étape 4. Évaluation de la force maximale des muscles du tronc (série #2)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Mêmes directives que l'étape #2 mais dans une autre direction. 	<p>Directions des efforts qui seront effectués à l'étape #2, #4 ou #6</p> <p align="center">Flexion-extension ou Flexion latérale ou Rotation axiale (torsion)</p>
<p>Étape 5. Repos de 15 minutes pendant lequel des questionnaires devront être complétés.</p>	<p>Questionnaires : (1) activité physique, (2) inventaire de latéralité (gaucher vs droitier)</p>
<p>Étape 6. Évaluation de la force maximale des muscles du tronc (série #3)</p> <p>Mêmes directives que l'étape #2 et que l'étape #4 mais dans une dernière direction.</p>	<p align="center">Flexion-extension ou Flexion latérale ou Rotation axiale (torsion)</p>

ANNEXE D

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, par voie accélérée, le projet de recherche **CRIR-261-1206** intitulé:

« **L'influence de la rétroaction biomécanique sur les compensations musculaires et les moments de force lors d'efforts isométriques graduels du tronc** ».

Présenté par: **Denis Gagnon, Christian Larivière, Karine Genest**

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants:

- Formulaire A daté du 30 novembre 2006 ;
- Grille d'évaluation scientifique datée du 11 janvier 2007 ;
- Lettre des réponses de l'équipe de recherche aux commentaires du Comité scientifique datée du 22 janvier 2007 ;
- Courriel de Monsieur Robert W. Dykes, président du Comité d'évaluation scientifique, daté du 13 février 2007 confirmant que le projet est acceptable sur le plan de l'éthique ;
- Protocole de recherche intitulé « L'influence de la rétroaction biomécanique sur les compensations musculaires et les moments de force lors d'efforts isométriques graduels du tronc » (version du 20 février 2007, telle que datée et approuvée par le CÉR) ;
- Formulaire de consentement (version du 20 février 2007, telle que datée et approuvée par le CÉR) ;
- Questionnaire sur l'activité physique au travail et durant les loisirs ;
- Inventaire de la latéralité-Edinburgh ;
- IQ-AAP et vous.

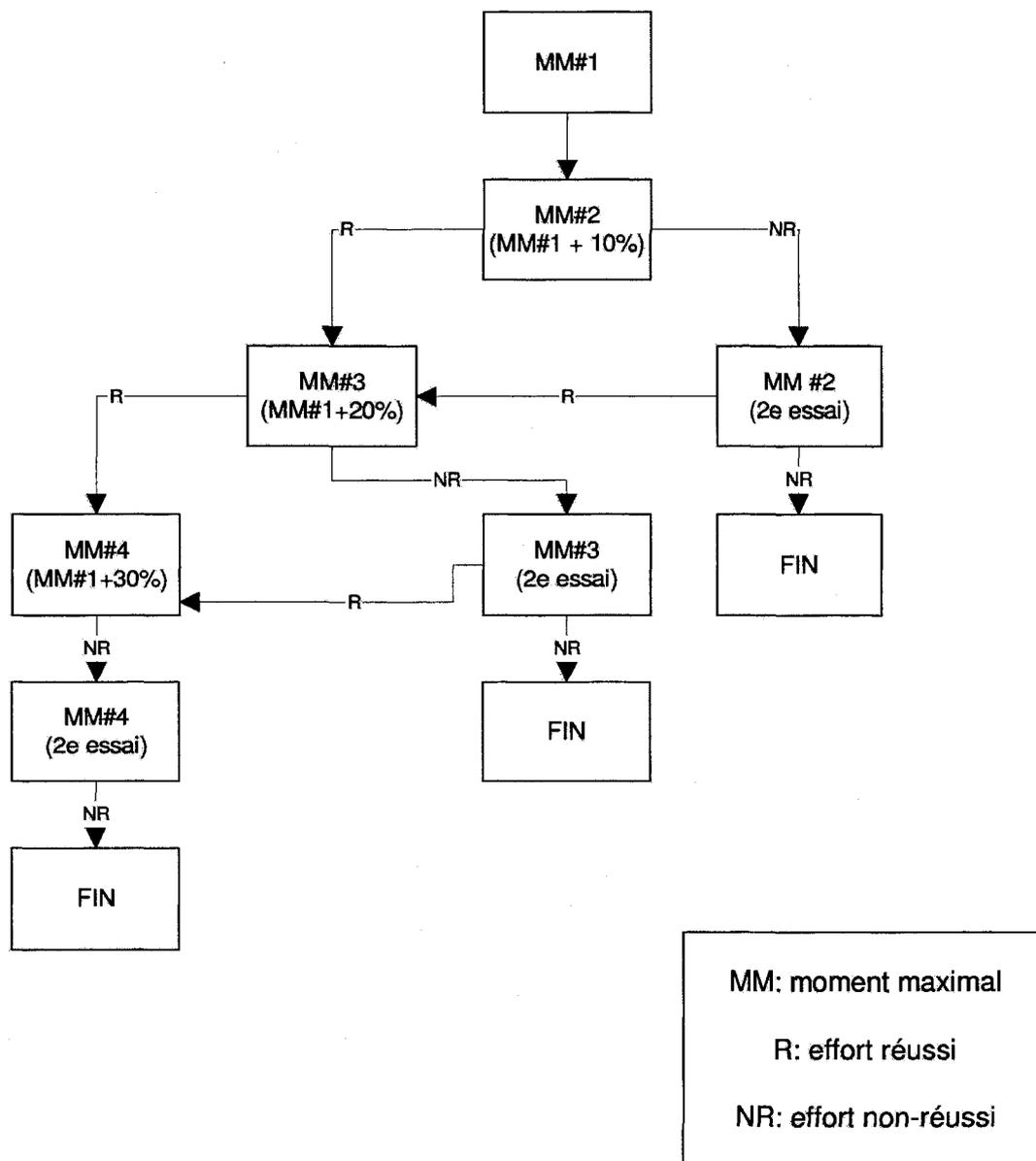
Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : **Institut de réadaptation de Montréal.**

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage :

1. Informer le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;

ANNEXE E
DIAGRAMME DE BARATTA

Diagramme des efforts maximaux
adapté de Baratta (1998)



Adapté de: Baratta, R.V., Solomonow, M., Zhou, B.H., et Zhu, M. (1998). Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(5) 279-85.