

Réadaptation au travail

Études et recherches

RAPPORT R-658



Lombalgie chronique

**La relation entre les facteurs psychologiques
associés à la douleur et certaines mesures neuromusculaires
de déficiences lombaires**

Programme REPAR-IRSST

*Christian Larivière
Michael J. Sullivan
Joyce Fung
Hakim Mecheri
Heather Butler
Roger Vadeboncoeur*



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

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

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

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

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

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

Pour en savoir plus

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

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

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales
2010
ISBN : 978-2-89631-482-9 (version imprimée)
ISBN : 978-2-89631-483-6 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
août 2010



Réadaptation au travail

Études et recherches

■ RAPPORT R-658

Lombalgie chronique **La relation entre les facteurs psychologiques** **associés à la douleur et certaines mesures neuromusculaires** **de déficiences lombaires** **Programme REPAR-IRSST**

Avis de non-responsabilité

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

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

*Christian Larivière¹, Michael J. Sullivan², Joyce Fung²,
Hakim Mecheri³, Heather Butler⁴ et Roger Vadeboncoeur³*

¹Service de la recherche, IRSST

²Université McGill

³Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal

⁴Université Dalhousie

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

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

SOMMAIRE

Introduction. Une gestion efficace des travailleurs victimes d'une lombalgie chronique requiert le développement de mesures objectives en lien avec leurs déficiences et/ou leur fonction. Or, l'association entre certaines variables psychologiques et plusieurs mesures de déficiences lombaires rend difficile l'interprétation physiologique de ces dernières. L'objectif principal du projet est d'évaluer l'association possible entre une sélection de variables psychologiques (peur du mouvement, dramatisation de la douleur) et les mesures neuromusculaires recueillies lors de trois tâches. Un objectif secondaire, de nature plus exploratoire, est de vérifier dans quelle mesure le fait de manipuler la demande attentionnelle permet de moduler l'influence des processus psychologiques sur ces mesures neuromusculaires.

Méthodologie. Des sujets lombalgiques chroniques ($n = 59$) répartis selon le sexe ont réalisé ces trois tâches, alors que l'activation de huit muscles du dos et six muscles abdominaux [par électromyographie (EMG) de surface] et les mouvements du tronc ont été mesurés : (1) légères ($\pm 20^\circ$) flexion-extensions du tronc, (2) mouvements rapides du bras droit (perturbation du tronc), (3) flexion-extensions maximales du tronc. En plus d'une condition contrôle, la demande attentionnelle fut manipulée lors de ces tâches, de manière à prêter attention à la douleur (1 condition) ou à se distraire par rapport à la douleur (2 à 4 conditions selon la tâche). Différentes variables neuromusculaires issues de la littérature et spécifiques à chaque tâche (tâche 1: niveaux d'activation et de relaxation musculaires; tâche 2: réponses préparatoires; tâche 3: phénomène de flexion-relaxation et rythme lombo-pelvien) ont été extraites des signaux d'EMG et des senseurs de mouvement. Les sujets ont été séparés en deux groupes sur la base de scores obtenus à l'aide de trois questionnaires relativement à avec la douleur (intensité de la douleur, peur du mouvement et dramatisation de la douleur) de manière à comparer ces groupes extrêmes.

Résultats. En ce qui a trait au premier objectif (association variables psychologiques et neuromusculaires), très peu de différences ont été observées entre les différents sous-groupes divisés en fonction des variables associées à la douleur (intensité de la douleur, peur du mouvement et dramatisation de la douleur). En ce qui a trait au deuxième objectif (influence de la demande attentionnelle), c'est la manipulation de l'attention face à la douleur qui a produit plusieurs résultats significatifs et consistants. Des interactions entre les sous-groupes et les conditions d'attention ont été relevées, mais l'analyse détaillée de ces interactions menait généralement à des résultats non significatifs ou inconsistants.

Discussion et conclusion. En général, les résultats obtenus ne pointaient pas toujours dans la même direction selon, entre autres, la tâche et le groupe musculaire (dorsaux, abdominaux) étudié. L'étude des interactions était aussi difficile à interpréter. Ceci nous indique que, bien que la relation entre les variables psychologiques associées à la douleur et les variables neuromusculaires ne soit pas remise en cause, la nature de cette relation reste à être mieux circonscrite. Les recherches futures permettront de mieux mettre en lumière ces interactions, non seulement en ajoutant de nouveaux sujets lombalgiques, mais aussi en ajoutant un groupe contrôle. La manipulation de l'attention face à la douleur a produit plusieurs résultats significatifs et consistants, bien que généralement petits et donc, sujets au questionnement en ce qui a trait à leur signification physiologique/biomécanique. Cependant, ces résultats suggèrent qu'une certaine variation dans ces réponses neuromusculaires puisse s'expliquer par un mauvais contrôle de l'attention accordée à la douleur. La présente étude ne permet pas de recommander dans quelles conditions cette variation pourrait être réduite, et pour quels types de sujets en particulier (caractéristiques psychologiques spécifiques). La

présente étude permet toutefois de conclure que les variables psychologiques associées à la douleur n'influencent pas ces réponses neuromusculaires au point de générer des effets importants.

REMERCIEMENTS

Nous désirons, en premier lieu, remercier Flavia Del'Oso qui a contribué, à titre d'agent de recherche, à réaliser les collectes de données et s'est assurée de leur qualité.

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

TABLE DES MATIÈRES

1.	INTRODUCTION.....	1
1.1	Problématique générale des lombalgies chroniques en réadaptation et introduction de la thématique de recherche.....	1
1.2	Objet de l'étude	2
1.3	La mesure des déficiences lombaires	2
1.4	L'influence des variables psychologiques sur les fonctions neuromusculaires	3
1.5	Comment minimiser l'influence des variables psychologiques associées à la douleur sur les mesures neuromusculaires ?	4
1.6	Objectifs de recherche et portée potentielle	5
2.	MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE	7
2.1	Sujets	7
2.2	Procédures	8
2.3	Tâches	8
2.3.1	<i>Contractions de référence</i>	8
2.3.2	<i>Tâches d'évaluation</i>	8
2.4	Techniques de mesure.....	10
2.5	Traitement des signaux.....	11
2.5.1	<i>Flexion-extension sous-maximale du tronc</i>	12
2.5.2	<i>Mouvements rapides du bras</i>	12
2.5.3	<i>Flexion-extension maximale du tronc</i>	16
2.6	Analyses statistiques	18
3.	RÉSULTATS ET DISCUSSION	21
3.1	Analyses préliminaires.....	21
3.2	Flexion-extension du tronc en position neutre.....	24
3.2.1	<i>Variables confondantes potentielles</i>	24
3.2.2	<i>Variables dépendantes</i>	24
3.2.3	<i>Discussion (flexion-extension du tronc en position neutre)</i>	28
3.3	Mouvement rapide du bras.....	30
3.3.1	<i>Variables confondantes potentielles</i>	30
3.3.2	<i>Variables dépendantes</i>	30
3.3.2.1	Latences	30
3.3.2.2	Cinématique lombaire.....	32
3.3.2.3	Amplitude de préactivation	33
3.3.3	<i>Discussion (mouvement rapide du bras)</i>	37
3.3.3.1	Influence de l'intensité de la douleur (VAS), de la peur du mouvement (TSK) et de la dramatisation de la douleur (PCS).....	38
3.3.3.2	Manipulation de l'attention face à la douleur	39
3.4	Flexion-extension maximale du tronc	41
3.4.1	<i>Étude EMG du phénomène de flexion-relaxation</i>	41
3.4.1.1	Variables confondantes potentielles	41
3.4.1.2	Variables dépendantes.....	41
3.4.1.3	Discussion (phénomène de flexion-relaxation)	43
3.4.2	<i>Étude cinématique du rythme lombo-pelvien</i>	44

3.4.2.1	Variables confondantes potentielles	44
3.4.2.2	Variables dépendantes.....	44
3.4.2.3	Discussion (rythme lombo-pelvien)	45
4.	DISCUSSION GÉNÉRALE	47
5.	LIMITES	51
6.	CONCLUSION	53
7.	IMPACT DU PROJET	55
8.	RÉFÉRENCES.....	57
	ANNEXE A : Résultats statistiques - flexion-extension sous-maximale du tronc	65
	ANNEXE B : Résultats statistiques - mouvements rapides du bras	72
	ANNEXE C : Résultats statistiques - flexion-extension maximale du tronc	76

LISTE DES FIGURES

Figure 1.	Tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc (A), tâche de mouvement rapide du bras (B) et tâche de flexion-extension maximale du tronc (C).....	9
Figure 2.	Positionnement des électrodes de surface sur le dos et l'abdomen.....	11
Figure 3 :	Traitement des signaux EMG pour la tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc – variables d'amplitude.	14
Figure 4 :	Traitement des signaux EMG pour la tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc – variable $Ratio_{Pha/Ton}$	15
Figure 5 :	Illustration des angles calculés à partir de la position angulaire des senseurs positionnés sur le sacrum, à T12 et à T4.....	17
Figure 6 :	Illustration des variables EMG obtenues pour quantifier le phénomène de flexion-relaxation (exemple d'un signal EMG à L3).	18
Figure 7 :	Valeurs moyennes des variables APDF correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents cas (muscles abdominaux) où des différences significatives ont été obtenues.	25
Figure 8 :	Valeurs moyennes des variables APDF correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents cas (muscles du dos) où des différences significatives ont été obtenues.....	26
Figure 9 :	Valeurs moyennes de la variable $\%repos$ correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents cas où des différences significatives ont été obtenues.	27
Figure 10 :	Valeurs moyennes de la variable $Ratio_{Pha/Ton}$ correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour les deux cas (L5 et DA gauches) où des différences significatives ont été obtenues.....	28
Figure 11 :	Latences moyennes (n = 59 sujets) correspondant aux six conditions expérimentales, pour les muscles L5 droit (A), L1 gauche (B), T10 gauche (C) et TrA/OI gauche (D).	31

Figure 12 : Latences moyennes correspondant aux six conditions expérimentales, et pour les conditions où une interaction GROUPE×ATTENTION statistiquement significative a été obtenue: L3 droit, GROUPE/PCS (A) et DA droit, GROUPE/TSK (B).....32

Figure 13 : Niveau d'activation (% RVE) correspondant aux six conditions expérimentales, et pour les conditions où une interaction GROUPE×ATTENTION statistiquement significative a été obtenue.....34

Figure 14 : Niveau d'activation (% RVE) moyen des muscles dorsaux situés près de la colonne vertébrale (sites d'électrodes à L5 et L1) et correspondant aux six conditions expérimentales.35

Figure 15 : Niveau d'activation (% RVE) moyen des muscles dorsaux situés loin de la colonne vertébrale (sites d'électrodes à L3 et T10) et correspondant aux six conditions expérimentales.36

Figure 16 : Niveau d'activation (% RVE) moyen des muscles abdominaux correspondant aux six conditions expérimentales et où l'effet ATTENTION était statistiquement significatif.....37

Figure 17 : Valeurs moyennes de certaines variables EMG normalisées ($NEMG_{flx}$ en A et en C, $NEMG_{end}$ en B) correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour les muscles où l'interaction GROUPE×ATTENTION était statistiquement significative.42

Figure 18 : Valeurs moyennes des variables EMG normalisées $NEMG_{flx}$ (A), $NEMG_{fin}$ (B) et $NEMG_{ext}$ (C) correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents muscles où des différences statistiquement significatives ont été obtenues.....43

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Description des caractéristiques démographiques et anthropométriques des sujets en fonction du sexe7

Tableau 2. Description des caractéristiques cliniques [moyenne (écarts-types)] des sujets en fonction du sexe et du sous-groupe clinique.....23

1. INTRODUCTION

1.1 Problématique générale des lombalgies chroniques en réadaptation et introduction de la thématique de recherche

Les maux de dos affectent entre 58% et 84% des gens à un moment ou à un autre de leur vie (Dionne 1999), ce qui en fait le plus important problème de santé dans les pays industrialisés (Hildebrandt 1995; Spitzer *et al.* 1987). Uniquement au Québec, la Commission de la Santé et de la Sécurité du Travail (CSST) estime avoir déboursé 516 millions de dollars durant l'année financière 2007 pour les maux de dos (CSST 2008). Toujours selon ce rapport, les maux de dos représentent tout près de 30% de l'ensemble des lésions professionnelles indemnisées par la CSST et la région lombaire est touchée dans 60% des cas d'affections vertébrales survenues entre 2004 et 2007. Il devient donc impératif de développer des outils de mesure valides et fidèles permettant de quantifier la présence de déficiences ou d'incapacités associées à la colonne vertébrale lombaire ainsi que des modalités de traitement efficaces, afin de favoriser le retour au travail et de réduire les coûts.

La difficulté d'identifier les lésions pour plus de 80% des patients ayant une lombalgie chronique mène à l'utilisation de thérapies conservatrices et donc, non-spécifiques à une lésion sous-jacente, chez ce groupe de patients plutôt hétérogènes. De manière à améliorer l'efficacité des interventions, des méthodes de classification sont nécessaires pour réussir un meilleur arrimage entre certaines interventions plus spécifiques et certaines catégories de patients (Leboeuf-Yde and Manniche 2001). Pour cela, des outils d'évaluation des caractéristiques physiques et psychologiques pertinentes doivent être développés pour définir des sous-groupes de patients de plus en plus distincts. Parmi les caractéristiques physiques d'intérêt figurent les nombreuses déficiences lombaires qui ont été identifiées chez cette clientèle jusqu'à maintenant.

L'évaluation des déficiences lombaires chez les patients souffrant d'une lombalgie chronique n'est pas chose facile, car la plupart des méthodologies existantes dépendent, à un moment ou à un autre, d'une performance maximale de la part du patient (Flores *et al.* 1997; Geisser *et al.* 2005). L'évaluation de la flexibilité lombaire, de la force et de l'endurance des muscles du tronc sont les exemples les plus éloquentes. Étant donné que ces patients sont hésitants à fournir une performance maximale à cause de leur peur de la douleur ou de se blesser, la valeur physiologique correspondant à ces mesures peut souvent être compromise par la douleur et les facteurs de nature psychologique associés à la douleur (Geisser *et al.* 2005; Hirsch *et al.* 1991; Menard *et al.* 1994). Parmi ces facteurs psychologiques, on compte la peur du mouvement, les peurs et croyances face à l'activité physique et la dramatisation face à la douleur. Or, cet état de fait s'applique aussi aux mesures neuromusculaires de déficiences lombaires, la plupart nécessitant l'emploi de mesures d'activation des muscles dorsaux et/ou abdominaux, qui représentent l'objet de la présente recherche (Geisser *et al.* 2005). Il est maintenant bien établi que les fonctions neuromusculaires ne peuvent être complètement indépendantes de l'influence des facteurs psychologiques associés à la douleur et des comportements qui en résultent (Campbell and Edwards 2009). C'est pourquoi il est nécessaire de mieux comprendre la nature de la relation entre ces variables (neuromusculaires et psychologiques), afin de connaître leurs forces et leurs limites et pour, ainsi, aider à leur interprétation. En fait, il n'est pas clair jusqu'à quel point les variables psychologiques associées à la douleur influencent les comportements

volontaires et donc, potentiellement malléables, de même que les comportements involontaires naissant de réactions neuromusculaires automatisées et donc, possiblement moins malléables.

1.2 Objet de l'étude

L'objet de l'étude concerne la relation possible entre les mesures neuromusculaires permettant de documenter certaines déficiences lombaires et les variables psychologiques associées à la douleur, telles l'intensité de la douleur, les peurs du mouvement et la dramatisation de la douleur. La prochaine section (1.3 *La mesure des déficiences lombaires*) permettra de décrire les mesures neuromusculaires en question. La section suivante (section 1.4) permettra non seulement de documenter les modèles théoriques explicatifs de l'effet des variables psychologiques associées à la douleur sur les fonctions neuromusculaires, mais aussi de constater que très peu de travaux ont été réalisés dans ce sens.

L'objet de l'étude concerne aussi la possibilité de moduler cette relation (variables psychologiques vs variables neuromusculaires), ce qui sera traité à la section 1.5. En effet, il apparaît que la manipulation de l'attention des patients, non seulement en dirigeant l'attention sur leur douleur, mais aussi en les distrayant de leur douleur, a le potentiel d'avoir des effets. Cette information aurait un impact sur l'utilisation et l'interprétation des mesures neuromusculaires.

1.3 La mesure des déficiences lombaires

Les mesures les plus populaires de déficiences lombaires sont l'étendue de mouvement ainsi que la force et l'endurance des muscles du tronc (dorsaux et abdominaux), car ces mesures sont relativement simples d'utilisation. Cependant, comme mentionné plus haut, ces mesures sont inévitablement influencées par les facteurs psychologiques (Geisser *et al.* 2004;Hirsch *et al.* 1991;Ropponen *et al.* 2005). Ceci explique, entre autres, pourquoi des mesures plus sophistiquées des fonctions neuromusculaires, basées sur l'électromyographie (EMG) de surface, ont été développées. Ces mesures représenteront l'objet de la présente étude.

Des réponses neuromusculaires anormales des muscles du tronc ont typiquement été observées chez les patients avec une lombalgie chronique (Hodges and Moseley 2003;Lariviere *et al.* 2000a;van Dieen *et al.* 2003b). Trois exemples seront décrits dans la présente recherche et une tâche additionnelle est proposée pour évaluer un paramètre supplémentaire. Voici les trois exemples documentés jusqu'à maintenant dans la littérature :

- 1) Une inactivité des muscles dorsaux superficiels, nommée **phénomène de flexion-relaxation (PFR)**, est généralement observée à la fin d'une flexion maximale du tronc, alors que ces muscles demeurent actifs (absence du PFR) chez plusieurs des patients (Neblett *et al.* 2003).
- 2) La coordination du mouvement entre le bassin et la colonne lombaire, communément appelée le **rythme lombo-pelvien**, peut aussi être évaluée lors d'une tâche de flexion et extension du tronc et est aussi altérée chez les patients avec lombalgie chronique (Lariviere *et al.* 2000b;McClure *et al.* 1997;Porter and Wilkinson 1997).
- 3) Les patients avec lombalgie chronique démontrent un délai des réponses préparatoires (mode « feedforward ») des muscles profonds du tronc tels les transverses de l'abdomen, les

obliques internes et des multifides, lors de mouvements rapides du bras (Hodges and Moseley 2003). Cette tâche simple permet de perturber le tronc et oblige les muscles du tronc non seulement à réagir à la perturbation, mais aussi à se préparer à cette perturbation de manière à minimiser les impacts de cette perturbation sur la colonne vertébrale lombaire.

Il est à noter que la fidélité test-retest (intra-évaluateur) des mesures (EMG, cinématiques) brièvement décrites ci-haut a été démontrée acceptable pour le PFR (Neblett *et al.* 2003; Sihvonen *et al.* 1991; Watson *et al.* 1997b), le rythme lombo-pelvien (Lariviere *et al.* 2000b; Porter and Wilkinson 1997) et les réponses préparatoires des abdominaux transverses et obliques (activité EMG combinée) à l'aide d'électrodes de surface (Marshall and Murphy 2003).

Une tâche additionnelle est proposée, de manière à vérifier si les patients ayant un problème d'instabilité lombaire augmentent l'activation des muscles entourant la colonne lombaire (van Dieen *et al.* 2003a). Il s'agit de réaliser de petits mouvements de flexion-extension du tronc ($\pm 20^\circ$), c'est-à-dire dans une zone, appelée « zone neutre », où seuls les muscles (pas les tissus passifs) peuvent assurer la stabilisation des vertèbres lombaires. Cette zone neutre serait de plus grande amplitude chez les patients ayant des lésions des tissus passifs, ce qui aurait potentiellement des répercussions sur l'activité des muscles dorsaux et abdominaux.

1.4 L'influence des variables psychologiques sur les fonctions neuromusculaires

Diverses études ont rapporté que plusieurs sujets lombalgiques démontrent des mouvements de protection (« guarding movements »), qui sont définis par une réduction de l'étendue de mouvement ainsi que de la vélocité et de l'accélération des segments adjacents aux articulations lésées (Marras and Wongsam 1986; Novy *et al.* 2002). Selon le **modèle neurophysiologique d'adaptation à la douleur** [“pain-adaptation model” ; (Lund *et al.* 1991)], ces mouvements de protection, qui seraient expliqués par une co-contraction des muscles agonistes et antagonistes (muscles ayant des fonctions opposées), peuvent être considérés comme une adaptation pour réduire la charge externe (chargements nets) sur la région blessée et mènent conséquemment à des performances physiques inférieures à la normale. Or, deux hypothèses alternatives ont été proposées par la suite. Le **modèle biomécanique de stabilité lombaire** [« lumbar stability model » ; (Panjabi 2003)] suggère que la co-contraction musculaire joue un rôle fondamental pour assurer une stabilité mécanique adéquate de la colonne lombaire. Le **modèle de peur-évitement** [« fear-avoidance model » ; (Vlaeyen and Linton 2000)], de son côté, suggère que ces mouvements de protection et les pauvres performances physiques qui en résultent seraient le résultat des peurs associées à la douleur. Cependant, ces modèles théoriques ne sont pas nécessairement exclusifs. En résumé, l'explication la plus plausible des mouvements de protection serait la présence de co-contraction musculaire. Or, bien que la co-contraction des muscles entourant la colonne vertébrale (abdominaux et dorsaux) permettrait d'augmenter la stabilité lombaire (Granata and Orishimo 2001) et de réduire les chargements nets sur la colonne vertébrale, des facteurs psychologiques, tels le stress et les traits de personnalité (Marras *et al.* 2000; Van Galen *et al.* 2002), ainsi que la menace (peur) d'une douleur imminente (Moseley *et al.* 2004; Moseley and Hodges 2005), peuvent aussi reproduire cette co-contraction musculaire et, conséquemment, influencer les mesures neuromusculaires de déficiences lombaires.

Plus spécifiquement, en regard des mesures neuromusculaires identifiées plus haut, le PFR est corrélé avec les peurs et croyances, mais pas avec l'intensité de la douleur et les incapacités (Watson *et al.* 1997a). Les peurs associées à la douleur, telles que mesurées avec l'échelle de kinésiophobie de Tampa (Tampa Scale of Kinesiophobia - TSK), influencent indirectement le PFR par son association avec une diminution de la flexion avant du tronc (Geisser *et al.* 2004). Malheureusement, la relation entre les mesures psychologiques associées à la douleur et les autres mesures neuromusculaires n'a pas été investiguée jusqu'à maintenant. Cependant, il a été démontré que l'anticipation d'une douleur lombaire expérimentale (stimulation cutanée douloureuse) retarde les réponses préparatoires des muscles profonds (transverses de l'abdomen, multifides) qui précèdent un mouvement rapide du bras, non seulement chez des sujets lombalgiques chroniques (Moseley and Hodges 2005), mais aussi chez des sujets sains (Moseley *et al.* 2004). Ceci suggère que la peur de la douleur en soi peut expliquer le délai dans les réponses préparatoires des muscles du tronc observées chez les sujets lombalgiques. Dans ces deux études, ces réponses retardées des muscles profonds étaient aussi accompagnées par une augmentation de l'activation d'au moins un muscle superficiel du tronc, ce qui suggère la présence de co-contraction musculaire.

La co-contraction musculaire des muscles superficiels, en rigidifiant la région lombaire, pourrait réduire la nécessité de moduler finement les réponses préparatoires des muscles profonds qui joueraient, selon certains auteurs, un rôle plus important pour assurer la stabilité lombaire, en raison de leurs attaches directes ou indirectes sur les vertèbres lombaires. Il est possible que la peur de la douleur, par son effet sur la co-contraction, explique aussi les résultats anormaux observés avec d'autres mesures des fonctions neuromusculaires (étendue de mouvement limitée, perturbation du PFR et du rythme lombo-pelvien, coordination entre les muscles du tronc). En fait, il est probable que l'influence des variables psychologiques associées à la douleur sur les variables neuromusculaires soit partiellement expliquée par des comportements volontaires et des comportements résultant de réponses plus automatisées (moins sous le contrôle des fonctions cérébrales supérieures). Il est peut-être possible de réduire cette influence en minimisant la portion « volontaire » des comportements associés à la douleur, tel que présenté dans la prochaine section.

1.5 Comment minimiser l'influence des variables psychologiques associées à la douleur sur les mesures neuromusculaires ?

Pour minimiser les effets évidents d'un comportement d'évitement de la douleur, les mesures neuromusculaires de déficiences lombaires sont obtenues dans des conditions standardisées de manière à ce que la posture et les forces externes appliquées sur la colonne lombaire soient équivalentes entre les sujets (Lariviere *et al.* 2000b; Lariviere *et al.* 2003; van Dieen *et al.* 2003a). Lorsqu'un mouvement est fait, sa cinématique est contrainte à l'aide de différentes méthodes (guides visuels, métronome, rétroactions), afin que la position, la vitesse et l'accélération des segments principaux impliqués (membres inférieurs, tronc, membres supérieurs) soient équivalentes entre les individus. Cela permet d'isoler les déficiences lombaires associées à la coordination entre les segments du tronc (bassin, colonnes lombaire et thoracique) et entre les muscles (abdominaux et dorsaux) permettant d'assurer les fonctions de la colonne vertébrale lombaire (Lariviere *et al.* 2000b; van Dieen *et al.* 2003a). Cependant, ces contraintes peuvent ne pas être suffisantes pour éliminer les sources de variation des mesures neuromusculaires

associées aux comportements volontaires liés à la douleur, requérant d'autres méthodes qui ont le potentiel de mieux contrôler ces sources de variation.

La modulation de l'attention est reconnue comme un moyen d'augmenter ou de diminuer l'expérience de douleur (Bushnell *et al.* 2004). Une attention dirigée sur la douleur est associée à une plus grande douleur (Nouwen *et al.* 2006), à plus de comportements de communication de la douleur (Sullivan *et al.* 2006) et à de moins bonnes performances lors de tâches cognitives (Eccleston 1995). À l'opposé, les méthodes de distraction réduisent la douleur (Bushnell *et al.* 2004), mais a aussi plus ou moins le potentiel d'interférer avec la performance, selon le niveau d'attention requis par le stimulus de distraction et la difficulté de la tâche en soi. D'autres variables peuvent moduler l'effet de la distraction sur la douleur, comme l'intensité de la douleur et les variables psychologiques (James and Hardardottir 2002; Goubert *et al.* 2004; Eccleston 1995). Comme l'indique Eccleston, « La question n'est pas de savoir si la distraction fonctionne ou pas, mais plutôt de connaître dans quelles conditions elle fonctionne ? » (Eccleston 1995). Ces résultats supportent l'hypothèse psychoanalgésique de la distraction ("distractional psychoanalgesia hypothesis"), qui suggère que la distraction a plus d'emprise chez les patients ayant une faible intensité de douleur. En effet, à l'opposé de ces patients, les patients ayant une forte intensité de douleur persistante étaient incapables de réaliser une tâche demandant de l'attention sans une détérioration de la performance lors d'une tâche cognitive. Similairement, les patients, qui dramatisent par rapport à la douleur, ont plus de difficulté à s'impliquer dans une tâche où la distraction est exercée (Goubert *et al.* 2004). En fait, la dramatisation de la douleur est associée à l'interférence attentionnelle, contrairement aux autres variables psychologiques, comme l'anxiété et la sensibilité aux blessures ou maladies (Vancleef and Peters 2006). En somme, pour étudier l'effet de la distraction, des modalités de distraction requérant différentes demandes attentionnelles doivent être explorées chez des patients ayant des intensités de douleur variées et qui se distinguent par différents niveaux de dramatisation par rapport à la douleur.

1.6 Objectifs de recherche et portée potentielle

Le **premier objectif** est d'examiner la relation entre les variables associées à la douleur et une sélection de mesures neuromusculaires recueillies lors de tâches standardisées. Le **deuxième objectif** est de nature exploratoire. Des conditions expérimentales additionnelles ont été ajoutées afin de vérifier si la manipulation de l'attention vis-à-vis la douleur peut modifier les mesures neuromusculaires. Ainsi, lors de ces mêmes mouvements, les patients portaient leur attention sur la douleur ou sur différentes tâches de distraction. Comme mentionnée plus tôt, étant donné que la peur de la douleur peut augmenter la co-contraction musculaire (Moseley *et al.* 2004), il est possible que la distraction puisse produire des résultats opposés à une condition où l'attention est portée sur la douleur. Cette étude exploratoire a pour but de vérifier cette possibilité en utilisant des modalités de distraction qui ne sont pas trop difficiles sur le plan de la demande attentionnelle, afin de ne pas interférer avec la tâche principale (mouvements). Considérant l'absence de résultats portant sur ce sujet dans la littérature, la formulation d'hypothèses de recherche a été écartée. Cette étude est de nature exploratoire et implique un échantillon relativement limité de patients, le but étant d'identifier des tendances afin d'aider à formuler des hypothèses directionnelles.

La présente étude permettra d'obtenir une première estimation des sous-groupes de patients pour qui les mesures neuromusculaires sont influencées par les facteurs psychologiques associés à la

douleur. Elle permettra aussi d'évaluer si certaines conditions de distraction permettent de réduire cet effet. L'intérêt ici est à l'effet que les mesures neuromusculaires peuvent être modulées par les facteurs biomécaniques responsables de la stabilité lombaire en terme mécanique (qualités musculaires intrinsèques, contrôle moteur, tissus passifs), mais aussi par les facteurs psychologiques associés à la douleur. Étant donné cette sensibilité aux deux sources de variation (biomécaniques, psychologiques), l'évaluation des mécanismes mis en action peut devenir difficile. Afin de faire face à cette situation, il est peut-être possible de mieux isoler l'action des facteurs mécaniques à l'aide de méthodes de distraction appropriées lors des évaluations, alors qu'il est aussi possible de mieux faire ressortir l'apport des facteurs psychologiques dans d'autres conditions expérimentales. Tout dépend de la perspective dans laquelle ces mesures neuromusculaires seront utilisées. Une meilleure compréhension de l'importance relative des facteurs psychologiques associés à la douleur vis-à-vis les fonctions neuromusculaires aidera à formuler des hypothèses portant sur le lien potentiel (mécanismes pathophysiologiques) entre les facteurs psychologiques, les fonctions neuromusculaires et éventuellement, les incapacités. À titre d'exemple, une étude a permis de déterminer qu'un mécanisme mettant en relation le stress et la co-contraction des abdominaux a le potentiel d'expliquer comment le stress augmenterait les risques de maux de dos et ceci, différemment chez les hommes et les femmes (Marras *et al.* 2000). Bien que cette hypothèse puisse s'appliquer au travail et dans un contexte de prévention primaire, elle risque d'être trop simpliste lorsque la douleur chronique et les facteurs psychologiques qui lui sont associés entrent en jeu (prévention secondaire et/ou tertiaire). La présente étude fera intervenir ces variables additionnelles.

2.MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE

2.1 Sujets

Cinquante-neuf sujets lombalgiques chroniques âgés entre 20 et 55 ans ont été recrutés (voir description au **Tableau 1**). Les sujets lombalgiques étaient recrutés dans la population et à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal. Les **critères d'inclusion** appliqués à ces sujets ont été : (1) présence de douleur lombaire ou lombo-sacrée avec ou sans douleur radiculaire (limitée aux genoux), (2) présence de douleur chronique définie comme une douleur quotidienne ou quasi quotidienne depuis plus de trois mois. Les principaux **critères d'exclusion** ont été : (1) avoir eu une chirurgie au niveau de l'appareil musculo-squelettique du tronc, (2) scoliose ou malformation congénitale de la colonne vertébrale [spondylolyse, fusions intervertébrales (arthrodèse), quatre vertèbres lombaires], (3) maladie systémique ou dégénérative (diabète, asthme, arthrite, rhumatisme, sida, cancer, sclérose en plaque ou autre), (4) avoir un indice de masse corporelle ($IMC = \text{masse (en kg)} \div \text{taille}^2 \text{ (en m)}$) supérieur à 30 kg/m^2 (critère d'obésité selon (Garrow and Webster 1985), (5) être enceinte, (6) présenter des troubles neurologiques ou d'équilibre, avoir une histoire d'AVC et (7) une réponse positive au Questionnaire d'Aptitude à l'Activité Physique (QAAP) [pour éliminer les personnes susceptibles de présenter des troubles cardiaques].

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

Tableau 1 : Description des caractéristiques démographiques et anthropométriques des sujets en fonction du sexe

Variable *	Hommes (n = 30)		Femmes (n = 29)		Test-t
	Moyenne	(écart-type)	Moyenne	(écart-type)	Valeur P
Âge (années)	40	9	40	8	0,960
Taille (m)	1,75	0,07	1,62	0,06	0,000
Masse (Kg)	76	12	65	13	0,001
IMC (Kg/m ²)	25	4	26	5	0,727
%Graisse	21	11	32	5	0,000
Masse maigre	61	8	44	7	0,000

* IMC : Indice de masse corporelle; % graisse : estimé à partir des plis cutanés (biceps, triceps, abdominal, sous-scapulaire) (Durnin and Womersley 1974).

2.2 Procédures

Les étapes de la cueillette de données ont été les suivantes : (1) formulaire de consentement, (2) questionnaires et mesures anthropométriques; (3) positionnement électrodes de surface (EMG) et contractions de référence (normalisation de l'EMG) (4) positionnement des senseurs de mouvement et calibrage (postures statiques); (5) les trois tâches d'évaluation dans l'ordre suivant : flexion-extension sous-maximale du tronc, mouvements rapides du bras, flexion-extension maximale du tronc. Pour chaque tâche, les conditions expérimentales étaient contre-balançées parmi les sujets. Une période de familiarisation précédait chaque tâche.

2.3 Tâches

L'évaluation, réalisée lors d'une seule session de mesures, comprenait des contractions de références et des tâches pour l'évaluation neuromusculaire. Les contractions de référence ont permis le calibrage (ou normalisation) des signaux EMG. Lors des tâches d'évaluation, l'attention a été manipulée, de manière à ce que le sujet dirige son attention sur sa douleur ou soit distrait de cette douleur. Des conditions de distraction simples et plus complexes (demandes cognitives croissantes) ont été utilisées lors de ces tâches ($n = 4$ ou 6 conditions de distraction), tel que décrit dans les prochaines sections. Brièvement, ces méthodes de distraction étaient de différents types (visuelles, auditives) et/ou requéraient des demandes attentionnelles différentes (mémorisation de nombres à 2 ou 4 chiffres), mais sans être stressantes.

2.3.1 Contractions de référence

De manière à normaliser les variables EMG d'activation musculaire, des contractions de référence sous-maximales ont été réalisées selon des procédures qui mènent à des résultats reproductibles en ce qui a trait à l'activation des muscles abdominaux (Dankaerts *et al.* 2004; O'Sullivan *et al.* 1998) et des muscles dorsaux (Dankaerts *et al.* 2004). Les contractions maximales n'ont pas été considérées, car les sujets lombalgiques sont hésitants à réaliser ces efforts (Hirsch *et al.* 1991), ce qui invalide cette procédure. Brièvement, ces contractions sont réalisées avec le sujet couché sur le ventre, pour les muscles dorsaux, et couché sur le dos, pour les muscles abdominaux, et requièrent de soulever leurs membres inférieurs (avec les genoux fléchis à 90°) de quelques centimètres au-dessus du sol. Trois contractions de 5 s, séparées de 30 s, sont réalisées pour chaque groupe musculaire (muscles abdominaux et dorsaux). Pour chaque muscle, la moyenne des valeurs ($n = 3$ essais) d'amplitude du signal EMG a été utilisée pour normaliser certaines variables EMG, tel que détaillé pour loin.

2.3.2 Tâches d'évaluation

La sélection des tâches a été basée sur une ou plusieurs de ces raisons : 1) les mesures de résultats qui leur sont associées sont liées à la présence d'une lombalgie ; 2) elles sont fréquemment utilisées pour étudier les déficiences lombaires chez cette clientèle ; 3) elles peuvent potentiellement être influencées par les facteurs psychologiques ; et 4) elles ne requièrent pas beaucoup de ressources attentionnelles, ce qui fait qu'il est possible de distraire le sujet sans interférer avec une bonne exécution de la tâche. Il est à noter que pour les deux tâches de flexion-extension du tronc, le vocable « condition contrôle » sera utilisé afin d'identifier la condition

généralement utilisée dans la littérature pour étudier les mesures neuromusculaires, bien qu'il ne s'agisse pas d'une condition contrôle au sens strict (i.e. sans aucune manipulation de l'attention).

Flexion-extension sous-maximale du tronc (Figure 1A). Assis dans un appareil permettant de stabiliser les membres inférieurs et le bassin, le sujet devait fléchir le tronc vers l'avant (20°) et vers l'arrière (-20°) à une cadence donnée par un métronome (8 s en tout) et ceci, cinq fois consécutivement. Les bras devaient demeurer de chaque côté du corps et la tête devait rester en ligne avec le tronc (aucune flexion de la tête). Un guide muni d'une bande flexible était placé devant et derrière le sujet afin de limiter l'amplitude de mouvement à $\pm 20^\circ$.

Les conditions de distraction (administrées au hasard, en blocs) étaient : (1) la condition contrôle, où seule la cadence du métronome doit être respectée (stimulus auditif), (2) métronome + attention orientée vers la douleur lors du mouvement (condition « attention/douleur »), la douleur ressentie étant rapportée après les cinq cycles, (3) métronome + mémorisation d'un nombre à deux chiffres (petite demande attentionnelle; condition « distraction/2 chiffres»), qui sera affichée pendant 1 s juste avant la tâche, et le rappeler après, et (4) comme à la condition 3, mais pour un nombre à quatre chiffres (demande cognitive élevée; condition « distraction/4 chiffres»). Avant de faire ces conditions, le sujet sera familiarisé aux exigences temporelles de la tâche, tout d'abord avec l'utilisation du métronome et ensuite sans métronome, afin de mémoriser la cadence de manière à faciliter les tâches où la distraction est exercée sans trop influencer la cadence souhaitée.

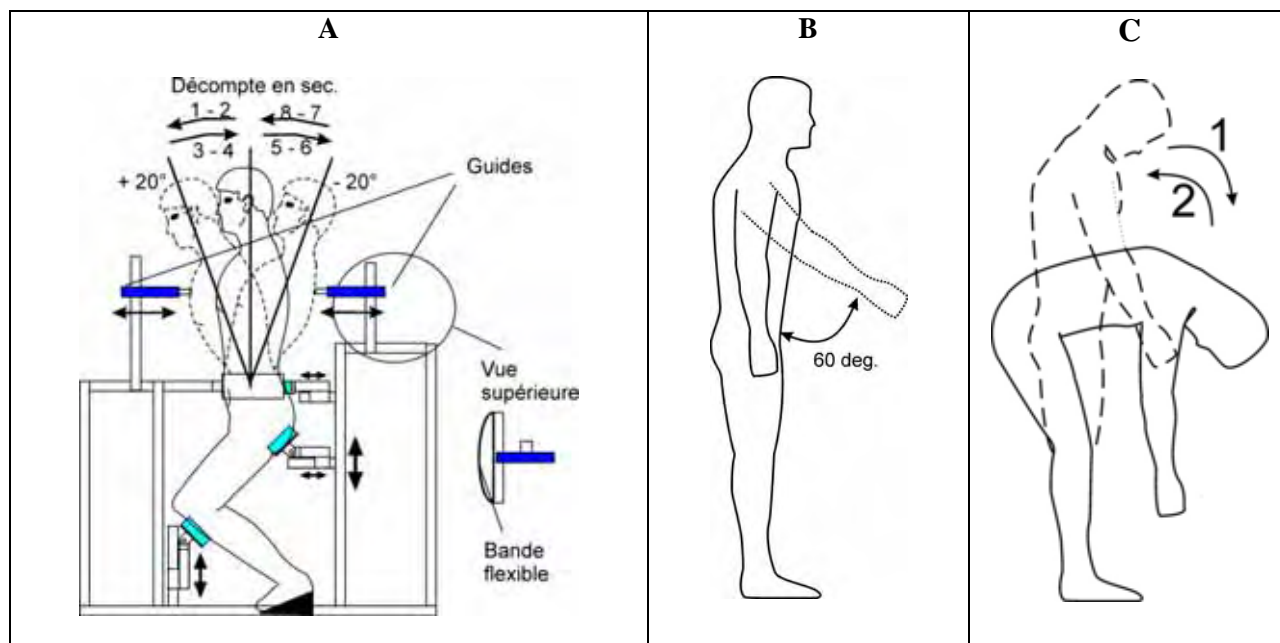


Figure 1. Tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc (A), tâche de mouvement rapide du bras (B) et tâche de flexion-extension maximale du tronc (C).

En C, la cadence du métronome est suivie tel qu'illustré dans le haut de la figure (décompte en sec.) et des guides, préalablement positionnés avec le tronc à $\pm 20^\circ$ (à l'aide d'un goniomètre manuel; 0° = verticale stricte), ont permis d'exécuter la flexion et l'extension jusqu'à ce que la peau touche la bande flexible délimitant chacun des guides. Le système de stabilisation du bassin ne touchait pas les électrodes EMG car l'appui sur le sacrum était situé sous les électrodes des

muscles dorsaux et les appuis avant se rendaient seulement sur les épines iliaques (ouverture sur le devant), ne permettant aucun contact avec les électrodes des abdominaux.

Mouvements rapides du bras (Figure 1B). Ce test évalue les réponses posturales préparatoires des muscles du tronc (Hodges and Richardson 1996;Hodges and Richardson 1999) précédant un mouvement rapide du bras. Le sujet devait fléchir le bras droit vers l'avant jusqu'à un angle de 60° (0° = verticale) approximativement et retourner à la position de départ, le tout aussi rapidement que possible. L'accent devait être mis sur la vitesse d'exécution et non sur l'amplitude de mouvement. Quelques essais ont aussi été faits avec le bras gauche dans une des conditions expérimentales détaillées ci-après. Cinq essais ont été réalisés avec une période de 30 s entre eux.

Les conditions de distraction (administrées au hasard, en blocs) étaient, après qu'une inscription « ready » ait apparu sur l'écran : (1) d'initier le mouvement de son propre chef (condition contrôle), (2) comme à la condition 1 + attention orientée vers la douleur lors du mouvement (condition « contrôle/douleur »), la douleur ressentie étant rapportée par après, (3) de répondre aussi rapidement que possible à une lumière rouge (stimulus visuel sur écran ; condition « distraction/lumière »), (4) de répondre aussi rapidement que possible à un stimulus visuel impliquant un choix à deux options (lumière gauche = mouvement du bras gauche; lumière droite = mouvement du bras droit ; condition « distraction/2 choix »), (5) mémorisation d'un nombre à deux chiffres (condition « distraction/2 chiffres») + répondre aussi rapidement que possible à une lumière rouge (rappel du nombre à la fin de la tâche) et (6) comme à la condition 5, mais avec des nombres à quatre chiffres (condition « distraction/4 chiffres»). Après que la lumière clignotante indiquant « ready » ait été allumée, le stimulus (lumière, nombres) apparaissait aléatoirement après 0,5 à 2 s. Dans les conditions 5 et 6, les nombres à deux et quatre chiffres livrés par un générateur à nombres aléatoires, apparaissaient pendant 1 s, avant que le signal « ready » et que le stimulus visuel sollicite le mouvement. Les conditions 1, 3 et 4 ont été sélectionnées selon un protocole antérieur (Horak *et al.* 1984).

Flexion-extension maximale du tronc (Figure 1C). Ce test est prévu pour étudier la présence du phénomène de flexion relaxation (PFR) des muscles dorsaux (Neblett *et al.* 2003). En position debout avec une largeur confortable entre les pieds (paramètre non standardisé), le sujet doit lentement fléchir le tronc vers l'avant, le plus loin possible en 4 s, doit demeurer en flexion maximale pendant 2 s, retourner en position debout (extension du tronc) en 4 s, et demeurer en position 2 s avant de répéter cette séquence quatre fois consécutivement. Pour cette tâche seulement, afin de standardiser le mouvement de la tête, le sujet devait appuyer son menton sur son thorax (Watson *et al.* 1997a;Geisser *et al.* 2004). Les conditions de distraction étaient les mêmes que pour la tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc.

2.4 Techniques de mesure

Électromyographie. Seize paires d'électrodes de surface (électrodes actives avec gain de 1000 et bande passante de 20-450 Hz; Myomonitor, Delsys Inc., Wellesley, MA) ont été positionnées, tel que présenté dans des travaux antérieurs (Lariviere *et al.* 2009). En bref, ces électrodes ont été positionnées, bilatéralement, vis-à-vis le multifidus au niveau L5 (L5), sur l'iliocostalis lumburum au niveau L3 (L3), sur le longissimus thoracis I aux niveaux L1 (L1) et T10 (T10), sur le rectus abdominus (ou droit de l'abdomen - DA), le transversus abdominis/obliquus internus

abdominis (ou transverse de l'abdomen/oblique interne - TrA/OI), l'obliquus externus abdominis (ou oblique externe - OE) et finalement, sur le deltoideus anterior (ou deltoïde antérieur - DAnt). Les données étaient enregistrées avec une fréquence d'échantillonnage de 1024 Hz.

Cinématique. La cinématique angulaire du tronc et des membres supérieurs a été mesurée avec un système comprenant cinq senseurs 3D (X-Sens Motion Technologies, Enschede, Hollande) positionnés sur le sacrum, sur les vertèbres T12 et T4, ainsi que sur chacun des bras (milieu entre l'épaule et le coude). Le senseur du sacrum a été retiré pour la tâche de flexion-extension aux limites de la posture neutre.

Questionnaires. L'intensité de la douleur a été mesurée avec une échelle visuelle analogue (VAS) de 10 cm, la perception d'incapacité due au mal de dos a été évaluée avec le questionnaire Roland-Morris (Roland and Morris 1983), la peur du mouvement a été évaluée avec l'échelle de kinésiophobie de Tampa [TSK – Tampa Scale for Kinesiophobia; (French *et al.* 2002)], alors que la dramatisation de la douleur fut estimée avec l'échelle du même nom [PCS – Pain Catastrophizing Scale; (Sullivan *et al.* 1995)].

2.5 Traitement des signaux

Un problème technique a empêché une synchronisation parfaite entre des systèmes Delsys (EMG) et X-Sens (cinématique). Heureusement, la plupart des analyses ne nécessitent pas cette synchronisation, à l'exception des analyses prévues pour la tâche de flexion-extension sous-maximale, comme détaillées ci-dessous.

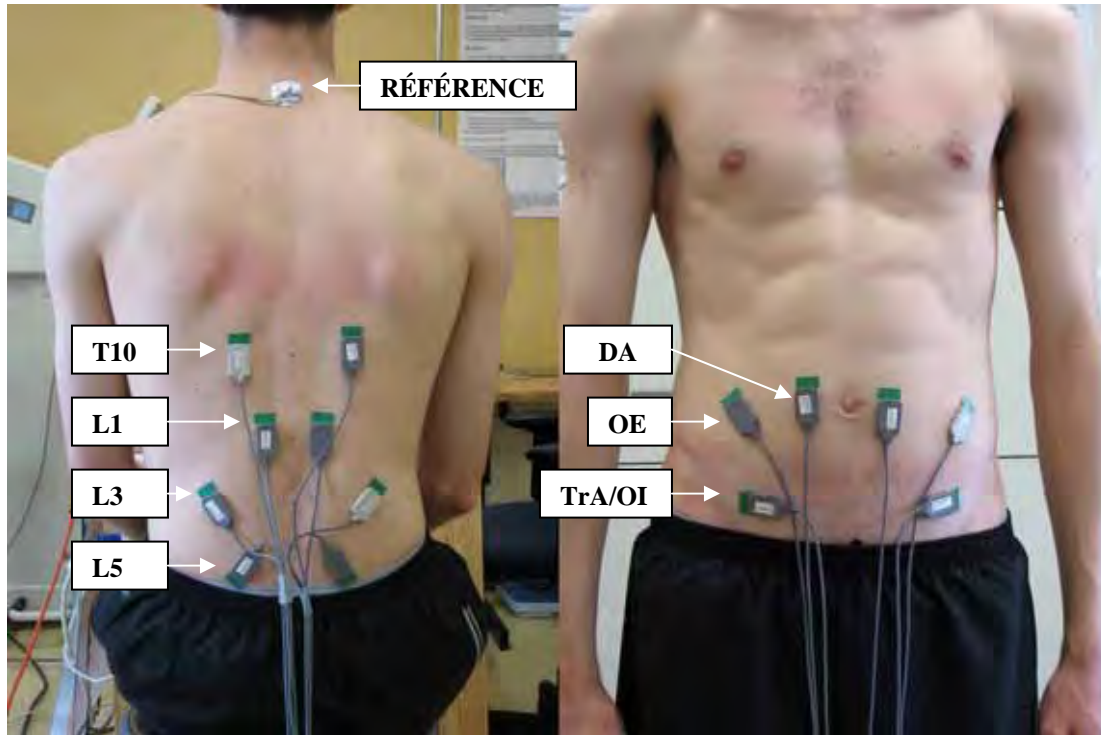


Figure 2. Positionnement des électrodes de surface sur le dos et l'abdomen.

Les électrodes sur le deltoïde antérieur (épaule) ne sont pas illustrées ici.

2.5.1 Flexion-extension sous-maximale du tronc

Étant donné qu'un problème technique n'a pas permis de synchroniser les signaux EMG avec les signaux de la cinématique (système X-Sens), une stratégie d'analyse différente de la proposition de recherche a été utilisée.

Cinématique. Seule une analyse très simple était nécessaire ici étant donné que seule la colonne vertébrale (pas le bassin) bougeait et que le mouvement était de faible amplitude. Il s'agit de l'angle par rapport à la verticale du capteur positionné à T4.

Électromyographie. Brièvement, les signaux EMG correspondant aux cinq cycles de mouvement ont été filtrés et quantifiés, tel qu'illustré dans les figures 3 et 4. Une analyse de l'amplitude des signaux EMG est d'abord réalisée avec la fonction de la distribution des probabilités des amplitudes du signal [Amplitude Probability Distribution Function ou APDF, (Jonsson 1978)] afin d'identifier les niveaux d'activité minimum ($APDF_{5\%ile}$), médian ($APDF_{50\%ile}$) et maximal ($APDF_{95\%ile}$) (Figure 3). Inévitablement, $APDF_{5\%ile}$ (bas niveau d'activité) correspondra aux phases du mouvement (flexion ou extension) où la fonction du muscle est antagoniste alors que $APDF_{95\%ile}$ (haut niveau d'activité) correspondra aux phases où la fonction du muscle est agoniste. $APDF_{50\%ile}$ donnera une estimation de l'activité « moyenne » (médiane en fait) au cours des deux phases du mouvement. Ces variables permettent donc de contourner le problème de synchronisation EMG/cinématique, en permettant d'obtenir une information EMG propre à chaque phase de la tâche sans nécessiter l'utilisation de la cinématique. Ensuite, une analyse des repos musculaires (Hansson *et al.* 2000) a été utilisée afin de vérifier si les patients arrivaient à désactiver leurs muscles lorsque ceux-ci étaient antagonistes (Figure 3). Finalement, la relation entre l'activité de base (activité tonique) et les bouffées d'activité (activité phasique) a aussi été quantifiée (Belavy *et al.* 2009; Wang *et al.* 2004) afin de vérifier si leur système nerveux central différenciait efficacement le contrôle de leurs muscles par rapport à leurs fonctions d'agonistes et d'antagonistes (Figure 4).

2.5.2 Mouvements rapides du bras

Cinématique. Les données angulaires ont d'abord été filtrées avec un filtre Butterworth (ordre 4) sans déphasage temporel et dont la fréquence de coupure optimale était déterminée selon une analyse résiduelle (Winter 1990). Une autre méthode de filtrage (« splines quintiques ») a dû être appliquée sur les données angulaires du bras afin de ne pas trop éliminer de hautes fréquences. La cinématique angulaire du bras a été quantifiée de manière à obtenir sa position et sa vitesse maximales. L'étendue de mouvement de la colonne lombaire (Ang_{LO} , Figure 5) a aussi été considérée (Mok *et al.* 2007).

Électromyographie. La latence entre l'activation du deltoïde antérieur et chaque muscle du tronc (dorsaux et abdominaux) était la variable d'intérêt. Les latences inférieures à -100 ms et supérieures à 200 ms n'ont pas été retenues car elles correspondent à une activité volontaire (anticipation ou au-delà d'une réponse réflexe), ce qui représentait 1,8% des cas dans la présente étude. Pour ce faire, le début de l'activation de chaque muscle a été déterminé avec une méthode automatisée (Staudé 2001). On a établi la moyenne des résultats correspondant aux cinq essais de

chaque condition expérimentale. Les essais réalisés avec le bras gauche, dans la condition expérimentale « distraction/2 choix », n'ont pas été analysés.

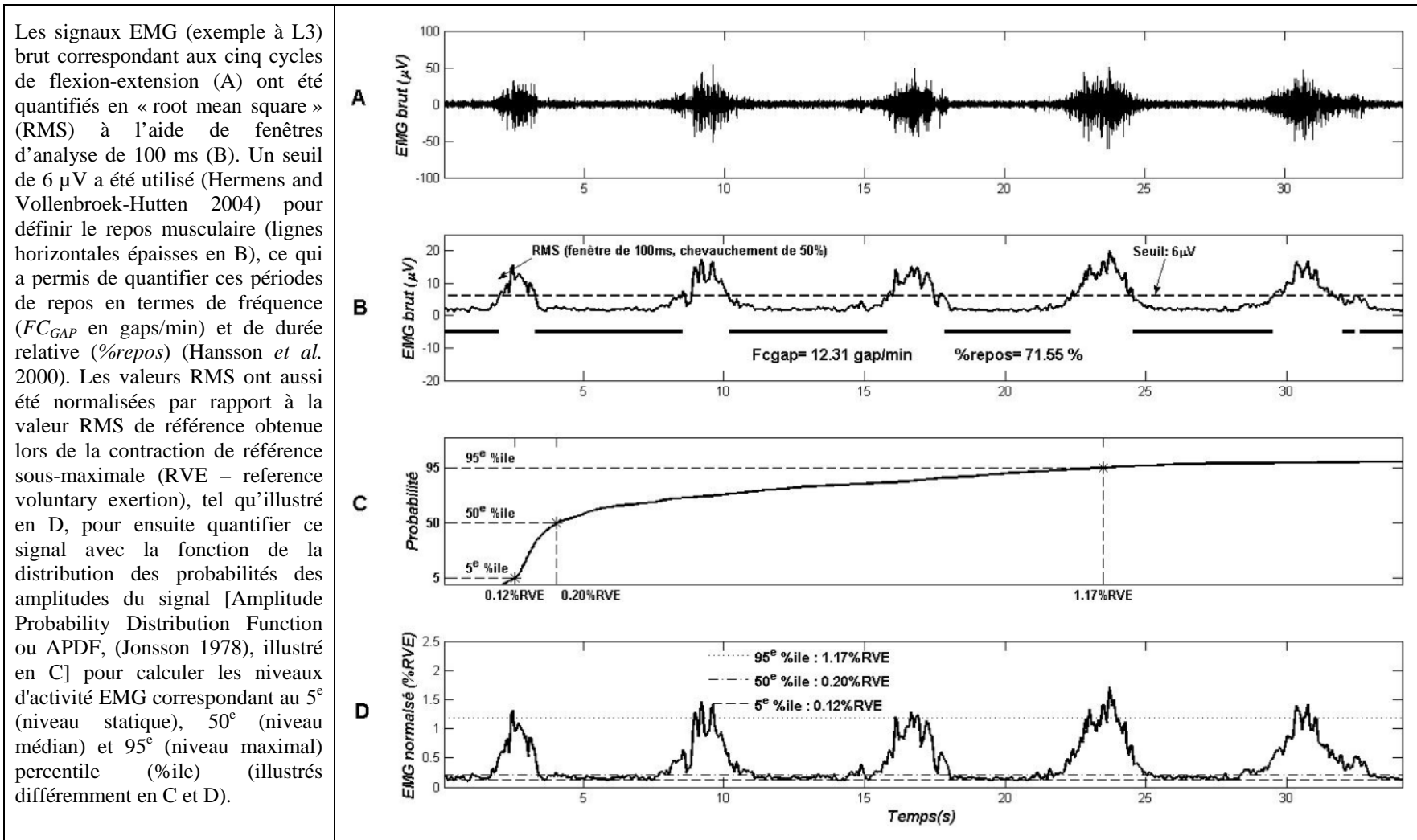


Figure 3 : Traitement des signaux EMG pour la tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc – variables d'amplitude.

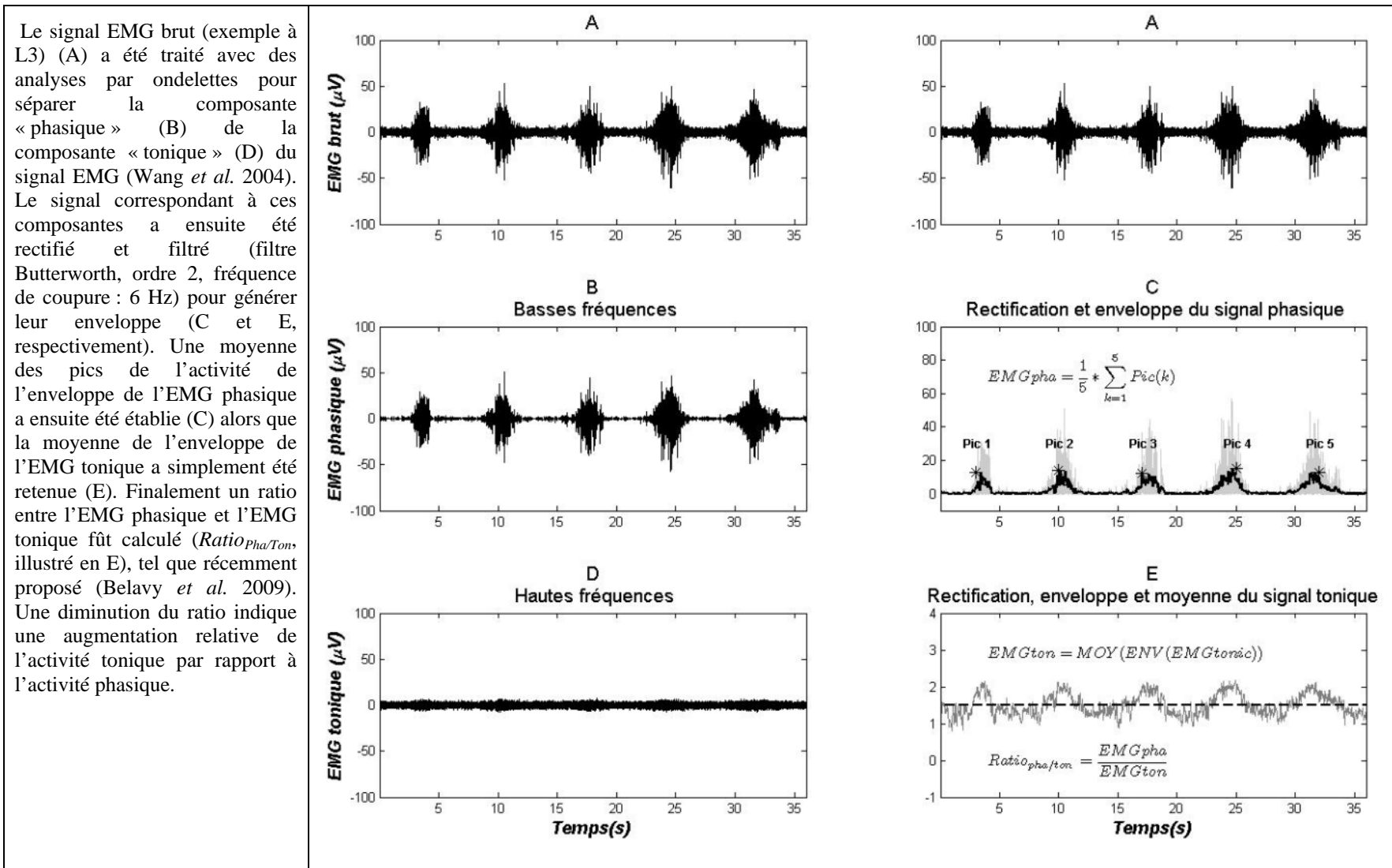


Figure 4 : Traitement des signaux EMG pour la tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc – variable $Ratio_{Pha/Ton}$.

L'analyse de la co-contraction musculaire est complexe, lors d'un geste qui implique des efforts dans les trois plans de mouvement (sagittal, frontal, transverse). En fait, l'effet mécanique de la perturbation (mouvement du bras droit) sur le tronc se traduit par (1) une flexion avant, (2) une flexion latérale droite et (3) une rotation droite. On devrait donc s'attendre à une activation préparatoire pour limiter ces mouvements. Pour les dorsaux, tous les muscles ont le potentiel de contrecarrer la flexion avant. Pour les abdominaux, à l'exception de DA, il est très difficile de catégoriser leurs fonctions (agoniste ou antagoniste) par rapport au mouvement complexe étudié ici. Il ne reste donc que le DA pour lequel une activation préparatoire ne s'expliquerait pas par le mouvement anticipé, mais par une réaction générale du système nerveux pour rigidifier la colonne lombaire. Une augmentation de DA pourrait donc expliquer les latences retardées chez les sujets lombalgiques chroniques, ce qui sera vérifié en calculant l'amplitude RMS correspondant à une fenêtre de 50 ms juste avant l'activation du deltoïde.

2.5.3 Flexion-extension maximale du tronc

Cinématique. Toutes les données angulaires ont d'abord été filtrées avec un filtre Butterworth (ordre 4) sans déphasage temporel et dont la fréquence de coupure optimale était déterminée selon une analyse résiduelle (Winter 1990). Les angles du bassin (Ang_{BA}), de la colonne lombaire (Ang_{LO} : angle entre les senseurs T12 et sacrum) et de la colonne thoracique (Ang_{TH} : angle entre les senseurs T4 et T12) ont été calculés (Figure 5).

Afin de quantifier la coordination entre les segments, une méthode permettant de quantifier le déphasage relatif (en degrés) entre le mouvement de deux articulations adjacentes a été exploitée, soit l'analyse de phases relatives (Scholz 1993). $RelPh_{LOBA}$ représente la phase relative entre la colonne lombaire et le bassin alors que $RelPh_{THLO}$ se fait entre les colonnes thoracique et lombaire. Ce déphasage relatif est calculé tout au long de la flexion et de l'extension, l'un étant généralement le miroir de l'autre (signes opposés). Pour chaque phase (flexion, extension), la moyenne, l'écart-type et la valeur extrême (minimum ou maximum selon la phase) de ce déphasage ont été calculées (ex.: $RelPh_{LOBA-X}$, $RelPh_{LOBA-ET}$ et $RelPh_{LOBA-M}$ respectivement).

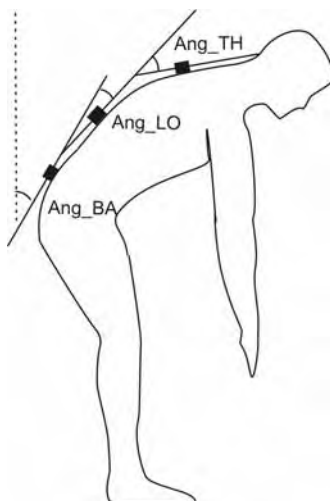


Figure 5 : Illustration des angles calculés à partir de la position angulaire des senseurs positionnés sur le sacrum, à T12 et à T4.

Électromyographie. Les signaux EMG correspondant aux cycles 2, 3 et 4 ont été filtrés (filtre Butterworth, ordre 3, fréquence de coupure : 4 Hz) de manière à obtenir leur enveloppe linéaire. Pour les muscles dorsaux, les valeurs EMG (EMG_{flx} , EMG_{fin} , EMG_{ext}) correspondant à certains événements ont automatiquement été détectées pour chacun de ces cycles (Figure 6). Pour les muscles abdominaux, afin de quantifier le niveau de co-contraction correspondant au PFR, les variables EMG_{flx} et EMG_{ext} ont été calculées au même moment que pour les muscles dorsaux à L3. EMG_{fin} a été définie comme étant l'EMG maximal obtenu entre deux bornes situées à 25% et 75% du temps séparant EMG_{flx} et EMG_{ext} . Ces valeurs ont été normalisées par rapport à l'EMG obtenu lors des contractions de référence sous-maximales ($NEMG_{flx}$, $NEMG_{fin}$, $NEMG_{ext}$) et ont aussi été utilisées, pour les muscles dorsaux, pour produire des ratios permettant de quantifier le phénomène de flexion-relaxation [FRR : « flexion-relaxation ratio », ERR : « extension relaxation ratio »; (Watson *et al.* 1997b); voir Figure 6].

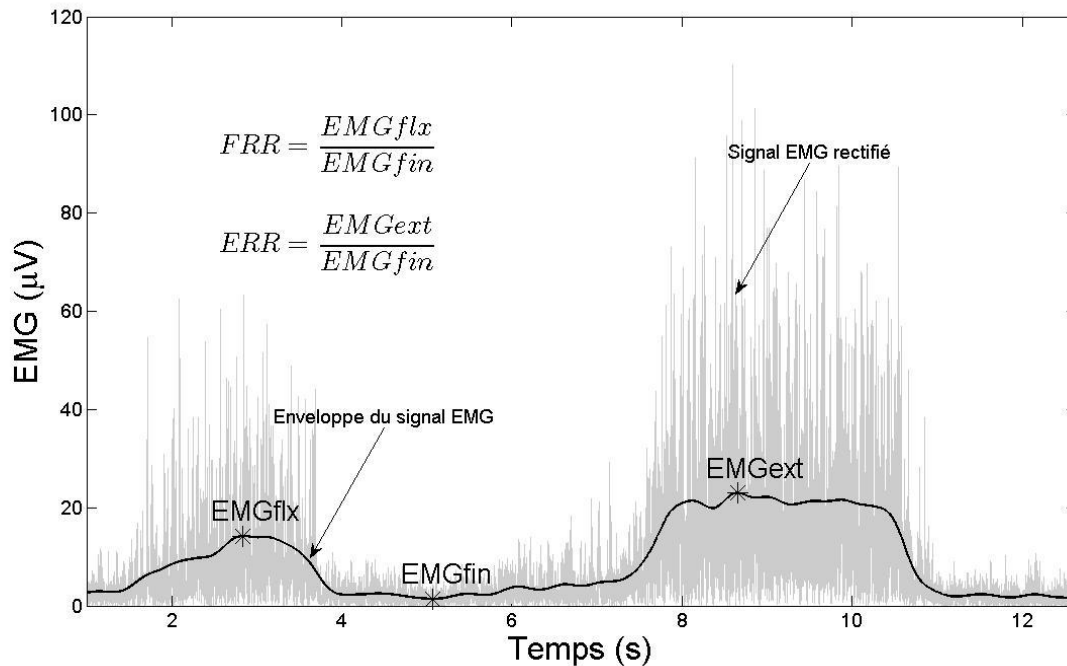


Figure 6 : Illustration des variables EMG obtenues pour quantifier le phénomène de flexion-relaxation (exemple d'un signal EMG à L3).

Les étoiles indiquent où les quantités EMG ont été extraites. FRR : « flexion-relaxation ratio »; ERR : « extension relaxation ratio ».

2.6 Analyses statistiques

Pour chaque sexe, les patients ont été divisés en deux sous-groupes égaux à l'aide de la médiane des scores de VAS et des variables cliniques associées à la douleur (pour les hommes et les femmes respectivement) : VAS : 2,45 et 3,5 cm, TSK : 45,5 et 42/68, PCS : 24,5 et 24/52). Pour chaque sous-groupe de sujets, nous retrouvons ainsi un nombre équivalent d'hommes et de femmes. Les sous-groupes ainsi formés seront identifiés de la façon suivante dans le reste du rapport: VAS-bas et VAS-haut, TSK-bas et TSK-haut, PCS-bas et PCS-haut.

Afin de pouvoir réaliser des analyses paramétriques, plusieurs variables ont dû être transformées à l'aide d'une méthode (Van Albada and Robinson 2007) permettant d'obtenir des distributions normales dans tous les cas, selon le test Wilk-Shapiro. Brièvement, les corrélations ont toutes été réalisées avec des corrélations de Pearson. Pour les variables correspondant à chaque tâche, des analyses préliminaires (ANOVAs à mesures répétées) ont été réalisées afin de vérifier s'il y avait une différence entre les muscles du côté gauche et du côté droit (à l'exception de la tâche de mouvement rapide du bras – de nature asymétrique), entre les différents cycles pour l'effet d'apprentissage (à l'exception de la tâche de flexion-extension sous-maximale du tronc), ceci afin de réduire la quantité de données (moyenne des côtés et des cycles). Finalement, des ANOVAs GROUPE×ATTENTION, avec mesures répétées pour le facteur ATTENTION (conditions expérimentales pour manipuler le niveau attentionnel), ont permis de répondre aux questions de

recherche de la présente étude. Étant donné que l'effet GROUPE dépendait de la façon dont ont été déterminés les groupes (selon VAS, TSK ou PCS), ce facteur sera identifié de la façon suivante dans le reste du rapport: GROUPE/VAS, GROUPE/TSK ou GROUPE/PCS.

Bien que les principales comparaisons concernaient le facteur GROUPE/TSK ou GROUPE/PCS, des comparaisons entre VAS-bas et VAS-haut (facteur GROUPE/VAS) ont aussi été nécessaires afin d'évaluer sommairement si la douleur pouvait être responsable des différences observées dans les comparaisons avec TSK et PCS. Il aurait été intéressant d'ajuster les analyses en utilisant VAS comme covariable, mais il est impossible de réaliser une ANCOVA avec un devis mixte impliquant un facteur indépendant (GROUPE) et un facteur à mesures répétées (ATTENTION).

3. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Étant donné que ce projet comporte trois tâches distinctes requérant des analyses relativement différentes, les sections résultats et discussion associées à chacune des tâches seront séparées dans les sections 3.2 (flexion-extension maximale du tronc), 3.3 (flexion-extension du tronc en position neutre) et 3.4 (mouvement rapide du bras). Une discussion générale mettant en relation les résultats des trois tâches suivra pour ensuite énoncer les limites, la conclusion et une description de l'impact du projet.

3.1 Analyses préliminaires

La division des sous-groupes (selon VAS, TSK et PCS) restant la même pour les différentes évaluations (tâches), il était d'abord nécessaire de vérifier si les caractéristiques des sujets étaient comparables entre ces différents sous-groupes. Les ANOVAs à deux voies (2 GROUPE \times 2 SEXE) n'ont révélé aucun effet GROUPE en ce qui a trait à l'âge et aux caractéristiques anthropométriques (taille, masse, IMC, %graisse, masse maigre). Bien entendu, l'effet SEXE demeurait le même qu'au Tableau 1 (différences significatives pour la taille, la masse et la masse maigre). En ce qui a trait aux variables cliniques (VAS, TSK, PCS), aucun effet SEXE n'a été observé, alors que des effets GROUPE ont été obtenus dans la plupart des cas (Tableau 2). Pour toutes ces variables (démographiques, anthropométriques et cliniques), aucune interaction GROUPE \times SEXE n'était significative.

En somme, dans la perspective d'une interprétation des résultats portant sur les comparaisons entre sous-groupes (sections suivantes), aucune variable confondante potentielle n'est ressortie significative, en ce qui a trait à l'âge et aux caractéristiques anthropométriques. Cependant, pour les variables cliniques, une intensité de douleur différente entre les groupes peut représenter un problème dans l'interprétation des différences lorsque les sous-groupes sont divisés selon TSK, ou PCS. Cette possibilité sera donc étudiée plus en profondeur dans les sections suivantes.

D'autres analyses préliminaires ont été réalisées afin d'évaluer la possibilité qu'il y ait des différences (1) entre les variables EMG correspondant aux côtés gauche et droit de la colonne vertébrale et (2) entre les trois essais retenus. Aucune différence significative n'a été obtenue entre les essais, alors que les réponses des côtés gauche et droit n'étaient équivalentes que pour la tâche de flexion-extension maximale du tronc. Conséquemment, la moyenne des valeurs à travers les trois essais a toujours été faite, mais la moyenne des deux côtés n'a été réalisée que pour cette tâche.

Avant d'étudier les différences entre sous-groupes impliquant les variables d'amplitude EMG calculées lors des trois tâches, celles-ci étant normalisées par rapport à une référence EMG sous-maximale, il faut vérifier si ces valeurs EMG de références, obtenues lors des contractions de référence sous-maximales, étaient différentes entre les groupes. En effet, si cela s'avérait être le cas, cela pourrait indiquer une différence dans l'épaisseur des tissus séparant les électrodes des muscles. Or, aucune différence significative (ANOVAs GROUPE) n'a été obtenue dans tous les cas de figure, ce qui rejette la possibilité de l'influence de cette variable confondante potentielle.

Finalement, une première vague d'analyses statistiques avait pris en compte le facteur SEXE mais très peu de résultats sont ressortis statistiquement significatifs. Afin de simplifier ce rapport

et les interprétations, il a donc été jugé pertinent d'ignorer ce facteur dans cette deuxième vague d'analyses statistiques.

Tableau 2. Description des caractéristiques cliniques [moyenne (écarts-types)] des sujets en fonction du sexe et du sous-groupe clinique

Variable *	Sous-groupe 1		Sous-groupe 2		Valeur P †	
	Hommes	Femmes	Hommes	Femmes	Groupe	Sexe
Sous-groupes divisés selon VAS						
	(n = 15)	(n = 13)	(n = 15)	(n = 16)		
VAS douleur (cm)	1,1 (0,6)	1,8 (0,9)	4,6 (2,0)	5,0 (1,2)	0,000	0,163
RDQ (%)	21,1 (14,5)	28,8 (19,3)	32,7 (13,0)	35,4 (19,5)	0,019	0,269
TSK (score/68)	44,9 (7,4)	41,2 (7,4)	44,2 (10,4)	44,4 (8,5)	0,512	0,379
PCS (score/52)	22,1 (11,8)	18,2 (12,4)	25,8 (12,6)	28,8 (14,2)	0,032	0,643
Sous-groupes divisés selon TSK						
	(n = 15)	(n = 14)	(n = 15)	(n = 15)		
VAS douleur (cm)	2,9 (2,5)	3,3 (1,8)	2,8 (2,1)	3,7 (2,1)	0,760	0,240
RDQ (%)	17,7 (11,9)	25 (14,4)	36,1 (11,5)	39,4 (21,2)	0,000	0,219
TSK (score/68)	37,5 (5,0)	36,2 (4,1)	51,6 (5,6)	49,3 (5,0)	0,000	0,159
PCS (score/52)	19,7 (10,8)	14,2 (9,0)	28,2 (12,2)	33,2 (12,0)	0,000	0,656
Sous-groupes divisés selon PCS						
	(n = 15)	(n = 14)	(n = 15)	(n = 15)		
VAS douleur (cm)	2,8 (2,7)	3,0 (1,7)	2,9 (1,7)	4,1 (2,0)	0,280	0,241
RDQ (%)	26,1 (14,9)	25,5 (13,7)	27,7 (15,1)	38,8 (22,0)	0,142	0,266
TSK (score/68)	41,4 (8,2)	37 (4,8)	47,7 (8,6)	48,6 (6,2)	0,000	0,295
PCS (score/52)	14,0 (6,3)	11,5 (7,0)	33,9 (7,3)	35,7 (7,7)	0,000	0,519

* VAS : échelle visuelle analogue (**V**isual **A**nalog **S**cale) sur l'intensité de la douleur; RDQ : Questionnaire Roland-Morris sur la perception des incapacités (**R**oland-Morris **D**isability **Q**uestionnaire); TSK : échelle de kinésiophobie de Tampa (**T**ampa **S**cale for **K**inesiophobia); PCS : dramatisation de la douleur (**P**ain **C**atastrophizing **S**cale). † Des ANOVAs ont été utilisées. Les résultats correspondant aux interactions GROUPE × SEXE étaient toutes non significatives ($P > 0,05$). Les différences significatives (valeurs P) sont identifiées en caractères gras.

3.2 Flexion-extension du tronc en position neutre

3.2.1 Variables confondantes potentielles

L'angle du tronc par rapport à la verticale, tel que mesuré avec le senseur positionné à la hauteur de T4, s'est avéré équivalent entre les différents sous-groupes (selon VAS, TSK ou PCS) et entre les conditions expérimentales. Chez tous les sujets confondus ($n = 59$), ces angles variaient, à travers les quatre conditions expérimentales, entre $17,6^\circ \pm 3,5^\circ$ et $18,3^\circ \pm 3,5^\circ$ en flexion et entre $-21,0^\circ \pm 5,0^\circ$ et $-21,8^\circ \pm 5,6^\circ$ en extension. Ceci démontre le bon contrôle de la tâche et indique que les différences entre les groupes ou conditions expérimentales ne peuvent être attribuables à une différence dans l'amplitude de mouvement du tronc.

Des corrélations ont été réalisées entre les variables EMG d'intérêt et l'intensité de la douleur. Pour $APDF_{5\%ile}$, $APDF_{50\%ile}$ et $APDF_{95\%ile}$, cinq corrélations significatives (variant entre -0,278 et -0,35) ont été obtenues sur une possibilité de 168 (3 variables \times 7 muscles \times 4 conditions \times 2 côtés). Pour FC_{GAP} , aucune corrélation significative fut observée alors que pour $\%repos$, des corrélations significatives ($P \leq 0.008$) variant entre 0,43 et 0,51 ont été obtenues à travers les quatre conditions pour OE gauche alors que pour les muscles du côté droit, des corrélations significatives (étendue : 0,26 à 0,45) ont été observées à travers les quatre conditions à T10 et pour DA et OE. Finalement, pour $Ratio_{Pha/Ton}$, dix corrélations significatives ont été obtenues (variant entre -0,28 et -0,35) et impliquaient les muscles à L5 (3 des 10), T10 (6 des 10) et OE (1 des 10). En somme, ces corrélations étaient relativement rares et de faible amplitude, ce qui suggère que la douleur constitue un faible potentiel à confondre les résultats associés aux sous-groupes TSK et PCS.

3.2.2 Variables dépendantes

Les variables d'amplitude EMG (APDF) n'ont révélé aucun effet GROUPE parmi toutes les analyses réalisées ($n = 3$ sous-regroupements \times 2 côtés \times 3 %iles \times 7 muscles = 126 ANOVAs). Cependant, le facteur ATTENTION mérite une étude plus approfondie. Tout d'abord, les résultats significatifs associés au facteur ATTENTION (et les interactions GROUPE \times ATTENTION) étant équivalents en nombre pour les muscles du côté gauche ($n = 75$ valeurs P significatives) et du côté droit ($n = 70$), nous nous attarderons au côté gauche afin de simplifier le tout. Les résultats correspondant à $APDF_{5\%ile}$, $APDF_{50\%ile}$ et $APDF_{95\%ile}$, sont présentés dans les Tableaux A-1, A-2 et A-3, respectivement, car les résultats statistiques sont différents pour ces trois variables.

On remarque tout d'abord plusieurs interactions GROUPE \times ATTENTION significatives, qui sont d'ailleurs plus nombreuses pour $APDF_{95\%ile}$. Cependant, les analyses *a posteriori* n'ont pas permis de déceler des différences entre les groupes propres à une conditions expérimentale particulière, ni des différences entre les conditions expérimentales propres à un groupe en particulier. De plus, l'observation des graphiques correspondant à ces interactions ne révèle aucune tendance à travers les muscles et variables. Les effets sont petits et semblent aller dans tous les sens.

En ce qui a trait à l'effet ATTENTION, les résultats étaient différents pour les muscles abdominaux (Figure 7) et dorsaux (Figure 8). Tous les muscles abdominaux ont démontré des effets pour $APDF_{5\%ile}$ (Figure 7A), alors que seul TrA/OI a réagi de façon consistante pour $APDF_{5\%ile}$, $APDF_{50\%ile}$ et $APDF_{95\%ile}$ (Figure 7B). Les analyses *a posteriori* ont démontré que DA et OE réagissent différemment de TrA/OI aux conditions expérimentales. En effet, selon $APDF_{5\%ile}$, DA et OE démontrent moins d'activation dans la condition « distraction/2 chiffres » que la condition « Attention/douleur », alors que TrA/OI a plus d'activation lors de la condition « distraction/4 chiffres » que l'une ou plusieurs des autres conditions (résultats combinés de $APDF_{5\%ile}$, $APDF_{50\%ile}$ et $APDF_{95\%ile}$).

Contrairement aux muscles abdominaux et tel qu'illustré à la Figure 8, tous les muscles dorsaux ont démontré des effets significatifs (ou tendances avec $P < 0.10$) pour $APDF_{95\%ile}$ (au lieu de $APDF_{5\%ile}$ pour les abdominaux) et ce sont les muscles à T10 (TrA pour les abdominaux) qui ont réagi de façon consistante (ou tendances avec $P < 0.10$) pour $APDF_{5\%ile}$, $APDF_{50\%ile}$ et $APDF_{95\%ile}$.

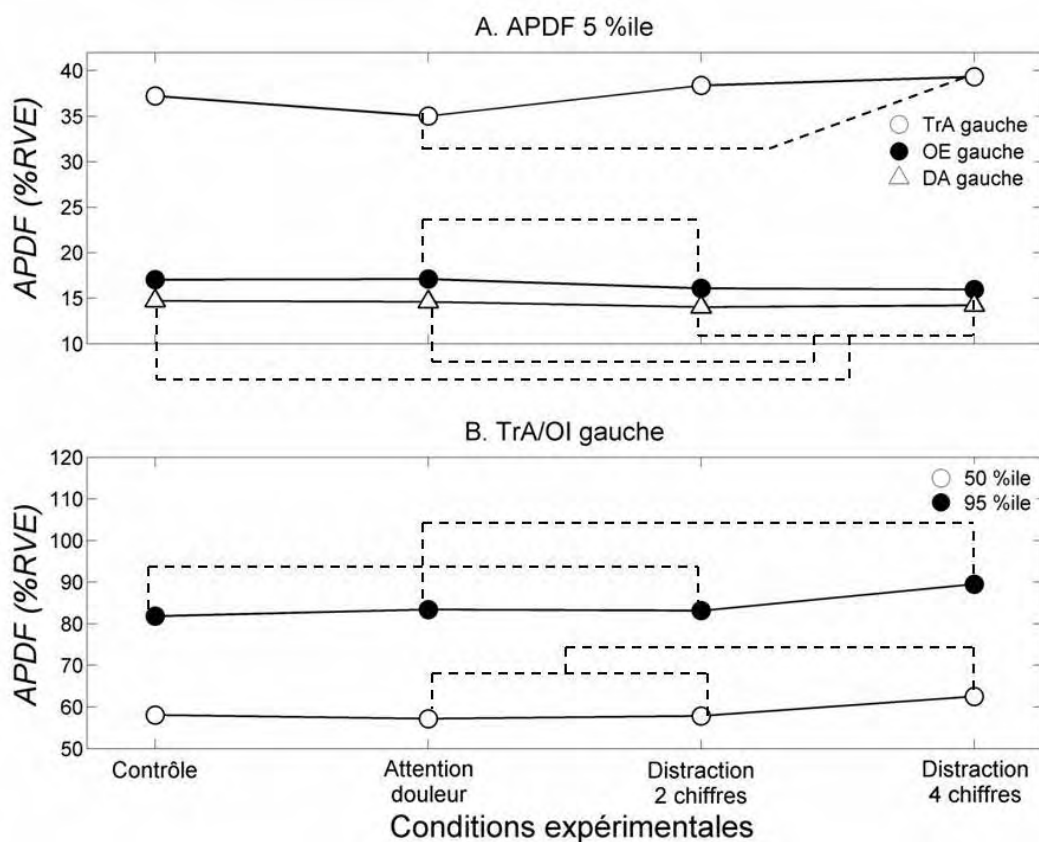


Figure 7 : Valeurs moyennes des variables APDF correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents cas (muscles abdominaux) où des différences significatives ont été obtenues.

Les lignes pointillées indiquent où sont situées les différences significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

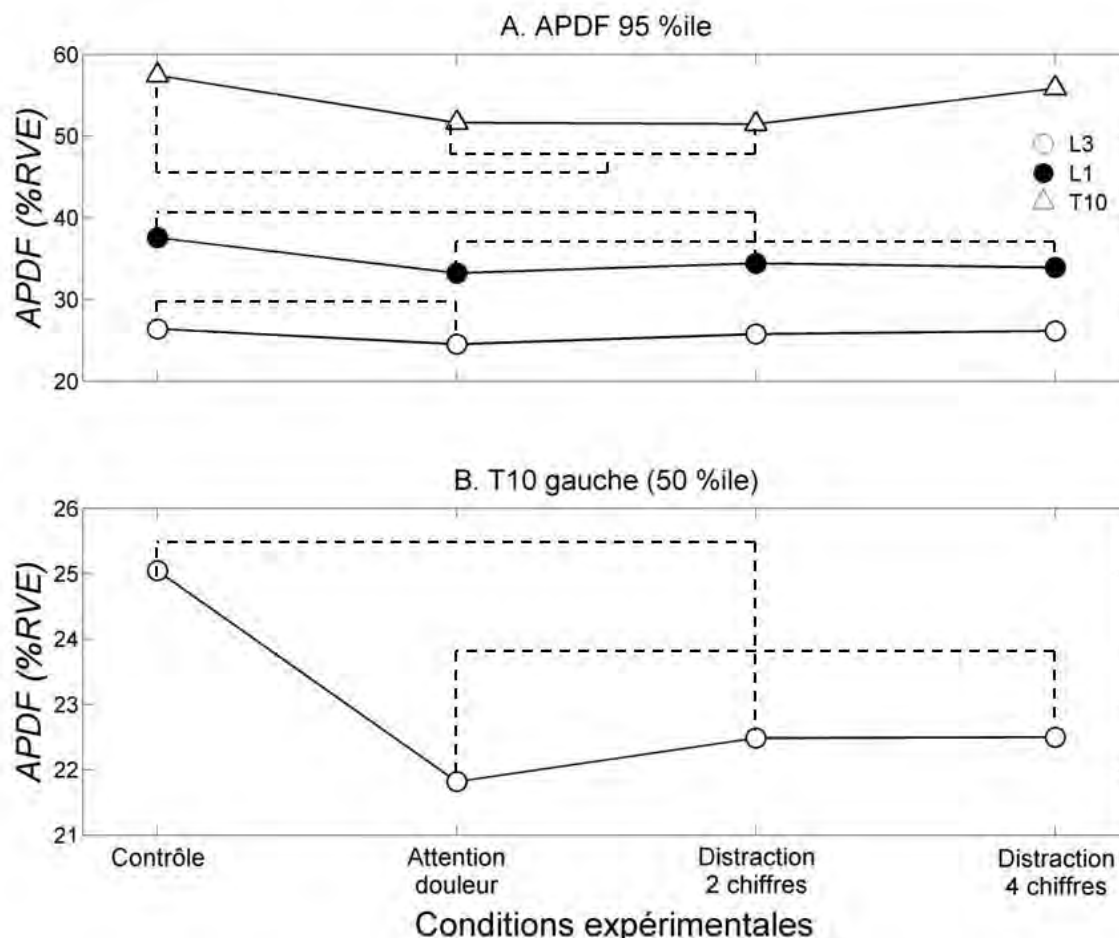


Figure 8 : Valeurs moyennes des variables APDF correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents cas (muscles du dos) où des différences significatives ont été obtenues.

Les lignes pointillées indiquent où sont situées les différences significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

L'analyse des repos musculaires (variables FC_{GAP} et $\%repos$) n'a révélé aucun effet GROUPE parmi toutes les analyses réalisées ($n = 3$ sous-regroupements $\times 2$ côtés $\times 2$ variables $\times 7$ muscles = 84 ANOVAs). Les résultats significatifs associés au facteur ATTENTION (et les interactions GROUPE \times ATTENTION) étaient encore plus nombreux du côté gauche que du côté droit autant pour FC_{GAP} ($8 > 5$) que pour $\%repos$ ($24 > 13$). Nous nous concentrerons donc sur les résultats du côté gauche. Les résultats correspondant à FC_{GAP} et $\%repos$ sont présentés dans les Tableaux A-4 et A-5, respectivement. La variable $\%repos$ a été beaucoup plus sensible aux effets, notamment lorsque l'on considère les analyses *a posteriori* où une seule différence a été détectée avec FC_{GAP} , ce qui démontre que la longueur de ces repos a une plus grande signification que leur fréquence. Seuls les résultats de $\%repos$ seront donc détaillés ici. Les interactions GROUPE \times ATTENTION significatives n'ont pas mené à des analyses *a posteriori* statistiquement significatives. L'effet ATTENTION était significatif pour deux muscles dorsaux (L5 et T10) et deux muscles abdominaux (OE et TrA/OI). Les analyses *a posteriori* ont révélé que la condition «distraction/2 chiffres» amenait plus de repos musculaire que la condition «contrôle», du moins pour L5 et OE

(Figure 8A). Dans le cas de TrA/OI et T10, bien que l'allure des courbes soit similaire, les différences significatives étaient détectées pour des conditions différentes (Figure 8B). En effet, pour les muscles à T10, la condition « Attention/douleur » amenait plus de repos musculaire que les conditions « contrôle » et « distraction/4 chiffres » alors que pour TrA/OI, la condition « Attention/douleur » représentait plus de repos que toutes les autres conditions.

L'analyse de la relation entre l'activité de base (activité tonique) et les bouffées d'activité (activité phasique), identifiée par la variable $Ratio_{Pha/Ton}$, n'a mené à aucun effet GROUPE parmi les 42 ANOVAs réalisées ($n = 3$ sous-regroupements \times 2 côtés \times 7 muscles). On notait toujours plus d'effets sur le côté gauche ($n = 23$) que sur le côté droit (8), ce qui fait que seuls les résultats du côté gauche seront détaillés ici (Tableau A-6). Une seule interaction GROUPE \times ATTENTION était statistiquement significative mais les analyses *a posteriori* sont demeurées non significatives. L'effet ATTENTION était significatif à L5 et pour DA. La condition « attention/douleur » donnait de plus petites valeurs que la condition « contrôle » et « distraction/4 chiffres » dans le cas de L5 (Figure 9A) et que toutes les autres conditions dans le cas de DA (Figure 9B).

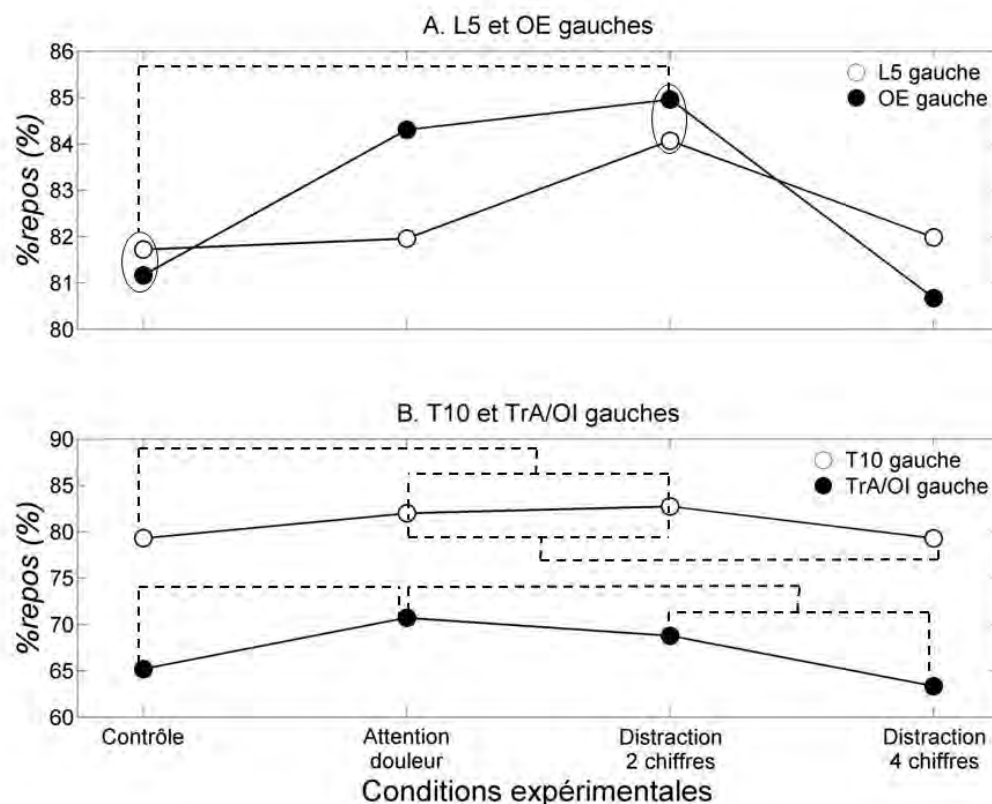


Figure 9 : Valeurs moyennes de la variable $\%repos$ correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents cas où des différences significatives ont été obtenues.

Les lignes pointillées indiquent où sont situées les différences significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

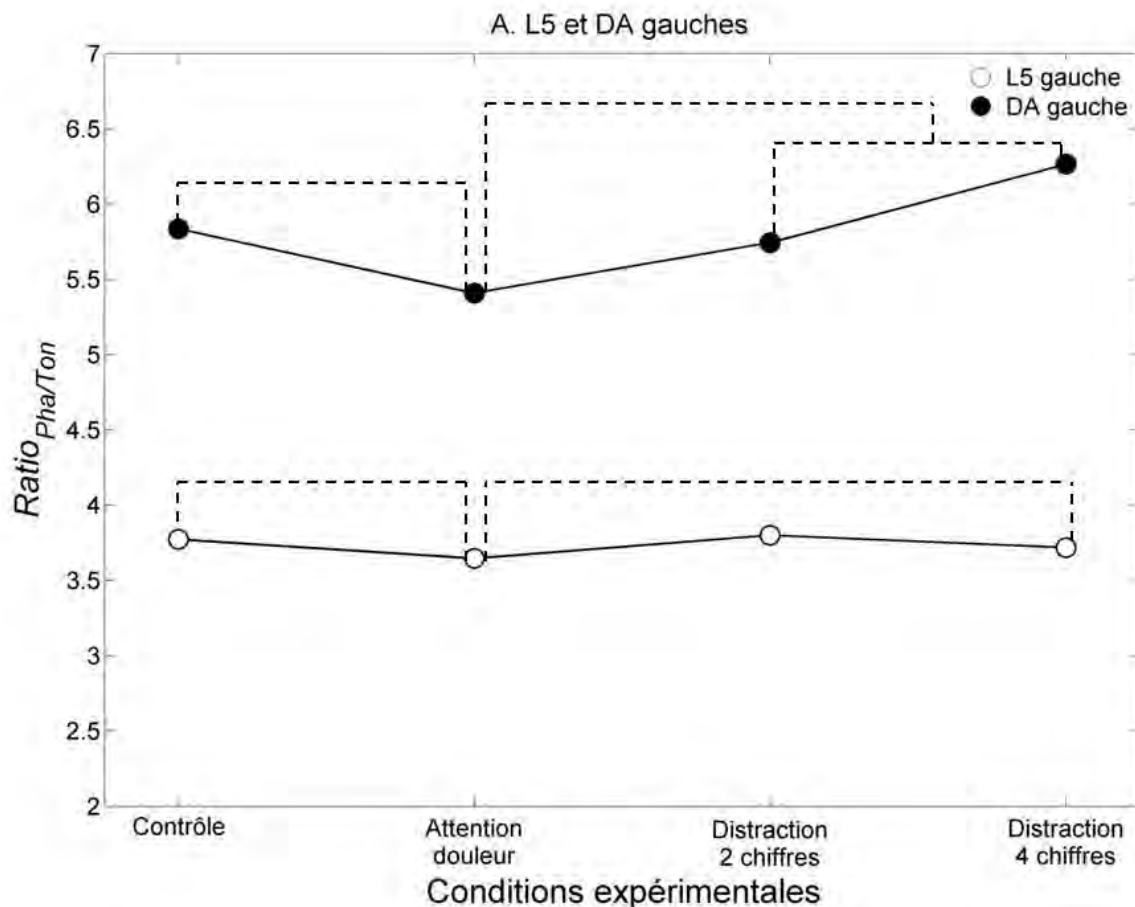


Figure 10 : Valeurs moyennes de la variable $Ratio_{Pha/Ton}$ correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour les deux cas (L5 et DA gauches) où des différences significatives ont été obtenues.

Les lignes pointillées indiquent où sont situées les différences significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

3.2.3 Discussion (flexion-extension du tronc en position neutre)

Il faut tout d'abord noter qu'aucun effet GROUPE n'a été observé et qu'aucune des interactions GROUPE×ATTENTION significatives n'a mené à des analyses *a posteriori* concluantes. Cette discussion portera donc exclusivement sur l'effet ATTENTION.

Par rapport à la condition contrôle, TrA/OI a affiché une diminution (bien que non significative) d'activation musculaire (variables APDF) lors de la condition « attention/douleur », pour ensuite montrer une augmentation graduelle dans les deux conditions de distraction, de sorte que des différences significatives ont surtout été détectées entre les conditions les plus théoriquement opposées (« attention/douleur » < « distraction/4-chiffres »). De plus, cet effet s'appliquait autant pour $APDF_{5\%ile}$ (en phase de flexion pour ce muscle), $APDF_{50\%ile}$ que $APDF_{95\%ile}$ (en phase d'extension pour ce muscle), ce qui implique que toutes les phases du mouvement étaient

concernées ou, en d'autres mots, autant lorsque la fonction du muscle est agoniste ou antagoniste au mouvement. En tenant compte de ces trois variables ($APDF_{5\%ile}$, $APDF_{50\%ile}$, $APDF_{95\%ile}$), il apparaît que c'est plus une augmentation de l'activation dans la condition « distraction/4-chiffres » qu'une diminution de l'activation de la condition « attention/douleur » qui est observée. Nos résultats en rapport avec la condition « attention/douleur » ne sont donc pas en accord avec les études démontrant que l'anticipation d'une douleur lombaire expérimentale (stimulation cutanée douloureuse) retarde les réponses préparatoires des muscles profonds (tel le TrA) qui précèdent un mouvement rapide du bras (Moseley and Hodges 2005; Moseley *et al.* 2004). Bien entendu, il ne s'agit pas des mêmes variables (APDF vs latence des réponses préparatoires) et de la même tâche. Les effets dus à la distraction sont uniques à la présente étude. En effet, toujours pour TrA/OI, la condition « distraction/4-chiffres » a même produit une activation musculaire significativement plus élevée que la condition contrôle, mais pour $APDF_{95\%ile}$ seulement. Conséquemment, être distrait par rapport à la douleur semble produire des effets, non seulement en ce qui a trait à l'expérience de la douleur (“distractional psychoanalgesia hypothesis”), mais aussi sur les réponses neuromusculaires.

Les effets observés avec TrA/OI (augmentation activation condition « distraction/4-chiffres ») étaient accompagnés par des effets contraires (diminution activation conditions de distraction) pour les muscles DA et OE. Ces résultats s'apparentent aux résultats de Moseley (Moseley *et al.* 2004; Moseley and Hodges 2005) où les réponses retardées des muscles profonds (dont le TrA) étaient aussi accompagnées par une augmentation de l'activation d'au moins un muscle superficiel du tronc. Ces effets opposés suggèrent que les muscles abdominaux superficiels et profonds pourraient interagir de manière à compenser les uns pour les autres, bien qu'ils aient des fonctions partiellement différentes. En effet, les fonctions différentes [selon (O'Sullivan *et al.* 1997)] associées aux muscles DA et OE (muscles globaux/superficiels responsables du mouvement), par rapport au TrA et à l'OI (muscles locaux/profonds responsables de la stabilité lombaire) peuvent possiblement, ou du moins partiellement, être à la source d'une explication de ces résultats divergents.

Bien que les muscles abdominaux superficiels (DA et OE) semblent « compenser » pour les muscles abdominaux profonds (TrA/OI), cela ne semble pas s'appliquer aux muscles dorsaux. En effet, ceux-ci ne démontrent pas de différence entre les conditions « attention/douleur » et les deux conditions de distraction. En fait, lorsque l'une ou plusieurs de ces trois conditions de demande attentionnelle démontraient des différences significatives, il s'agissait d'une diminution de l'activation par rapport à la condition contrôle. Les muscles du dos ne semblent donc pas réagir de la même façon que les muscles abdominaux face à la manipulation de l'attention. Ceci fait contraste avec le stress qui apparaît toujours produire une hausse de l'activité musculaire, tel qu'observé pour le trapèze (Waersted 2000), les muscles de l'avant-bras (Van Galen *et al.* 2002), les abdominaux (Marras *et al.* 2000) et les dorsaux (Marras *et al.* 2000; Flor *et al.* 1992), ou au moins un des muscles superficiels du tronc (Moseley *et al.* 2004; Moseley and Hodges 2005).

L'analyse des repos musculaires (variable $\%repos$) a mené à des résultats inversement proportionnels aux variables APDF, car une diminution de l'activation représente une augmentation du repos et vice-versa. Bien que les différences significatives ne sont pas apparues exactement aux mêmes endroits entre ces deux types de variables, les quelques différences observées donnent une valeur physiologique aux résultats de APDF. En d'autres mots, il apparaît que les effets attribuables à certaines conditions expérimentales (« attention/douleur »

et « distraction/2-chiffres) puissent être suffisants, dans cette tâche, pour augmenter la durée du temps pendant lequel certains muscles sont au repos. Cependant, il faut reconnaître que cette conclusion dépend beaucoup du critère utilisé pour définir le repos musculaire.

La variable $Ratio_{Pha/Ton}$ a produit des effets à L5 et pour DA indiquant qu'il y aurait une proportion plus importante d'activité tonique relativement à l'activité phasique dans la condition « distraction/4 chiffres » comparativement à la condition « attention/douleur ». Il est difficile de comparer ces résultats avec les autres variables (APDF et %repos), car $Ratio_{Pha/Ton}$ est le ratio entre deux quantités. Cependant, il est difficile d'estimer la signification physiologique de ces effets (< 1), car cette variable n'a toujours pas été utilisée pour quantifier des effets entre groupes cliniques et des effets de traitement.

3.3 Mouvement rapide du bras

3.3.1 Variables confondantes potentielles

Les résultats statistiques en rapport avec l'analyse cinématique du bras sont présentés à l'annexe B (Tableau B-1). La cinématique angulaire du bras (position et vitesse angulaires maximales) s'est avérée équivalente entre les conditions expérimentales. La position angulaire variait en moyenne ($n = 59$ sujets) entre $68 \pm 23^\circ$ et $70 \pm 20^\circ$ à travers les six conditions expérimentales. La vitesse angulaire maximale a été évaluée plus en profondeur car elle représente notre meilleur indicateur de l'importance de la perturbation. D'ailleurs, bien qu'aucunement associée à la cinématique lombaire, cette vitesse angulaire était significativement ($P < 0.05$) associée aux latences à L3 droit ($r = -0,26$), DA gauche ($r = -0,32$), DA droit ($r = -0,49$), OE gauche ($r = -0,17$), OE droit ($r = -0,29$) et finalement TrA/OI gauche ($r = -0,32$).

Aucune corrélation significative ne fut obtenue entre la douleur et la vitesse angulaire du bras ou la position angulaire au niveau lombaire. Pour les latences, seulement six corrélations significatives ont été obtenues avec la douleur. Ces corrélations variaient entre $-0,28$ et $-0,31$ à l'exception d'un cas à $-0,40$ à TrA/OI (condition « distraction/2 choix »). Finalement, des corrélations significatives ont été obtenues entre la vitesse angulaire maximale du bras et les latences, variant entre $-0,26$ et $-0,32$ pour quatre muscles (L3 droit, DA gauche, OE droit et TrA/OI droit) et allant jusqu'à $-0,49$ pour DA droit.

3.3.2 Variables dépendantes

3.3.2.1 Latences

Les latences moyennes (à travers toutes les conditions et sujets) démontrent des réponses préparatoires (latences < 50 ms) pour plusieurs muscles, soit L5 gauche (12 ms) et droit (18 ms), L3 gauche (4 ms), L1 gauche (-6 ms) et droit (33 ms), T10 gauche (-6 ms) et droit (43 ms), OE gauche (24 ms) et TrA/OI gauche (1 ms). Les autres muscles présentent des latences plus longues, soit L3 droit (81 ms), DA gauche (93 ms) et droit (100 ms), OE droit (68 ms) et TrA/OI droit (63 ms).

Les résultats statistiques sont présentés à l'annexe B (Tableaux B-2 et B-3). En ce qui a trait aux muscles dorsaux, un effet GROUPE (selon TSK et PCS) fut détecté à L5 (côté droit) seulement,

démontrant des latences plus élevées chez TSK-bas (25 ± 45 ms) et PCS-bas (29 ± 52 ms) que chez TSK-haut (11 ± 44 ms) et PCS-haut (8 ± 35 ms). Un effet GROUPE/VAS fut détecté pour tous les muscles abdominaux du côté gauche (DA, OE, TrA/OI), démontrant des latences plus élevées chez VAS-bas que chez VAS-haut dans tous les cas [DA : 108 ± 49 ms > 79 ± 52 ms; OE : 34 ± 49 ms > 15 ± 46 ms; TrA/OI : 10 ± 41 ms > -6 ± 44 ms].

Un effet ATTENTION sans interaction GROUPE×ATTENTION et suivi d'analyses *a posteriori* statistiquement significatives fut détecté pour plusieurs muscles (L5 droit, L1 et T10 gauche; TrA/OI gauche, voir Figure 11). La condition « distraction/2 choix » amenait des latences significativement plus longues que la condition « attention/douleur » (dans tous ces cas), que la condition contrôle (pour trois muscles : L5 droit, T10 gauche; TrA/OI gauche) et que la condition « distraction/ 2-chiffres » (à L5).

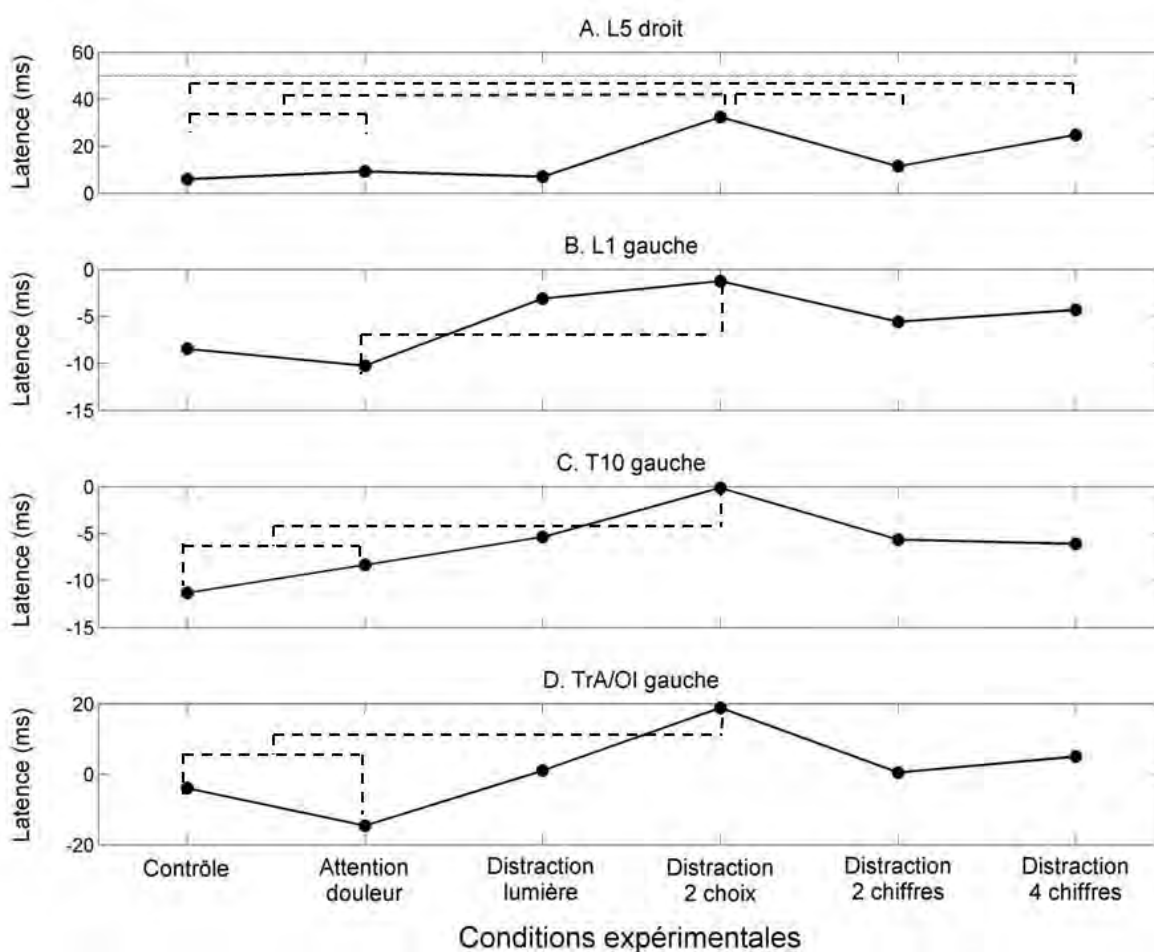


Figure 11 : Latences moyennes (n = 59 sujets) correspondant aux six conditions expérimentales, pour les muscles L5 droit (A), L1 gauche (B), T10 gauche (C) et TrA/OI gauche (D).

Une ligne horizontale (pleine) positionnée à 50 ms identifie le critère au-delà duquel la réponse n'est plus considérée comme une réponse préparatoire. Les résultats de cette figure correspondent tous à des réponses préparatoires. Les lignes pointillées indiquent où sont situées les différences significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

Une interaction GROUPE/PCS×ATTENTION fut observée pour L3 droit (Figure 12A). Les analyses *a posteriori* révèlent d'abord une différence entre groupes pour la condition « attention/douleur ». L'effet ATTENTION, de son côté, ne concerne que le groupe PCS-haut, où on remarque que la condition « distraction/2 chiffres » donne des latences plus longues que la condition « attention/douleur ». En somme, ces résultats sont consistants avec les résultats présentés plus haut, mais pour le sous-groupe PCS-haut seulement. Une autre interaction GROUPE/TSK×ATTENTION est aussi apparue pour le DA droit (Figure 12B) et s'explique par une diminution des latences dans la condition « attention/douleur » pour le groupe TSK-bas, ce qui mène à une différence entre groupes dans cette condition.

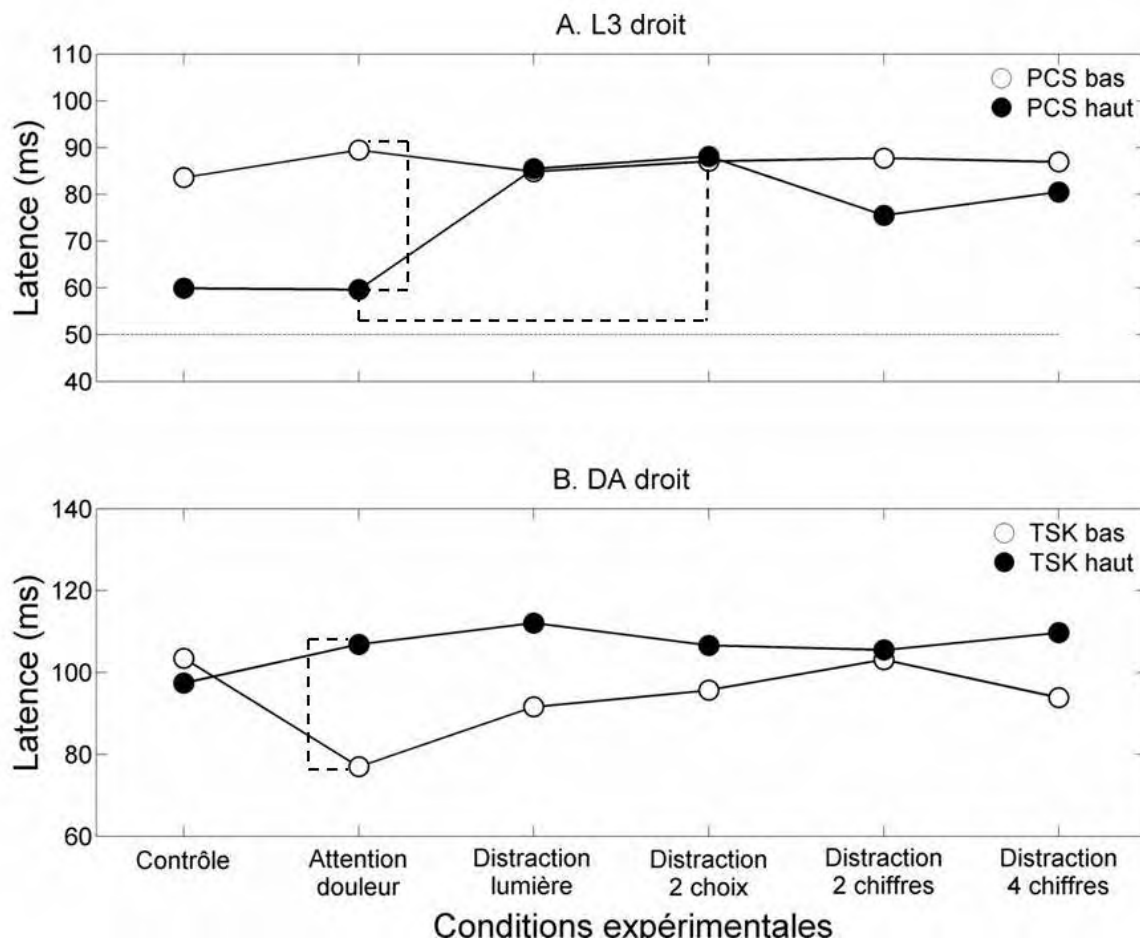


Figure 12 : Latences moyennes correspondant aux six conditions expérimentales, et pour les conditions où une interaction GROUPE×ATTENTION statistiquement significative a été obtenue: L3 droit, GROUPE/PCS (A) et DA droit, GROUPE/TSK (B)

Les lignes pointillées et cercles indiquent où sont situées les différences statistiquement significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

3.3.2.2 Cinématique lombaire

Les résultats statistiques en rapport avec l'analyse cinématique du bras sont présentés à l'annexe B (Tableau B-1). La perturbation produite par le bras a produit une flexion lombaire maximale de

$3,5 \pm 2,4^\circ$ (étendue : -6,8 à 10,2) à travers les sujets et les conditions expérimentales. Cette flexion lombaire maximale n'a pas été influencée par les facteurs GROUPE et ATTENTION.

3.3.2.3 Amplitude de préactivation

Le niveau de préactivation de chaque muscle dans la période de 50 ms précédant l'activation du deltoïde n'a produit que deux effets GROUPE [OE gauche: VAS-bas (26 ± 19 %RVE) < VAS-haut (33 ± 21 %RVE); DA droit : TSK-bas (13 ± 9 %RVE) < TSK-haut (21 ± 16 %RVE)]. Cinq interactions GROUPE×ATTENTION ont aussi été relevées, mais seulement trois d'entre-elles ont mené à des analyses *a posteriori* statistiquement significatives, telles qu'illustrées à la Figure 13.

Les résultats en rapport avec l'effet ATTENTION sont illustrés dans les Figure 14 (dorsaux : sites L5 et L1 près de la colonne), Figure 15 (dorsaux : sites L3 et T10 loin de la colonne) et Figure 16 (abdominaux). Cette organisation des figures est volontaire afin de respecter les différentes fonctions biomécaniques de ces différents sous-groupes de muscles. Cependant, ce point ne sera pas élaboré ici.

En ce qui a trait au facteur ATTENTION, les résultats de préactivation vont en parallèle avec les résultats de latences. En effet, approximativement les mêmes muscles et mêmes conditions démontrent des effets statistiquement significatifs. En général, c'est la condition « attention/2 choix » qui produit une préactivation moins élevée comparativement aux autres conditions, le plus souvent avec les conditions contrôle et « attention/douleur ». Cependant, des différences additionnelles ont été obtenues entre la condition « distraction/lumière » et la condition contrôle, la condition « distraction/lumière » démontrant aussi une baisse d'activation pour certains muscles (L5 droit, L1 gauche et droit, OE gauche, TrA/OI gauche).

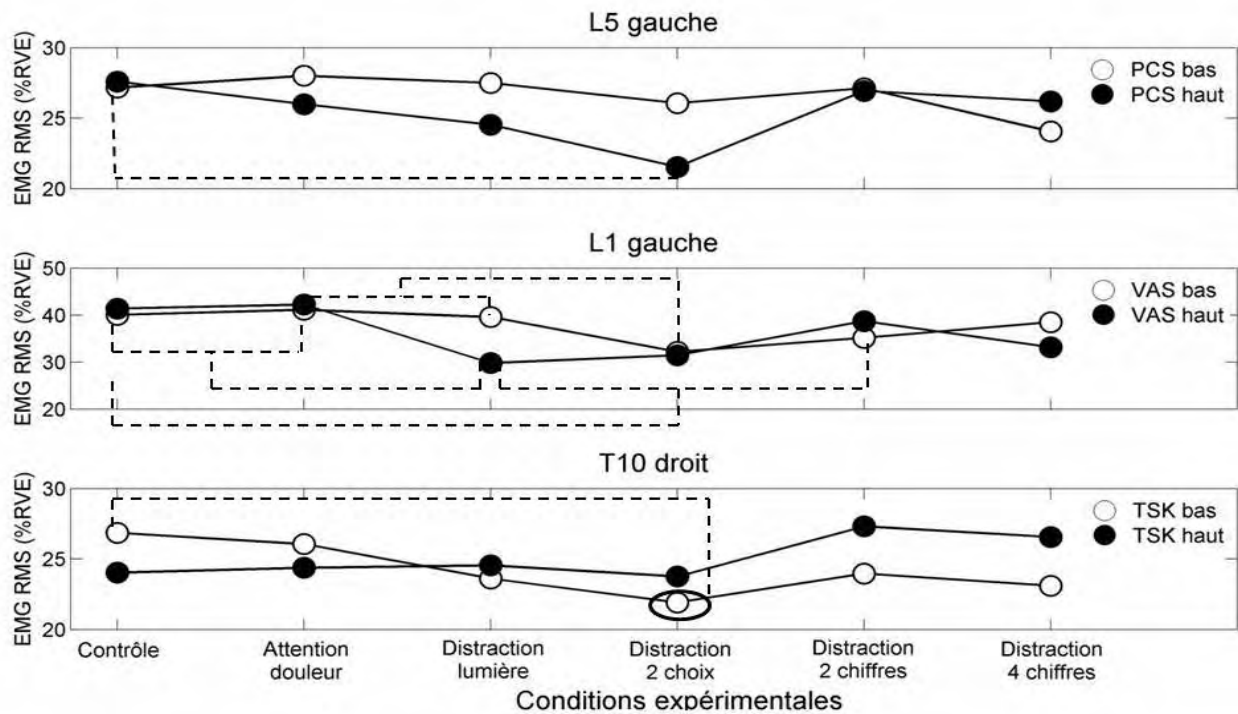


Figure 13 : Niveau d'activation (% RVE) correspondant aux six conditions expérimentales, et pour les conditions où une interaction GROUPE×ATTENTION statistiquement significative a été obtenue

Les lignes pointillées et cercles indiquent où sont situées les différences statistiquement significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

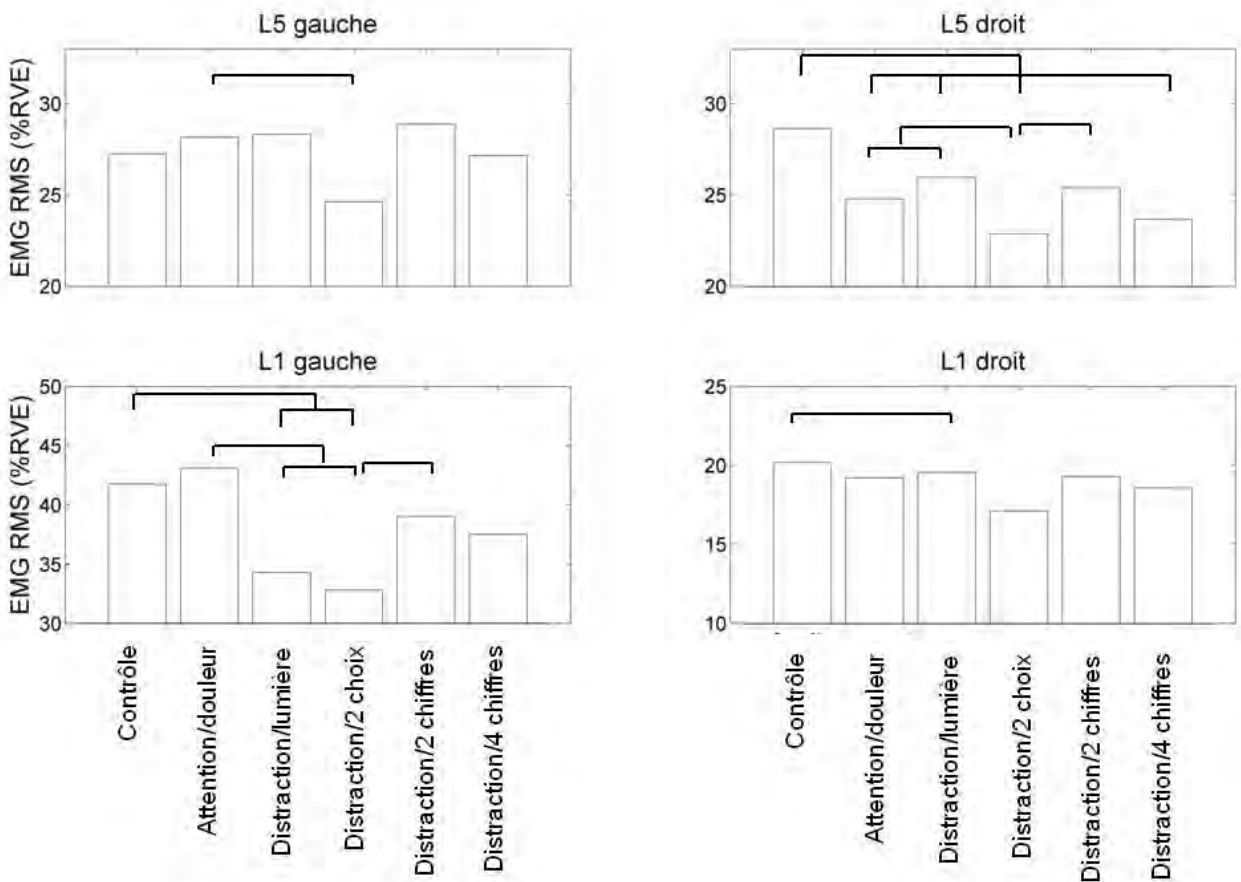


Figure 14 : Niveau d'activation (% RVE) moyen des muscles dorsaux situés près de la colonne vertébrale (sites d'électrodes à L5 et L1) et correspondant aux six conditions expérimentales.

Les lignes horizontales au-dessus des barres indiquent où sont situées les différences statistiquement significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

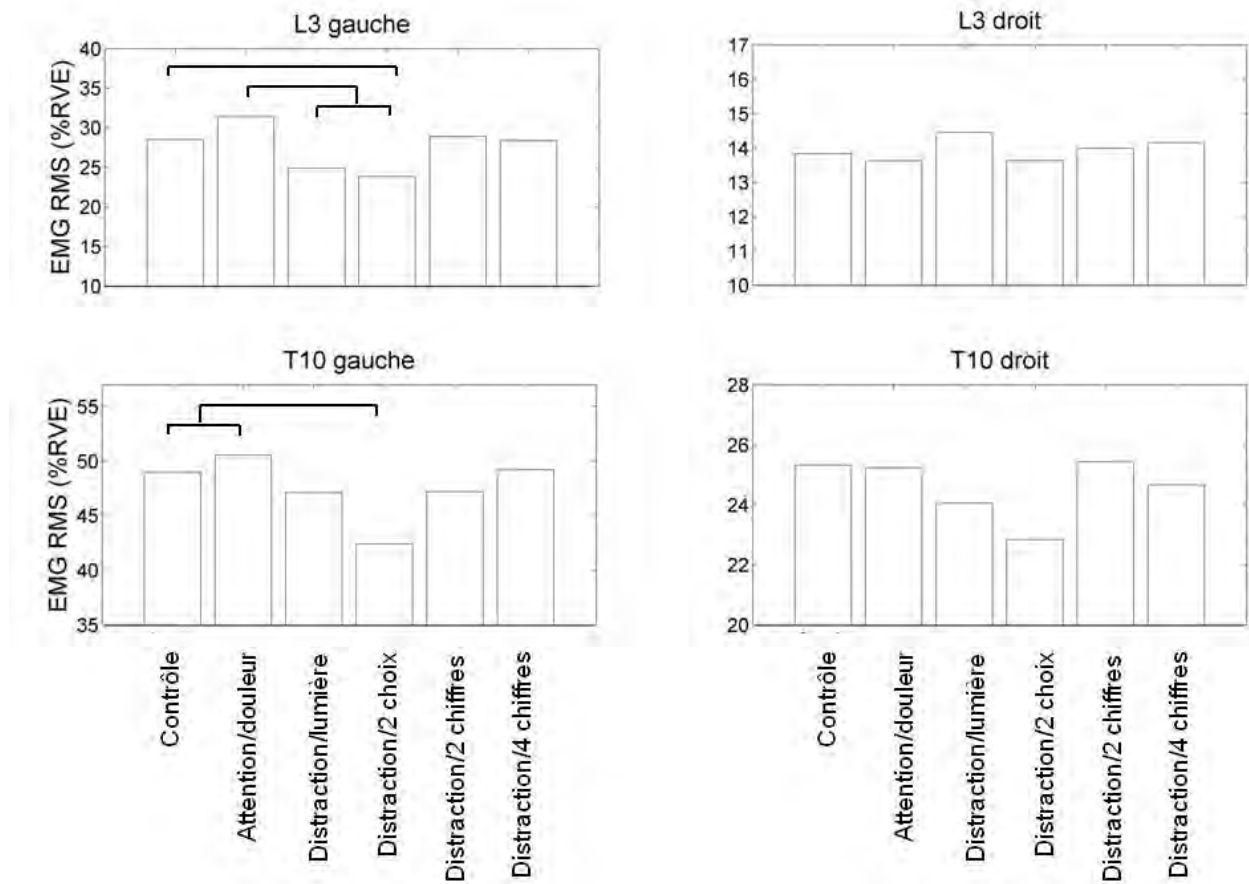


Figure 15 : Niveau d'activation (% RVE) moyen des muscles dorsaux situés loin de la colonne vertébrale (sites d'électrodes à L3 et T10) et correspondant aux six conditions expérimentales.

Les lignes horizontales au-dessus des barres indiquent où sont situées les différences statistiquement significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

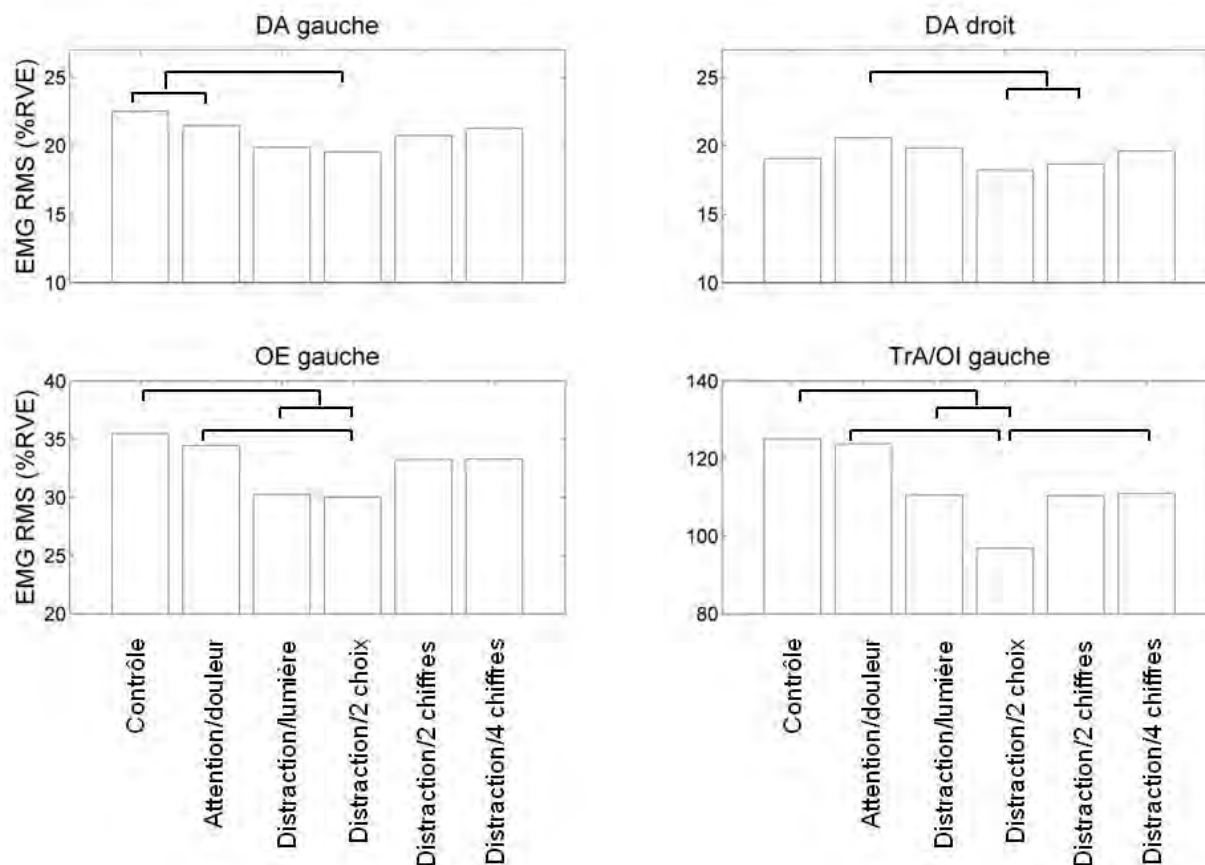


Figure 16 : Niveau d'activation (% RVE) moyen des muscles abdominaux correspondant aux six conditions expérimentales et où l'effet ATTENTION était statistiquement significatif.

Les lignes horizontales au-dessus des barres indiquent où sont situées les différences statistiquement significatives selon les évaluations *a posteriori* (test Tukey-Kramer).

3.3.3 Discussion (mouvement rapide du bras)

Tout d'abord, il est encourageant de constater que le protocole permet bel et bien de solliciter des réponses préparatoires (latences < 50 ms), telles qu'obtenues dans la littérature. L'utilisation d'électrodes de surface pour représenter TrA/OI semble aussi donner des résultats consistants avec les récentes études (Allison *et al.* 2008; Marshall and Murphy 2006) démontrant une différence entre les côtés ipsilatéral et controlatéral. De même, les données de position angulaire au niveau lombaire sont aussi dans l'étendue des valeurs obtenues ailleurs (Mok *et al.* 2007). Il apparaît donc que nous avons implanté ce protocole d'évaluation avec succès.

Il a été démontré que la rapidité avec laquelle le mouvement du bras est réalisé altère les réponses des muscles posturaux non seulement en terme de latences [plus longues lors des mouvements plus lents; (Hodges and Richardson 1997; Hodges and Richardson 1999; Horak *et al.* 1984)], mais

aussi en ce qui a trait à la séquence d'implication des différents muscles (Horak *et al.* 1984). Dans la présente étude, des corrélations négatives obtenues entre la vitesse angulaire du bras et les latences suggèrent aussi qu'un mouvement plus lent aurait pour effet de retarder les latences. Dans le but de diminuer la variabilité inter-sujets des latences, il serait donc préférable d'uniformiser la vitesse angulaire du bras, mais cela s'avère être impossible à réaliser. Cependant, la cinématique du bras était équivalente entre les conditions expérimentales, ce qui démontre que le niveau d'attention accordé à la douleur ne risque pas d'influencer les variables de résultats d'intérêt (cinématique lombaire, latences des muscles du tronc).

En ce qui concerne les latences, aucune différence ne fut observée entre la condition contrôle et la condition « distraction/lumière », telle que généralement observée pour ce type d'évaluation des réponses préparatoires. Ces résultats sont d'ailleurs en accord avec une autre étude en ce qui a trait aux muscles du dos investigués (Slijper *et al.* 2002). Nous nous interrogeons sur l'utilisation d'un protocole de réaction à une lumière dans les différentes équipes de recherche (Allison and Henry 2002; Hodges and Richardson 1996; Marshall and Murphy 2006; Silfies *et al.* 2009). Il est vrai qu'un tel protocole permet de mesurer le temps de réaction psycho-moteur [temps entre l'apparition de la lumière et la réponse motrice (début d'activation du deltoïde ou début du mouvement du bras)], ce qui n'était pas d'intérêt ici. Il est possible que les différences obtenues chez les sujets sains dans les études antérieures soient influencées par l'effet de distraction produit par la lumière, mais aucune étude n'a évalué cette possibilité. D'ailleurs, la condition « distraction/lumière » a démontré une baisse d'activation pour certains muscles (L5 droit, L1 gauche et droit, OE gauche, TrA/OI gauche) par rapport à la condition contrôle. Bien que cet effet ne se soit pas traduit par un retardement des latences ($P > 0.05$), il est possible que cet effet ne se présente pas chez des sujets sains pour qui la douleur ne sollicite pas une partie des ressources attentionnelles. Des données supplémentaires obtenues chez des sujets sains nous permettraient de vérifier cette hypothèse.

3.3.3.1 Influence de l'intensité de la douleur (VAS), de la peur du mouvement (TSK) et de la dramatisation de la douleur (PCS)

Les effets GROUPE détectés ont systématiquement démontré des latences plus élevées chez le groupe ayant des scores moins élevés à l'un ou l'autre des questionnaires (VAS, TSK, PCS). L'analyse du niveau d'activation (période de 50 ms précédant l'activation du deltoïde) a mené à des résultats en ligne avec les résultats de latences (ex. : VAS-bas < VAS-haut pour l'OE gauche). Ces résultats ne semblent pas en accord avec les études qui démontrent des latences plus élevées des muscles profonds (transverses de l'abdomen, multifides), lorsqu'une douleur lombaire expérimentale (stimulation cutanée douloureuse) est anticipée chez des sujets lombalgiques chroniques (Moseley and Hodges 2005) comme chez des sujets sains (Moseley *et al.* 2004). Cependant, la présente étude traite de douleur clinique et non de douleur expérimentale. Une douleur expérimentale relativement inconnue (nouvelle) et aiguë est possiblement plus menaçante qu'une douleur chronique bien connue, ce qui pourrait expliquer ces résultats divergents. De plus, le signal EMG détecté en surface à L5 ne correspondrait pas aux muscles profonds (multifides), mais plutôt à la musculature (longissimus) de surface (Stokes *et al.* 2003). Nos résultats sont donc originaux, mais restent à être expliqués. Les différences entre groupes étaient relativement petites à L5 (14 à 21 ms), comparativement à une différence de 70 ms [(Silfies *et al.* 2009); mesurée avec électrodes de surface] entre sujets sains et lombalgiques chroniques. Pour les muscles abdominaux, ces différences étaient un peu plus élevées, atteignant

29, 19 et 16 ms pour DA, OE et TrA/OI, respectivement. Ces effets sont plus petits que les différences détectées entre sujets sains et lombalgiques chroniques pour OI [54 ms; (Hodges and Richardson 1996;Hodges and Richardson 1999)] et pour TrA [120-150 ms ; (Hodges 2001;Hodges and Richardson 1999;Hodges and Richardson 1996)], lorsque mesurée avec des électrodes implantées. Cependant, cela n'exclut pas que ces effets puissent avoir une signification clinique et biomécanique.

L'étude des interactions GROUPE×ATTENTION (Figures 12 – latences; Figure 13 – amplitude préactivation) mène à des effets propres à des sous-groupes particuliers. Par exemple, la condition « distraction/2 choix » produit des latences plus élevées (L3 droit) et une plus petite préactivation (L5 gauche), mais pour le groupe PCS-haut seulement. Cependant, des résultats contradictoires sont observés pour T10 droit, avec le même type d'effet (réduction de la préactivation dans la condition « distraction/2 choix »), mais pour le groupe TSK-bas (au lieu de TSK-haut). Ces résultats semblent trop contradictoires pour mener à des interprétations claires.

3.3.3.2 Manipulation de l'attention face à la douleur

Les effets impliquant le facteur ATTENTION ont démontré que de prêter attention à la douleur ne changeait en rien les latences comparativement à la condition contrôle, contrairement à ce à quoi l'on pouvait s'attendre des résultats d'études antérieures, où une douleur lombaire expérimentale (stimulation cutanée douloureuse) était anticipée lors du mouvement rapide du bras (Moseley *et al.* 2004;Moseley and Hodges 2005). Encore une fois, les résultats correspondant à une douleur expérimentale (douleur aiguë) ne sont pas nécessairement applicables à l'anticipation d'une douleur clinique.

Certaines conditions de distraction, soit les plus exigeantes (notamment « distraction/2 choix »), retardaient les latences. Aucune différence ne fut obtenue entre les conditions « distraction/2 chiffres » et « distraction/4 chiffres », suggérant que ces tâches cognitives n'étaient pas suffisamment différentes pour influencer les latences. Il apparaît donc que la condition nécessitant une plus grande demande attentionnelle était la condition « distraction/2 choix ». Cependant, ces résultats sont non seulement différents, mais semblent aussi contraires, à ceux de Moseley *et al.* (2004) qui ont démontré, mais chez des sujets sains et avec des électrodes implantées, que le TrA s'activait plus tôt lorsque la demande attentionnelle était élevée. Il est probable que nos signaux TrA/OI soient dominés par l'activation de l'OI comparativement au TrA, car OI est plus en surface. Cependant, Moseley *et al.* (2004) n'ont pas obtenu d'effet pour l'OI, ce qui suggère que ce n'est pas la mesure des signaux EMG qui expliquerait nos résultats divergents, mais bien l'utilisation de sujets lombalgiques. Ces effets, atteignant 23 à 35 ms pour certains muscles (L5 droit et TrA/OI gauche, respectivement), ne sont pas négligeables et suggèrent que les latences retardées observées dans la littérature, i.e. chez les sujets lombalgiques chroniques par rapport à des sujets sains (comme rapporté dans le paragraphe précédent), puissent en partie s'expliquer par la demande attentionnelle associée à la gestion centrale de la douleur. Bien entendu, cette conclusion s'oppose aussi à l'interprétation de Moseley *et al.* (2004), qui avaient conclu que l'effet de la douleur sur le contrôle des muscles du tronc est indépendant de la demande attentionnelle.

Dans la présente étude, étant donné que les ressources attentionnelles sont limitées et que ces ressources peuvent être encore plus limitées chez les sujets lombalgiques chroniques par rapport

aux sujets sains (en raison de leur douleur chronique), il est possible que la condition « distraction/2 choix » soit plus discriminante que la condition « distraction/lumière » traditionnellement utilisée pour comparer ces groupes de sujets. Cette hypothèse serait en accord avec des résultats récents portant sur l'analyse de la marche (Lamoth *et al.* 2008). La présente étude a permis de constater qu'il serait possible d'utiliser ce nouveau paradigme d'évaluation sans que cette demande attentionnelle entre en conflit avec la tâche principale, soit de fléchir le bras le plus rapidement possible, car les analyses cinématiques n'ont révélé aucune différence avec la condition « distraction/lumière » et les autres conditions d'ailleurs. Cependant, encore ici, l'ajout d'un groupe contrôle s'impose pour vérifier si ce nouveau paradigme d'évaluation est plus discriminant.

L'effet ATTENTION observé pour les latences a aussi été observé au niveau de l'amplitude d'activation musculaire précédant (période de 50 ms) l'activation du deltoïde. Cet effet ATTENTION reflète les résultats de latences, car des latences devancées ou retardées impliqueront, respectivement, une hausse ou une baisse de l'activation musculaire moyenne dans la période de temps investiguée. Ces résultats valident donc les résultats de latences à l'aide d'une méthode de quantification complètement différente.

On remarque que l'effet ATTENTION touche principalement les muscles qui démontrent des réponses préparatoires (< 50 ms) à l'exception de T10 droit, qui démontre des latences (43 ms) qui s'approchaient le plus du critère de 50 ms, ce qui peut expliquer pourquoi l'effet ATTENTION n'a pas été observé pour ce muscle. Il y a les muscles DA qui font aussi exception à cette règle, ce qui sera discuté plus loin. Bien entendu, des raisons purement biomécaniques, visant à limiter la perturbation du tronc en flexion avant ainsi qu'en flexion latérale et rotation vers la droite, expliquent que certains muscles démontrent des réponses préparatoires et d'autres, non. Ce qui est étonnant, c'est que l'effet ATTENTION touche principalement ces mêmes muscles, même si la manipulation de l'attention n'a rien à voir avec ce principe d'équilibre en biomécanique. L'effet ATTENTION n'est donc pas généralisé sur tous les muscles. Il apparaît donc que la demande attentionnelle interfère avec la commande motrice initiée dans le cortex moteur, une commande qui n'impliquait que les muscles ayant une fonction sur le plan biomécanique. Ceci est en accord avec la notion de capacités attentionnelles limitées du système nerveux central. Les résultats obtenus pour les muscles DA font apparemment exception à cette règle, car bien que ces muscles semblent ne pas avoir un rôle à jouer sur le plan biomécanique, l'effet ATTENTION était significatif pour les muscles gauche et droit. Cependant, il faut reconnaître que l'effet était très petit (1 %RVE) et fort probablement négligeable sur le plan physiologique.

Il est très difficile de se prononcer sur la valeur physiologique de ces effets, notamment parce que les variables EMG en amplitude ne sont pas normalisées par rapport à un EMG de référence obtenu lors d'une contraction maximale. Cependant, le calcul de la taille de l'effet (« effect size ») permet de donner quelques indications supplémentaires, car cet indicateur est le ratio entre la différence entre les conditions et l'écart-type, ce dernier donnant une appréciation de la variabilité inter-individuelle et conséquemment, donne une appréciation de l'importance physiologique de l'effet. La diminution de l'activation observée dans la condition « distraction/2 choix », comparativement à la condition contrôle, a produit des tailles d'effet faible (< 0.30 selon Cohen) pour certains muscles (T10 gauche, DA gauche et droit, OE gauche) et moyen (0.30 < taille de l'effet < 0.80 selon Cohen) pour les autres (0.33 à 0.36 pour L5 droit, L3 gauche et L1

gauche), la plus grande taille d'effet (0,45) ayant été observée pour TrA/OI gauche. Certains effets ne semblent donc pas être négligeables.

3.4 Flexion-extension maximale du tronc

3.4.1 Étude EMG du phénomène de flexion-relaxation

3.4.1.1 Variables confondantes potentielles

Deux variables ont le potentiel de modifier les effets, soit l'intensité de la douleur (VAS) et la flexion maximale atteinte. Des corrélations de Pearson ont été effectuées entre ces variables et les différentes variables EMG, afin d'évaluer si ces variables confondantes potentielles doivent être tenues en compte dans les analyses subséquentes. Plusieurs corrélations étaient significatives entre la douleur ou la flexion maximale et les différentes variables EMG (et pour différents muscles), les valeurs absolues (transformées en valeurs positives) variant entre 0,13 et 0,46.

Les ANOVAs GROUPE×ATTENTION portant sur l'**angle de flexion maximale** du tronc n'ont démontré aucune interaction et aucun effet ATTENTION. Cependant, un effet GROUPE/TSK a été obtenu, démontrant une flexion moins importante (différence de 8°) chez les patients ayant une kinésiophobie plus élevée.

3.4.1.2 Variables dépendantes

Les résultats statistiques correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION, selon les différents sous regroupements (VAS, TSK, PCS) et en fonction des différents muscles sont présentés à l'annexe C.

Aucun effet principal GROUPE n'a été significatif, pour aucun muscle et aucune variable EMG. Des interactions GROUPE×ATTENTION accompagnées d'un effet principal ATTENTION ont été observées dans plusieurs cas de figure, mais essentiellement pour les variables EMG normalisées (NEMG_{flx}, NEMG_{fin}, et NEMG_{ext}). Cependant, à l'exception de deux cas (Figure 17), les analyses *a posteriori* n'ont pas permis de déceler des différences entre groupes propres à une conditions expérimentale particulière, ni des différences entre conditions expérimentales propres à un groupe en particulier. À L5 (variable NEMG_{flx}), un effet ATTENTION a été détecté pour le groupe VAS-bas, où la condition contrôle démontrait une plus grande activation que « distraction/2 chiffres » (Figure 17). Pour TrA/OI (variable NEMG_{flx}), un effet GROUPE/VAS a été détecté dans la condition « attention/douleur », où VAS-bas démontrait une plus grande activation que VAS-haut (Figure 17).

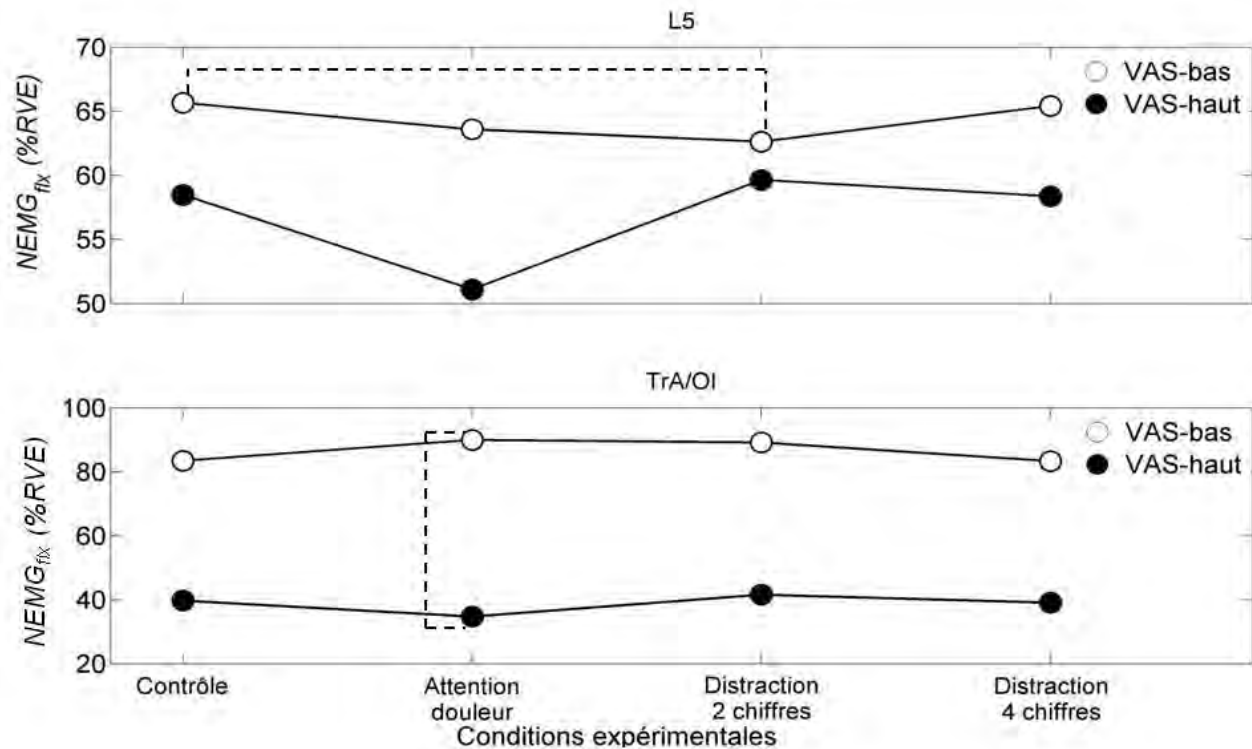


Figure 17 : Valeurs moyennes de certaines variables EMG normalisées ($NEMG_{flx}$ en A et en C, $NEMG_{end}$ en B) correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour les muscles où l'interaction GROUPE×ATTENTION était statistiquement significative.

L'effet principal ATTENTION n'a été significatif que pour les variables EMG normalisées ($NEMG_{flx}$, $NEMG_{fin}$, $NEMG_{ext}$), à l'exception d'un cas pour la variable ERR (à L1). Cependant, étant donné que le même résultat ne fut pas détecté à un autre muscle du dos, aucun accent particulier ne sera mis sur ce cas. Pour les variables EMG normalisées, les effets sont illustrés à la Figure 18. Dans tous les cas où les muscles dorsaux sont impliqués, c'est la condition « attention/douleur » qui diminue l'activation musculaire (pour les trois variables) comparativement à toutes les autres conditions, à l'exception de $NEMG_{fin}$ où la différence est seulement par rapport à la condition contrôle. En ce qui a trait à la co-contraction des muscles abdominaux, seul DA a produit un effet ATTENTION (variable $NEMG_{flx}$), mais les analyses *a posteriori* n'ont rien révélé.

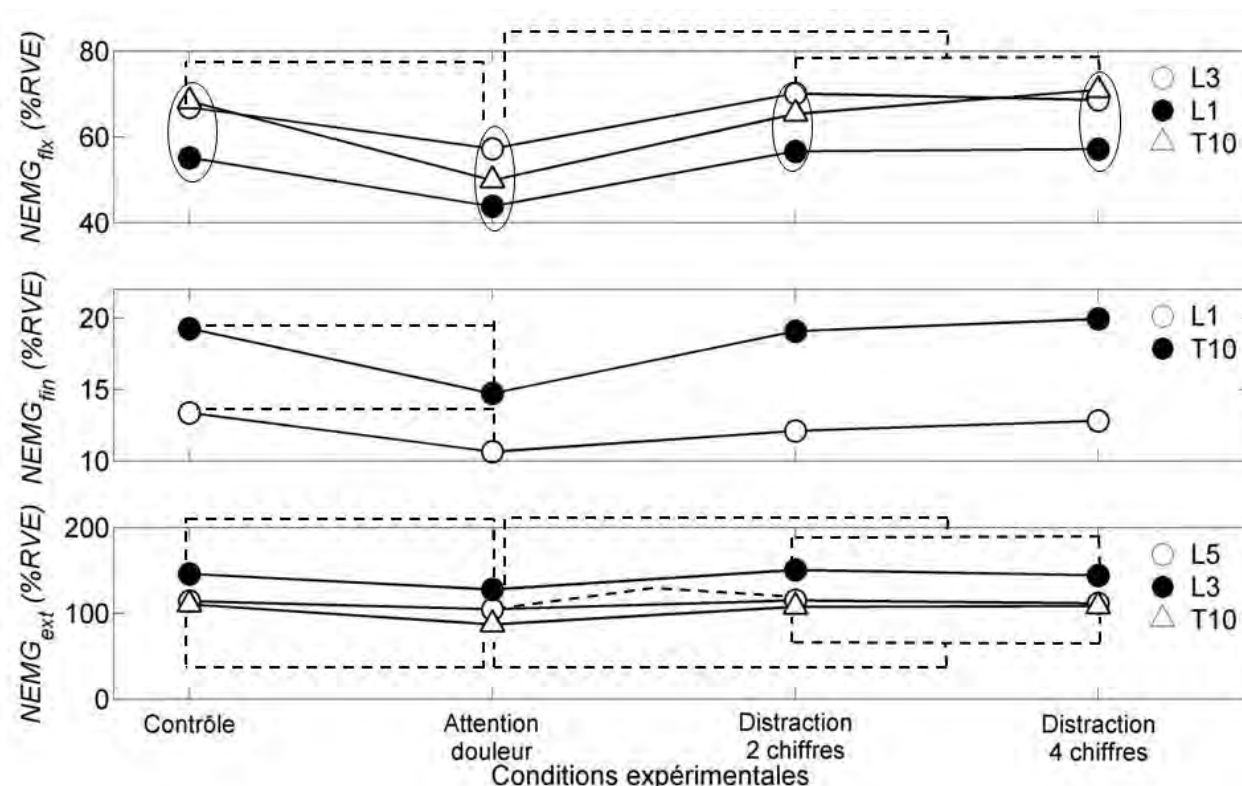


Figure 18 : Valeurs moyennes des variables EMG normalisées $NEMG_{fix}$ (A), $NEMG_{fin}$ (B) et $NEMG_{ext}$ (C) correspondant aux quatre conditions expérimentales, pour différents muscles où des différences statistiquement significatives ont été obtenues.

3.4.1.3 Discussion (phénomène de flexion-relaxation)

Les résultats EMG n'ont démontré aucun effet GROUPE et les interactions GROUPE×ATTENTION significatives menant à des analyses *a posteriori* concluantes n'ont pas été nombreuses ($n = 2$). Pourtant, la flexion du tronc était 10° moins importante pour TSK-haut que TSK-bas, ce qui présageait une influence sur le PFR entre ces deux sous-groupes, comme démontré antérieurement (Geisser *et al.* 2004). Cependant, une autre étude n'avait pas non plus établi de relation entre l'étendue de mouvement et le PFR (Watson *et al.* 1997a). La visualisation des interactions GROUPE×ATTENTION montre des effets (non-significatifs dans presque tous les cas) à peine perceptibles à l'œil et les quelques cas menant à des effets significatifs (Figure 13) sont peu convaincants. Il apparaît donc que les variables d'intensité de la douleur (VAS), de peur du mouvement (TSK) et de dramatisation de la douleur (PCS) n'ont pas d'impact sur ces réponses neuromusculaires.

Les variables normalisées étaient sensibles à l'influence de l'effet ATTENTION, contrairement aux variables de type ratio (FRR ou ERR) généralement proposées pour quantifier le PFR. Étant donné que le même effet (diminution de l'activation) était observé pour les trois variables EMG (durant la flexion, en flexion maximale, durant l'extension), les ratios (FRR, ERR) calculés entre ces quantités demeuraient donc inchangés. Dans une perspective d'évaluation des mécanismes d'origine « physiologiques » (et non psychologiques), nous recommandons donc l'utilisation des ratios ERR ou FRR, afin de réaliser une évaluation du PFR insensible à l'influence du niveau d'attention/distraction par rapport à la douleur. Cependant, dans une perspective où la

contribution des facteurs psychologiques serait d'intérêt, les variables normalisées doivent plutôt être envisagées.

La diminution de l'activation de tous les muscles dorsaux dans la condition « attention/douleur », ceci durant toute la durée de la tâche, implique que d'autres structures passives (ligaments, fascia, contribution élastique des muscles) et/ou actives (activation musculaire) doivent compenser de manière à réaliser la tâche. Il a été démontré, à l'aide d'électrodes implantées dans les muscles profonds, que ces derniers étaient activés lorsque le PFR était observé pour les muscles superficiels (Andersson *et al.* 1996). Nous ne savons pas comment les forces sont redistribuées sur les structures passives et actives, lorsque les muscles superficiels diminuent leur contribution. Nous ne savons pas non plus si cela se traduit par un risque accru de blessure.

L'étude de la co-contraction des muscles abdominaux n'a rien révélé. Nous pouvons donc rejeter la possibilité que la co-contraction ait pu jouer un rôle en ce qui a trait aux effets obtenus pour les muscles dorsaux.

3.4.2 Étude cinématique du rythme lombo-pelvien

3.4.2.1 Variables confondantes potentielles

Plusieurs corrélations étaient significatives, bien que faibles, entre l'intensité de la douleur (VAS) et les différentes variables cinématiques d'intérêt. Les valeurs absolues (transformées en valeurs positives) de ces corrélations variaient entre 0,08 et 0,24 pour les variables de phases relatives ($RelPh_{LOBA}$, $RelPh_{THLO}$), à travers les conditions expérimentales, phases (flexion et extension) et intervalles (le cas échéant).

3.4.2.2 Variables dépendantes

Des analyses préliminaires ont permis de constater un effet de phase (flexion vs extension du tronc), ce qui a mené à des analyses indépendantes entre les phases du mouvement.

En ce qui a trait aux analyses de phases relatives (6 variables \times 2 phases \times 3 regroupements = 36 ANOVAs), quelques effets principaux ou interactions impliquant le facteur ATTENTION ont été détectés en flexion ($n = 7$) et en extension ($n = 3$). Seuls les résultats en flexion seront présentés ici (Tableau C-5). Certains effets, bien que statistiquement significatifs, avaient peu de valeur clinique de par leurs très faibles amplitudes, tel l'effet ATTENTION pour la variable $RelPh_{BALO} - X$ où une différence de 3° avait été détectée entre la condition 1 (contrôle) et 4 (distraction/4 chiffres).

Une interaction GROUPE/VAS \times ATTENTION a été détectée pour la variable $RelPh_{THLO} - ET$ ($P = 0.031$). Les tests *a posteriori* n'ont révélé aucune différence entre les conditions lorsque les tests (ANOVAs à mesures répétées) sont réalisés sur chaque groupe séparément. Un effet GROUPE/VAS a été détecté pour la condition « attention/douleur », où le groupe VAS-bas démontrait une plus petite variabilité de déphasage entre les angles que VAS-haut [$26 \pm 10^\circ < 30 \pm 9^\circ$]. Il apparaît donc que les patients ayant une douleur plus élevée présentent plus de variations dans le déphasage entre la colonne lombaire et thoracique, si on leur demande de se concentrer sur leur douleur lors du mouvement.

3.4.2.3 Discussion (rythme lombo-pelvien)

Cette étude cinématique approfondie a fait ressortir quelques effets qui, bien que significatifs sur le plan statistique, ne semblent pas avoir d'implication clinique ou physiologique de par leur faible amplitude. Cependant, l'interaction GROUPE/VAS×ATTENTION retient notre attention, car il apparaît que les patients ayant une douleur plus élevée présentent plus de variations dans le déphasage entre la colonne lombaire et thoracique lors de la condition « attention/douleur ». Une explication possible serait que ces patients (VAS-haut), lorsqu'ils se concentrent sur leur douleur, seraient à la recherche d'un patron de mouvement leur permettant de diminuer la douleur, ce qui expliquerait la plus grande variation dans la mesure de coordination entre les colonnes lombaire et thoracique par rapport aux autres patients (VAS-bas). Ceci implique que lors de la mesure de ces paramètres cinématiques, il serait préférable d'utiliser des conditions pour distraire le sujet face à sa douleur. Les modalités évaluées ici (mémorisation de chiffres) semblent être efficaces à cet effet.

4.DISCUSSION GÉNÉRALE

Les retombées de ce projet concernent les deux grands champs d'activité en réadaptation, soit l'évaluation et le traitement. En ce qui a trait à l'évaluation, il est d'abord important de constater que les facteurs GROUPE (selon VAS, TSK ou PCS) et ATTENTION n'ont pas eu d'emprise sur les variables de performance (étendue de mouvement, vitesse de mouvement du bras) à l'exception de la flexion maximale du tronc (TSK-bas > TSK-haut). Cependant, même dans ce cas précis, cela n'a pas eu d'effet sur le PFR. Il s'agit d'une bonne nouvelle, car pour interpréter les réponses neuromusculaires avec l'EMG, la posture générale du tronc doit être bien contrôlée.

Parmi les trois tâches évaluées, une seule (mouvement rapide du bras) a mené à des effets pour le facteur GROUPE, des effets qui sont susceptibles d'avoir une signification clinique/biomécanique. Une évaluation neuromusculaire, exempte de l'influence des variables psychologiques associées à la douleur, afin de non seulement isoler les effets physiologiques/biomécaniques mais aussi afin de réduire la variabilité des réponses neuromusculaires, demanderait donc un contrôle de ces variables pour l'évaluation des réponses préparatoires évaluées avec cette tâche. Cela pourrait possiblement se faire en manipulation de l'attention des patients, ce qui a fait l'objet de cette étude exploratoire. Cependant, bien que plusieurs interactions GROUPE×ATTENTION aient été relevées, les analyses *a posteriori* n'ont pas permis, à quelques exceptions près, de cibler des conditions particulières où des effets pouvaient être plus importants pour un sous-groupe ou une condition expérimentale particulière. D'ailleurs, les quelques cas d'exception en question ne produisaient pas des résultats consistants entre eux, ce qui peut laisser croire qu'une proportion de ces cas représente des erreurs statistiques de type I (résultats statistiquement significatifs alors qu'aucun effet réel est présent). En effet, le grand nombre d'analyses statistiques réalisées fait en sorte qu'il serait normal de retrouver quelques cas où ce type d'erreur statistique se produit. Pour ce qui est de l'évaluation des réponses neuromusculaires associées au mouvement rapide du bras, il apparaît donc que nous ne connaissons pas le moyen de contrôler les variables associées à la douleur (VAS, TSK, PCS). Tout un champ de recherche s'apprête à documenter cette interface entre les processus psychologiques associés à la douleur et les processus physiologiques (Campbell and Edwards 2009).

Pour ce qui est des nombreux effets détectés en rapport avec le facteur ATTENTION, les résultats très consistants entre eux suggèrent que la manipulation de l'attention face à la douleur modifie les réponses neuromusculaires. Cependant, il est difficile de se prononcer sur la valeur clinique/physiologique associée à ces effets qui sont en général assez petits, notamment lorsque comparée à la variabilité inter-individuelle propre à ces variables EMG. Ces résultats suggèrent tout de même qu'il serait possible de réduire la variabilité des réponses neuromusculaires des sujets en standardisant où est dirigée leur attention. Afin de vérifier cette hypothèse, il faudrait réaliser un nombre plus important de répétitions pour chaque condition expérimentale de manière à vérifier si les réponses neuromusculaires sont moins variables dans certaines conditions expérimentales.

Comme mentionné en introduction, une étude a permis d'établir une relation entre le stress et la co-contraction des abdominaux, ce qui en retour a pour effet d'augmenter la compression lombaire et augmenterait les risques de maux de dos, et ceci différemment chez les hommes et les femmes (Marras *et al.* 2000). Un mécanisme patho-physiologique similaire pourrait faire

intervenir les variables psychologiques associées à la douleur et les réponses neuromusculaires. Selon les résultats de la présente étude (effet ATTENTION), il apparaît possible d'évaluer la susceptibilité des patients à l'influence des facteurs psychologiques associés à la douleur sur les réponses neuromusculaires. Pour ce faire, contraster des conditions expérimentales divergentes (ex. : « attention douleur » vs « distraction douleur ») semble un bon point de départ. Cependant, encore faut-il connaître les meilleures conditions pour obtenir les meilleurs effets, ce qui demande d'investiguer différentes modalités, de manière à faire un meilleur focus sur la douleur et des modalités de distraction possiblement plus exigeantes sur le plan cognitif (mais sans toutefois altérer la performance en terme de mouvement). Une fois ces conditions établies, il serait par la suite possible de déterminer quelles caractéristiques psychologiques permettent de bien identifier les patients qui répondent beaucoup à ce type de manipulation, ce qui aurait des implications pour le traitement. Bien que les variables investiguées ici (TSK, PCS) n'aient pas donné de résultats clairs et consistants, il est possible que d'autres variables puissent être identifiées. Ceci ouvre la porte à un tout nouveau champ d'étude dans le domaine de l'évaluation des mécanismes neuromusculaires.

Il a été proposé, dans l'introduction, que la co-contraction des muscles antagonistes à l'effort principal pourrait expliquer les effets observés avec les muscles agonistes. Pour la tâche de mouvement rapide du bras, cela est très difficile à vérifier car le mouvement est complexe, ce qui rend difficile d'identifier les muscles antagonistes. Pour la tâche de flexion-extension maximale du tronc, aucun effet n'a été décelé pour les muscles abdominaux. Cependant, pour la tâche de flexion-extension du tronc en position neutre, cela devenait plus évident, tel que documenté avec la variable $APDF_{5\%ile}$ qui se veut un indicateur de l'activation antagoniste du muscle investigué (voir méthodologie). En effet, bien que cette variable n'ait pas été influencée par l'effet ATTENTION pour les muscles dorsaux, les trois muscles abdominaux ont réagi avec une augmentation de l'activation musculaire dans la condition « distraction/4 chiffres » pour TrA/OI, comparativement à la condition « attention/douleur » et une diminution dans les deux conditions de distraction (2 et 4 chiffres) pour les DA et OE. Bien sûr, pour TrA/OI, des différences avec la condition contrôle auraient aidé à interpréter ces résultats. Tel que discuté précédemment, le TrA et l'OI sont des muscles profonds qui auraient un rôle plus important à jouer que les autres muscles abdominaux superficiels (DA, OE), en ce qui a trait au contrôle de la stabilité lombaire [selon (O'Sullivan *et al.* 1997)]. Leur action se réaliserait par l'augmentation de la pression intra-abdominale et en mettant sous tension le fascia thoraco-lombaire qui s'attache directement sur les vertèbres. En l'occurrence, il a été démontré que l'action du TrA, par l'entremise du fascia, augmente la stabilité lombaire et l'effet maximal s'opère justement dans la zone neutre de la colonne vertébrale, où seuls les muscles peuvent assurer cette stabilité (Barker *et al.* 2006). Il est possible que lorsque la demande cognitive (niveau de distraction) dépasse un certain seuil, que le système nerveux décide d'augmenter le niveau d'activation de ces muscles profonds, afin d'assurer une certaine marge de sécurité en terme de stabilité lombaire. Cette interprétation serait en accord avec un modèle théorique stipulant que le système nerveux ajuste le niveau de rigidité articulaire (stabilité lombaire), de manière à répondre aux différentes demandes biomécaniques et psychologiques associées à la tâche (Van Galen and van Huygevoort 2000). En effet, ce mécanisme permettrait de pallier les interférences des tâches cognitives sur la planification motrice, cette dernière étant aussi orchestrée par le cerveau.

Les résultats propres à la tâche de flexion-extension du tronc en position neutre apportent un regard nouveau sur l'effet des variables psychologiques sur les réponses neuromusculaires. Cette

tâche avait été ajoutée au protocole, car (1) les mouvements se réalisent aux abords de la « zone neutre » de la colonne vertébrale, où seuls les muscles (et non les tissus passifs) peuvent assurer la stabilité lombaire et (2) cette tâche est de faible intensité et ne comportait pas d'élément de performance maximale, contrairement aux deux autres tâches. De plus, la faible intensité des contractions semble aider à détecter les petits effets des variables psychologiques sur l'activation musculaire (Waersted 2000). Cette tâche a d'ailleurs permis de démontrer que lorsque la demande attentionnelle est augmentée, que ce soit en prêtant attention sur la douleur ou en étant distrait de la douleur par une tâche cognitive additionnelle, l'activation musculaire est altérée, ceci autant pour les muscles abdominaux que dorsaux. La douleur requiert une demande attentionnelle (Eccleston and Crombez 1999), alors les sujets souffrant d'une lombalgie chronique sont susceptibles d'avoir moins de ressources attentionnelles disponibles pour réaliser d'autres tâches en simultané. Étant donné que les forces en jeu sont les mêmes (mêmes postures et moments nets articulaires au niveau lombaire) que lorsque la demande attentionnelle est réduite, il est possible que cette réorganisation de la coordination des muscles entourant la région lombaire ne soit pas optimale et place la colonne lombaire dans une situation d'instabilité articulaire (Panjabi 1992). Les latences retardées, qui ont été observées dans la condition « distraction/2 choix » lors de l'exécution du mouvement rapide du bras, mettent encore mieux en lumière cette possibilité. Dans un tel contexte, il est donc aussi possible d'envisager qu'une tâche ayant une demande physique non négligeable et une demande attentionnelle importante, comme c'est le cas dans plusieurs postes de travail, puisse être à risque de blessure. Les interventions visant à rétablir les patrons d'activation normaux pour les muscles profonds chez des patients souffrant de maux de dos chroniques (Richardson *et al.* 2004) pourraient donc aussi être réalisées dans des conditions où la demande attentionnelle est accrue de manière à automatiser ces patrons d'activation dans ces conditions plus exigeantes pour le système nerveux. Évidemment, il faudrait démontrer que les effets observés ici ne le sont pas chez des sujets contrôles (sans maux de dos), afin de mieux supporter ces interprétations.

5.LIMITES

L'absence d'un groupe contrôle représente la principale limite du projet, car bien que les effets dus à la demande attentionnelle et à certaines variables psychologiques ont pu être évalués, il n'était pas possible de vérifier si les réponses neuromusculaires étaient anormales. Les sous-groupes formés, bien que démontrant un écart notable autant pour VAS (VAS-bas : 1.6 ± 0.9 cm; VAS-haut : 4.9 ± 1.7 cm), TSK (TSK-bas : 37 ± 5 /68; TSK-haut : 51 ± 5 /68) et PCS (PCS-bas : 13 ± 7 /52; PCS-haut : 35 ± 7 /52), ne représentaient pas des écarts extrêmes, ce qui pourrait expliquer le peu d'effets obtenus pour le facteur GROUPE. Cependant, des analyses préliminaires avaient été faites en constituant trois sous-groupes et les résultats n'étaient pas différents. Les analyses avec deux sous-groupes ont donc été retenues afin de simplifier les interprétations. Le facteur SEXE ou GENRE n'a pu être évalué convenablement sur le plan statistique, car l'échantillon de sujets était trop petit pour avoir assez d'hommes et de femmes dans chaque sous-groupe clinique formé avec les variables VAS, TSK ou PCS. Bien que l'effet principal du facteur SEXE rencontrerait les critères de puissance statistique (au même titre que l'effet GROUPE), ce sont les interactions avec les autres facteurs (GROUPE, ATTENTION) qui seraient d'un plus grand intérêt et qui ne pouvaient être évaluées convenablement. En effet, au-delà des différences possibles associées au facteur SEXE (dimension biologique/physiologique), il y a aussi d'autres effets associés au facteur GENRE (dimension sociale et culturelle), notamment en ce qui a trait à la façon dont les femmes et les hommes interprètent et expriment leur douleur (Côté and Coutu 2009). L'utilisation de l'EMG de surface pose certainement des limites, notamment en ce qui a trait à la différenciation entre les signaux du TrA et des OI, et aussi entre les multifides et les longissimus lumborum (électrodes à L5). Des effets plus marqués auraient pu être obtenus avec des électrodes implantées, notamment lors de la tâche de mouvement rapide du bras, car les muscles profonds ont tendance à plus réagir à cette tâche (Hodges and Moseley 2003; Westad *et al.* 2010). Finalement, les conditions de mémorisation de 2 ou 4 chiffres n'étaient pas très difficiles et la différence entre ces deux conditions pouvait être négligeable. Pour les deux tâches de flexion-extension du tronc, la condition « contrôle » comprenait en fait le suivi de la cadence d'un métronome, ce qui requiert une certaine demande attentionnelle, bien que légère. Il est donc impossible d'exclure la possibilité qu'une vraie condition contrôle ou des conditions de distraction plus difficiles aient donné des résultats différents.

6.CONCLUSION

Cette étude a permis d'explorer, chez un groupe de sujets lombalgiques, l'effet de différentes variables sur différentes réponses neuromusculaires des muscles du tronc lors de trois tâches bien distinctes, soit l'effet (1) de certaines variables psychologiques (VAS, TSK, PCS) associées à la douleur (facteur GROUPE) et (2) de prêter attention ou de distraire les sujets lombalgiques face à leur douleur (facteur ATTENTION).

Très peu de différences ont été observées entre les différents sous-groupes divisés en fonction des variables psychologiques associées à la douleur (VAS, TSK, PCS). Des interactions GROUPE×ATTENTION ont été relevées, mais l'analyse détaillée de ces interactions menait généralement à des résultats non significatifs ou inconsistants. C'est la manipulation de l'attention face à la douleur qui a produit plusieurs résultats significatifs et consistants. Bien que ces effets étaient généralement petits et donc questionnables en ce qui a trait à leur signification physiologique/biomécanique, ces résultats suggèrent qu'une certaine variation dans ces réponses neuromusculaires puisse s'expliquer par un mauvais contrôle de l'attention accordée à la douleur. Cependant, la présente étude ne permet pas de recommander dans quelles conditions cette variation pourrait être réduite, et pour quels types de sujets en particulier (caractéristiques psychologiques spécifiques). La présente étude permet toutefois de conclure que les variables psychologiques associées à la douleur n'influencent pas ces réponses neuromusculaires au point de générer des effets importants.

Il est proposé d'ajouter de nouveaux sujets lombalgiques de manière à répondre clairement à ce questionnement, notamment en ce qui a trait à l'influence possible du sexe/genre. Dans un même ordre d'idées, il est aussi proposé d'ajouter un groupe contrôle afin de vérifier si les méthodes de distraction investiguées ont aussi des effets chez des sujets en santé et pour évaluer la possibilité que des différences entre sujets contrôles et lombalgiques puissent être plus évidentes, lorsque certaines méthodes de distractions sont utilisées. De telles comparaisons aideraient à mieux confirmer que le phénomène de flexion-relaxation, les réponses préparatoires et la coordination des muscles du tronc puissent être des réponses neuromusculaires ayant une signification biomécanique, c'est-à-dire peu influencées par les facteurs psychologiques associés à la douleur.

7.IMPACT DU PROJET

Ce projet n'a pas fait l'objet d'un transfert de connaissance, car ces résultats ne se prêtent pas à ce genre d'exercice. Cependant, les modalités traditionnelles de diffusion des connaissances sont exploitées, tel que décrit dans les prochaines lignes.

Participation à des conférences. Une partie des résultats fut présentée à la journée annuelle du REPAR et nous avons aussi soumis un résumé à la prochaine conférence de l'ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology) à Aalborg au Danemark (16-19 juin 2010) :

Butler, H.L.; Larivière, C.; Sullivan, M.J.L. Fear of Pain Influences Abdominal Temporal Activation Patterns During Trunk Flexion-Extension in Individuals with Chronic Low Back Pain. Journée scientifique du REPAR. Québec, QC, 7 mai 2009, p. 6.

Larivière C, Butler H, Sullivan MJL, Fung J, Vadeboncoeur R. Effect of pain attention/distraction and pain-related psychological variables on neuromuscular responses during rapid arm flexion movements. XVIIIth Congress of the International Society of Electrophysiology & Kinesiology (ISEK), Aalborg, Denmark, June 16 – 19, 2010 (CD ROM).

Article accepté dans une revue avec comité de lecture.

Butler, H. L., Larivière, C., Hubley-Kozey, C.L., and Sullivan, M.J.L.. Directed attention alters the temporal activation patterns of back extensors during trunk flexion-extension in individuals with chronic low back pain. European Spine Journal DOI 10.1007/s00586-010-1403-0

D'autres résultats sont publiables, pour l'équivalent de deux articles, ce qui donnera un article par tâche étudiée.

Formation d'étudiant. Une étudiante au post-doctorat (inscrite à l'Université McGill) a été impliquée dans le projet, sous la co-supervision de Michael Sullivan et Christian Larivière.

Suite des travaux. Deux de ces tests, soit ceux impliquant la tâche de flexion-extension maximale du tronc et la tâche de mouvement rapide du bras, peuvent être utilisés pour évaluer certaines fonctions neuromusculaires précises. Ces tests ont le potentiel (1) de suivre l'évolution des patients lors de la réadaptation, (2) de valider des modalités spécifiques d'intervention en réadaptation pour renverser les atteintes spécifiques identifiées et (3) de mieux se prononcer sur le retour au travail sécuritaire.

Les retombées éventuelles de ces tests neuromusculaires concernent, à court et moyen terme, la recherche portant sur la définition de groupes cliniques et sur l'étude des mécanismes d'action des interventions cliniques. Elles concernent aussi, à plus long terme cette fois-ci, la clinique. En effet, considérant les difficultés à identifier un diagnostic chez les sujets lombalgiques chroniques, ces tests pourraient éventuellement être utilisés pour identifier des sous-groupes de patients, qui répondent bien ou pas du tout à certaines modalités spécifiques de traitement. Étant donné que diverses modalités de traitement sont prévues pour répondre à différentes pathologies spécifiques, il serait alors possible d'associer ce type de mesures EMG avec une condition clinique plus spécifique, donnant ainsi une certaine valeur diagnostique aux mesures utilisées.

Les études portant sur le développement de règles de prédiction clinique (« clinical prediction rules ») suivent ce principe. Ces règles peuvent être appliquées à différents types d'intervention, passant des manipulations vertébrales (Childs *et al.* 2004; Childs and Cleland 2006; Cleland *et al.* 2007; Flynn *et al.* 2002) aux exercices de stabilisation lombaire (Hicks *et al.* 2005). Cette façon de faire permet d'attribuer des modalités d'intervention spécifiques à certains sous-groupes de patients et d'obtenir des résultats cliniques plus importants (Brennan *et al.* 2006; Childs *et al.* 2004; Fritz *et al.* 2003; Long *et al.* 2004). Présentement, les mesures utilisées pour identifier ces sous-groupes sont de nature clinique (examen physique, questionnaires sur variables psychologiques). Il faut maintenant associer des mesures de nature physiologique à ces sous-groupes pour mieux comprendre les mécanismes d'action mis à contribution par ces interventions cliniques. Une fois ces mécanismes d'action identifiés, il sera possible de définir des modalités de traitement (programmes d'exercices) plus spécifiques. Ultiment, ces mesures pourraient peut-être même aider à raffiner les règles de prédiction clinique.

8. RÉFÉRENCES

- Allison, G. T. and Henry, S. M. (2002) The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. *Clin Biomech*, **17**, 414-417.
- Allison, G. T., Morris, S. L. and Lay, B. (2008) Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **38**, 228-237.
- Andersson, E. A., Oddsson, L. I. E., Grundstrom, H., Nilsson, J. and Thorstensson, A. (1996) EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics*, **11**, 392-400.
- Barker, P. J., Guggenheimer, K. T., Grkovic, I., Briggs, C. A., Jones, D. C., Thomas, C. D. and Hodges, P. W. (2006) Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: Young Investigator Award winner. *Spine*, **31**, 397-405.
- Belavy, D. L., Mehnert, A., Wilson, S. and Richardson, C. A. (2009) Analysis of phasic and tonic electromyographic signal characteristics: electromyographic synthesis and comparison of novel morphological and linear-envelope approaches. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, **19**, 10-21.
- Brennan, G. P., Fritz, J. M., Hunter, S. J., Thackeray, A., Delitto, A. and Erhard, R. E. (2006) Identifying subgroups of patients with acute/subacute "nonspecific" low back pain: results of a randomized clinical trial. *Spine*, **31**, 623-631.
- Bushnell, M. C., Villemure, C. and Duncan, G. H. (2004) Psychophysical and neurophysiological studies of pain modulation by attention. In Price, D. D. and Bushnell, M. C. (eds), *Psychological methods of pain control: Basic science and clinical perspectives*. IASP Press, Seattle, pp. 99-116.
- Campbell, C. M. and Edwards, R. R. (2009) Mind-body interactions in pain: the neurophysiology of anxious and catastrophic pain-related thoughts. *Transl. Res.*, **153**, 97-101.
- Childs, J. D. and Cleland, J. A. (2006) Development and application of clinical prediction rules to improve decision making in physical therapist practice. *Phys. Ther.*, **86**, 122-131.
- Childs, J. D., Fritz, J. M., Flynn, T. W., Irrgang, J. J., Johnson, K. K., Majkowski, G. R. and Delitto, A. (2004) A clinical prediction rule to identify patients with low back pain most likely to benefit from spinal manipulation: a validation study. *Ann. Intern. Med.*, **141**, 920-928.
- Cleland, J. A., Childs, J. D., Fritz, J. M., Whitman, J. M. and Eberhart, S. L. (2007) Development of a clinical prediction rule for guiding treatment of a subgroup of patients with neck pain: use of thoracic spine manipulation, exercise, and patient education. *Phys Ther*, **87**, 9-23.

Côté, D. and Coutu, M. F. (2009) A critical review of gender issues in understanding prolonged disability related to musculoskeletal pain: how are they relevant to rehabilitation? *Disability and Rehabilitation*, 1-16.

CSST . Statistiques sur les affections vertébrales 2004-2007. 2008.

Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M. and Danneels, L. A. (2004) Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **14**, 333-342.

Dionne, C. E. (1999) Low back pain. In Crombie, I. K. (ed), *Epidemiology of pain*. International Association for the Study of Pain Press, Seattle.

Durnin, J. V. G. A. and Womersley, J. (1974) Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal of Nutrition*, **32**, 77-97.

Eccleston, C. (1995) Chronic pain and distraction: an experimental investigation into the role of sustained and shifting attention in the processing of chronic persistent pain. *Behav Res Ther*, **33**, 391-405.

Eccleston, C. and Crombez, G. (1999) Pain demands attention: a cognitive-affective model of the interruptive function of pain. *Psychol.Bull.*, **125**, 356-366.

Flor, H., Birbaumer, N., Schugens, M. M. and Lutzenberger, W. (1992) Symptom-specific psychophysiological responses in chronic pain patients. *Psychophysiology*, **29**, 452-460.

Flores, L., Gatchel, R. J. and Polatin, P. B. (1997) Objectivation of functional improvement after nonoperative care. *Spine*, **22**, 1622-1633.

Flynn, T., Fritz, J., Whitman, J., Wainner, R., Magel, J., Rendeiro, D., Butler, B., Garber, M. and Allison, S. (2002) A clinical prediction rule for classifying patients with low back pain who demonstrate short-term improvement with spinal manipulation. *Spine*, **27**, 2835-2843.

French, D. J., Roach, P. and Mayes, S. (2002) Peur du mouvement chez les accidentés du travail: l'Échelle de Kinésiophobie de Tampa (EKT). *Revue canadienne des sciences du comportement*, **34**, 28-33.

Fritz, J. M., Delitto, A. and Erhard, R. E. (2003) Comparison of classification-based physical therapy with therapy based on clinical practice guidelines for patients with acute low back pain: a randomized clinical trial. *Spine*, **28**, 1363-1371.

- Garrow, J. S. and Webster, J. (1985). Quetelet's index (W/H²) as a measure of fatness. *International Journal of Obesity*, **9**, 147-153.
- Geisser, M. E., Haig, A. J., Wallbom, A. S. and Wiggert, E. A. (2004) Pain-Related Fear, Lumbar Flexion, and Dynamic EMG Among Persons With Chronic Musculoskeletal Low Back Pain. *Clin.J Pain*, **20**, 61-69.
- Geisser, M. E., Ranavaya, M., Haig, A. J., Roth, R. S., Zucker, R., Ambroz, C. and Caruso, M. (2005) A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J.Pain*, **6**, 711-726.
- Goubert, L., Crombez, G., Eccleston, C. and Devulder, J. (2004) Distraction from chronic pain during a pain-inducing activity is associated with greater post-activity pain. *Pain*, **110**, 220-227.
- Granata, K. P. and Orishimo, K. F. (2001) Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*, **34**, 1117-1123.
- Hansson, G. A., Nordander, C., Asterland, P., Ohlsson, K., Stromberg, U., Skerfving, S. and Rempel, D. (2000) Sensitivity of trapezius electromyography to differences between work tasks - influence of gap definition and normalisation methods. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 103-115.
- Hermens, H. J. and Vollenbroek-Hutten, M. M. (2004) Effects of electrode dislocation on electromyographic activity and relative rest time: effectiveness of compensation by a normalisation procedure. *Med.Biol.Eng Comput.*, **42**, 502-508.
- Hicks, G. E., Fritz, J. M., Delitto, A. and McGill, S. M. (2005) Preliminary development of a clinical prediction rule for determining which patients with low back pain will respond to a stabilization exercise program. *Arch.Phys Med.Rehabil.*, **86**, 1753-1762.
- Hildebrandt, V. H. (1995) Back pain in the working population: prevalence rates in Dutch trades and professions. *Ergonomics*, **38**, 1283-1298.
- Hirsch, G., Beach, G., Cooke, C., Menard, M. and Locke, S. (1991) Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine*, **16**, 1039-1043.
- Hodges, P. W. (2001) Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp.Brain Res.*, **141**, 261-266.
- Hodges, P. W. and Moseley, G. L. (2003) Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 361-370.

Hodges, P. W. and Richardson, C. A. (1996) Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, **21**, 2640-2650.

Hodges, P. W. and Richardson, C. A. (1997) Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*, **40**, 1220-1230.

Hodges, P. W. and Richardson, C. A. (1999) Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **80**, 1005-1012.

Horak, F. B., Esselman, P., Anderson, M. E. and Lynch, M. K. (1984) The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J.Neurol.Neurosurg.Psychiatry*, **47**, 1020-1028.

James, J. E. and Hardardottir, D. (2002) Influence of attention focus and trait anxiety on tolerance of acute pain. *Br.J Health Psychol.*, **7**, 149-162.

Jonsson, B. (1978) Quantitative electromyographic evaluation of muscular load during work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (Suppl)*, **6**, 69-74.

Lamoth, C. J., Stins, J. F., Pont, M., Kerckhoff, F. and Beek, P. J. (2008) Effects of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. *J Neuroeng.Rehabil.*, **5**, 13.

Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D., Gagnon, D. and Loisel, P. (2003) Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 305-318.

Lariviere, C., Gagnon, D. and Genest, K. (2009) Offering proper feedback to control for out-of-plane lumbar moments influences the activity of trunk muscles during unidirectional isometric trunk exertions. *J Biomech*, **42**, 1498-1505.

Lariviere, C., Gagnon, D. and Loisel, P. (2000a) The comparison of trunk muscles EMG activation between subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **10**, 79-91.

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

Leboeuf-Yde, C. and Manniche, C. (2001) Low back pain: Time to get off the treadmill. *J Manipulative Physiol Ther*, **24**, 63-66.

- Long, A., Donelson, R. and Fung, T. (2004) Does it matter which exercise? A randomized control trial of exercise for low back pain. *Spine*, **29**, 2593-2602.
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G. and Stohler, C. S. (1991) The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, **69**, 683-694.
- Marras, W. S., Davis, K. G., Heaney, C. A., Maronitis, A. B. and Allread, W. G. (2000) The influence of psychosocial stress, gender, and personality on mechanical loading of the lumbar spine. *Spine*, **25**, 3045-3054.
- Marras, W. S. and Wongsam, P. E. (1986) Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, **67**, 213-217.
- Marshall, P. and Murphy, B. (2003) The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 477-489.
- Marshall, P. and Murphy, B. (2006) The relationship between active and neural measures in patients with nonspecific low back pain. *Spine*, **31**, E518-E524.
- McClure, P. W., Esola, M., Schreier, R. and Siegler, S. (1997) Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. *Spine*, **22**, 552-558.
- Menard, M. R., Cooke, C., Locke, S. R., Beach, G. N. and Butler, T. B. (1994) Pattern of performance in workers with low back pain during comprehensive motor performance evaluation. *Spine*, **19**, 1359-1366.
- Mok, N. W., Brauer, S. G. and Hodges, P. W. (2007) Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. *Spine*, **32**, E537-E543.
- Moseley, G. L. and Hodges, P. W. (2005) Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? *Clin.J.Pain*, **21**, 323-329.
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K. and Hodges, P. W. (2004) Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*, **127**, 2339-2347.
- Neblett, R., Mayer, T. G., Gatchel, R. J., Keeley, J., Proctor, T. and Anagnostis, C. (2003) Quantifying the Lumbar Flexion-Relaxation Phenomenon: Theory, Normative Data, and Clinical Applications. *Spine*, **28**, 1435-1446.

- Nouwen, A., Cloutier, C., Kappas, A., Warbrick, T. and Sheffield, D. (2006) Effects of focusing and distraction on cold pressor-induced pain in chronic back pain patients and control subjects. *J Pain*, **7**, 62-71.
- Novy, D. M., Simmonds, M. J. and Lee, C. E. (2002) Physical performance tasks: what are the underlying constructs? *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, **83**, 44-47.
- O'Sullivan, P. B., Twomey, L. and Allison, G. T. (1997) Dynamic stabilization of the lumbar spine. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, **9**, 315-330.
- O'Sullivan, P. B., Twomey, L. and Allison, G. T. (1998) Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, **27**, 114-124.
- Panjabi, M. M. (1992) The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, **5**, 390-397.
- Panjabi, M. M. (2003) Clinical spinal instability and low back pain. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 371-379.
- Porter, J. L. and Wilkinson, A. (1997) Lumbar-hip flexion motion. A comparative study between asymptomatic and chronic low back pain in 18- to 36-year-old men. *Spine*, **22**, 1508-1514.
- Richardson, C., Hodges, P. and Hides, J. (2004) *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization*. Churchill Livingstone, Sydney.
- Roland, M. and Morris, R. (1983) A study of the natural history of back pain. Part I: Development of a baseline and sensitive measure of disability in low-back pain. *Spine*, **8**, 141-144.
- Ropponen, A., Gibbons, L. E., Videman, T. and Battie, M. C. (2005) Isometric back extension endurance testing: reasons for test termination. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, **35**, 437-442.
- Scholz, J. P. (1993) Organizational principles for the coordination of lifting. *Human Movement Science*, **12**, 537-576.
- Sihvonen, T., Partanen, J., Hanninen, O. and Soimakallio, S. (1991) Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, **72**, 1080-1087.
- Silfies, S. P., Mehta, R., Smith, S. S. and Karduna, A. R. (2009) Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, **90**, 1159-1169.

- Slijper, H., Latash, M. L. and Mordkoff, J. T. (2002) Anticipatory postural adjustments under simple and choice reaction time conditions. *Brain Res.*, **924**, 184-197.
- Spitzer, W. O., Leblanc, F. E. and Dupuis, M. (1987) Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. *Spine*, **12**, S1-S59.
- Staud, G. H. (2001) Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test. *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, **48**, 1292-1305.
- Stokes, I. A., Henry, S. M. and Single, R. M. (2003) Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech.(Bristol, Avon.)*, **18**, 9-13.
- Sullivan, M. J., Thibault, P., Savard, A., Catchlove, R., Kozey, J. and Stanish, W. D. (2006) The influence of communication goals and physical demands on different dimensions of pain behavior. *Pain*, **125**, 270-277.
- Sullivan, M. J. L., Bishop, S. R. and Pivik, J. (1995) The Pain Catastrophizing Scale: Development and validation. *Psychological Assessment* **7**, 524-532.
- Van Albada, S. J. and Robinson, P. A. (2007) Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. *J.Neurosci.Methods*, **161**, 205-211.
- van Dieen, J. H., Cholewicki, J. and Radebold, A. (2003a) Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, **28**, 834-841.
- van Dieen, J. H., Selen, L. P. and Cholewicki, J. (2003b) Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, **13**, 333-351.
- Van Galen, G. P., Muller, M. L., Meulenbroek, R. G. and Van Gemmert, A. W. (2002) Forearm EMG response activity during motor performance in individuals prone to increased stress reactivity. *Am.J.Ind.Med.*, **41**, 406-419.
- Van Galen, G. P. and van Huygevoort, M. (2000) Error, stress and the role of neuromotor noise in space oriented behaviour. *Biol.Psychol.*, **51**, 151-171.
- Vancleef, L. M. and Peters, M. L. (2006) Pain catastrophizing, but not injury/illness sensitivity or anxiety sensitivity, enhances attentional interference by pain. *J Pain*, **7**, 23-30.
- Vlaeyen, J. W. S. and Linton, S. J. (2000) Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, **85**, 317-332.
- Waersted, M. (2000) Human muscle activity related to non-biomechanical factors in the workplace. *European Journal of Applied Physiology*, **83**, 151-158.

Wang, S. Y., Liu, X., Yianni, J., Aziz, T. Z. and Stein, J. F. (2004) Extracting burst and tonic components from surface electromyograms in dystonia using adaptive wavelet shrinkage. *J.Neurosci.Methods*, **139**, 177-184.

Watson, P. J., Booker, C. K. and Main, C. J. (1997a) Evidence for the role of psychological factors in abnormal paraspinal activity in patients with chronic low back pain. *Journal of Musculoskeletal Pain*, **5**, 41-56.

Watson, P. J., Booker, C. K., Main, C. J. and Chen, A. C. N. (1997b) Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clinical Biomechanics*, **12**, 165-171.

Westad, C., Mork, P. J. and Vasseljen, O. (2010) Location and sequence of muscle onset in deep abdominal muscles measured by different modes of ultrasound imaging. *J Electromyogr.Kinesiol.*

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

ANNEXE A : RÉSULTATS STATISTIQUES - FLEXION-EXTENSION SOUS-MAXIMALE DU TRONC

Tableau A-1. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur la variable *APDF_{5%}* en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS, pour les électrodes positionnées sur le côté gauche seulement

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	L5	0,936	0,152	0,603	
	L3	0,968	0,495	0,207	
	L1	0,814	0,356	0,817	
	T10	0,682	0,075	0,001	
	DA	0,336	0,000	0,000	1 > 3,4; 2 > 3
	OE	0,789	0,032	0,689	2 > 3
	TrA/OI	0,473	0,005	0,002	2 < 4
TSK (peur du mouvement)	L5	0,691	0,119	0,101	
	L3	0,993	0,429	0,014	
	L1	0,931	0,387	0,418	
	T10	0,895	0,091	0,003	
	DA	0,138	0,000	0,407	1 > 3,4; 2 > 3,4
	OE	0,819	0,030	0,811	2 > 3
	TrA/OI	0,690	0,006	0,848	2 < 4
PCS (dramatisation de la douleur)	L5	0,926	0,147	0,699	
	L3	0,731	0,498	0,499	
	L1	0,900	0,326	0,311	
	T10	0,426	0,223	0,673	
	DA	0,831	0,000	0,000	1 > 3,4; 2 > 3,4
	OE	0,203	0,039	0,953	
	TrA/OI	0,775	0,007	0,960	2 < 4

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention/douleur, (3) distraction/2 chiffres, (4) distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau A-2. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur la variable $APDF_{50\%ile}$ en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS, pour les électrodes positionnées sur le côté gauche seulement

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	L5	0,695	0,293	0,753	
	L3	0,965	0,276	0,274	
	L1	0,863	0,271	0,753	
	T10	0,830	0,001	0,001	1 > 2,3,4
	DA	0,564	0,037	0,000	1 > 3
	OE	0,613	0,324	0,611	
	TrA/OI	0,852	0,004	0,001	2 < 4; 3 < 4
TSK (peur du mouvement)	L5	0,792	0,235	0,136	
	L3	0,582	0,293	0,378	
	L1	0,983	0,298	0,552	
	T10	0,796	0,002	0,043	1 > 2,3,4
	DA	0,099	0,107	0,687	
	OE	0,785	0,374	0,366	
	TrA/OI	0,948	0,010	0,290	2 < 4; 3 < 4
PCS (dramatisation de la douleur)	L5	0,612	0,204	0,537	
	L3	0,625	0,297	0,900	
	L1	0,503	0,387	0,489	
	T10	0,249	0,005	0,039	1 > 2,3,4
	DA	0,829	0,075	0,039	
	OE	0,101	0,467	0,942	
	TrA/OI	0,549	0,013	0,066	2 < 4; 3 < 4

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention/douleur, (3) distraction/2 chiffres, (4) distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau A-3. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur la variable $APDF_{95\%ile}$ en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS, pour les électrodes positionnées sur le côté gauche seulement

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	L5	0,281	0,070	0,001	
	L3	0,774	0,046	0,283	1 > 2
	L1	0,696	0,000	0,033	1 > 2,3,4
	T10	0,645	0,001	0,007	1 > 2,3
	DA	0,866	0,152	0,000	
	OE	0,486	0,219	0,437	
	TrA/OI	0,498	0,004	0,101	1,2,3 < 4
TSK (peur du mouvement)	L5	0,978	0,042	0,018	
	L3	0,561	0,051	0,391	
	L1	0,208	0,000	0,002	1 > 2,3,4
	T10	0,593	0,001	0,010	1 > 2,3
	DA	0,551	0,304	0,037	
	OE	0,521	0,172	0,282	
	TrA/OI	0,913	0,004	0,536	1,2,3 < 4
PCS (dramatisation de la douleur)	L5	0,419	0,028	0,013	
	L3	0,858	0,040	0,016	1 > 2
	L1	0,518	0,000	0,286	1 > 2,3,4
	T10	0,204	0,003	0,026	1 > 2,3
	DA	0,620	0,355	0,626	
	OE	0,090	0,253	0,763	
	TrA/OI	0,314	0,005	0,007	1,2,3 < 4

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention/douleur, (3) distraction/2 chiffres, (4) distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau A-4. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur la variable FC_{GAP} en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS, pour les électrodes positionnées sur le côté gauche seulement

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	L5	0,437	0,582	0,668	
	L3	0,837	0,102	0,714	
	L1	0,081	0,687	0,057	
	T10	0,919	0,204	0,262	
	DA	0,491	0,052	0,222	
	OE	0,714	0,052	0,986	
	TrA/OI	0,728	0,029	0,003	
TSK (peur du mouvement)	L5	0,222	0,629	0,208	
	L3	0,154	0,083	0,979	
	L1	0,427	0,789	0,594	
	T10	0,267	0,281	0,823	
	DA	0,102	0,036	0,125	
	OE	0,502	0,047	0,798	3 < 4
	TrA/OI	0,779	0,061	0,741	
PCS (dramatisation de la douleur)	L5	0,592	0,683	0,180	
	L3	0,928	0,060	0,031	
	L1	0,518	0,732	0,833	
	T10	0,926	0,258	0,177	
	DA	0,852	0,056	0,958	
	OE	0,644	0,046	0,471	
	TrA/OI	0,070	0,061	0,793	

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention/douleur, (3) distraction/2 chiffres, (4) distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau A-5. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur la variable %repos en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS, pour les électrodes positionnées sur le côté gauche seulement

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	L5	0,741	0,028	0,039	1 < 3
	L3	0,933	0,161	0,110	
	L1	0,927	0,765	0,132	
	T10	0,340	0,000	0,001	2,3 > 1,4
	DA	0,202	0,417	0,048	
	OE	0,067	0,019	0,086	1 < 3
	TrA/OI	0,225	0,000	0,000	2 > 1,3,4
TSK (peur du mouvement)	L5	0,212	0,018	0,415	1 < 3
	L3	0,483	0,173	0,065	
	L1	0,930	0,816	0,633	
	T10	0,748	0,000	0,001	2,3 > 1,4
	DA	0,181	0,269	0,314	
	OE	0,898	0,013	0,412	1 < 3
	TrA/OI	0,652	0,001	0,400	2 > 1,4
PCS (dramatisation de la douleur)	L5	0,638	0,028	0,720	1 < 3
	L3	0,771	0,171	0,005	
	L1	0,650	0,795	0,934	
	T10	0,751	0,000	0,008	2,3 > 1,4
	DA	0,974	0,363	0,972	
	OE	0,837	0,015	0,838	1 < 3
	TrA/OI	0,771	0,000	0,289	2 > 1,4

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention/douleur, (3) distraction/2 chiffres, (4) distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau A-6. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur la variable *Ratio_{Pha/Ton}* en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS, pour les électrodes positionnées sur le côté gauche seulement

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡	
		G	A	GA		
VAS (intensité de la douleur)	L5	0,981	0,012	0,255	2 < 1,4	
	L3	0,866	0,481	0,061		
	L1	0,773	0,819	0,097		
	T10	0,142	0,403	0,862		
	DA	0,461	0,000	0,871		1,2,3 < 4
	OE	0,691	0,087	0,375		
	TrA/OI	0,793	0,755	0,190		
TSK (peur du mouvement)	L5	0,502	0,012	0,362	2 < 1,4	
	L3	0,358	0,465	0,151		
	L1	0,939	0,831	0,604		
	T10	0,748	0,220	0,844		
	DA	0,526	0,000	0,427		1,2,3 < 4
	OE	0,735	0,107	0,321		
	TrA/OI	0,881	0,752	0,290		
PCS (dramatisation de la douleur)	L5	0,630	0,015	0,075	2 < 4	
	L3	0,941	0,492	0,437		
	L1	0,593	0,824	0,789		
	T10	0,487	0,208	0,092		
	DA	0,555	0,000	0,014		1,2,3 < 4
	OE	0,555	0,107	0,483		
	TrA/OI	0,534	0,764	0,545		

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention/douleur, (3) distraction/2 chiffres, (4) distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

ANNEXE B : Résultats statistiques - mouvements rapides du bras

Tableau B-1. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur les **variables cinématiques angulaires**, en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS

Groupes	Segment*	Variable**	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
			G	A	GA	
VAS	Bras	PosAngMax	0,061	0,851	0,234	/
		VitAngMax	0,218	0,099	0,191	/
	Lombaires	PosAngMax	0,222	0,923	0,151	/
TSK	Bras	PosAngMax	0,369	0,857	0,233	/
		VitAngMax	0,937	0,093	0,713	/
	Lombaires	PosAngMax	0,828	0,935	0,055	/
PCS	Bras	PosAngMax	0,017	0,857	0,848	/
		VitAngMax	0,073	0,092	0,272	/
	Lombaires	PosAngMax	0,564	0,933	0,725	/

* Le segment « Lombaires » représente l'angle relatif entre les senseurs positionnés à T12 et sur le sacrum (Ang_LO de la Figure 5).

** PosAngMax : position angulaire maximale; VitAngMax : vitesse angulaire maximale.

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Contrôle/douleur, (3) Distraction/lumière, (4) Distraction/2 choix, (5) Distraction/2 chiffres, (6) Distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau B-2. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur les **variables EMG de latences**, en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS : **muscles du dos**

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	L5 - gauche	0,133	0,294	0,798	/
	L5 - droit	0,908	0,001	0,330	4 > 1,2,5; 6 > 1
	L3 - gauche	0,617	0,073	0,621	/
	L3 - droit	0,450	0,065	0,469	/
	L1 - gauche	0,502	0,009	0,326	4 > 2
	L1 - droit	0,105	0,452	0,324	/
	T10 - gauche	0,185	0,004	0,415	4 > 1,2
	T10 - droit	0,276	0,459	0,447	/
TSK (peur du mouvement)	L5 - gauche	0,595	0,306	0,859	/
	L5 - droit	0,031	0,001	0,828	4 > 1,2,5
	L3 - gauche	0,295	0,075	0,143	/
	L3 - droit	0,619	0,059	0,196	/
	L1 - gauche	0,546	0,009	0,786	4 > 2
	L1 - droit	0,837	0,456	0,307	/
	T10 - gauche	0,447	0,004	0,689	4 > 1,2
	T10 - droit	0,806	0,490	0,548	/
PCS (dramatisation de la douleur)	L5 - gauche	0,279	0,299	0,876	/
	L5 - droit	0,021	0,001	0,719	4 > 1,2,5; 6 > 1
	L3 - gauche	0,095	0,078	0,184	/
	L3 - droit	0,321	0,049	0,028	/
	L1 - gauche	0,152	0,009	0,471	4 > 2
	L1 - droit	0,741	0,526	0,050	/
	T10 - gauche	0,428	0,004	0,480	4 > 1,2
	T10 - droit	0,506	0,483	0,274	/

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Contrôle/douleur, (3) Distraction/lumière, (4) Distraction/2 choix, (5) Distraction/2 chiffres, (6) Distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau B-3. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAs GROUPE×ATTENTION appliquées sur les **variables EMG de latences**, en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS : **muscles abdominaux**

Groupes selon ?	Site	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	d'électrode DA - gauche	0,008	0,430	0,486	/
	DA - droit	0,041	0,458	0,089	/
	OE - gauche	0,022	0,183	0,844	/
	OE - droit	0,213	0,282	0,602	/
	TrA/OI- gauche	0,011	0,001	0,680	4 > 1,2
	TrA/OI - droit	0,425	0,755	0,789	/
TSK (peur du mouvement)	DA - gauche	0,153	0,367	0,366	/
	DA - droit	0,276	0,579	0,024	/
	OE - gauche	0,696	0,170	0,975	/
	OE - droit	0,227	0,228	0,365	/
	TrA/OI- gauche	0,725	0,001	0,730	4 > 1,2
	TrA/OI - droit	0,057	0,756	0,248	/
PCS (dramatisation de la douleur)	DA - gauche	0,776	0,375	0,793	/
	DA - droit	0,733	0,533	0,608	/
	OE - gauche	0,089	0,131	0,291	/
	OE - droit	0,088	0,219	0,450	/
	TrA/OI- gauche	0,064	0,001	0,634	4 > 1,2
	TrA/OI - droit	0,121	0,759	0,194	/

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Contrôle/douleur, (3) Distraction/lumière, (4) Distraction/2 choix, (5) Distraction/2 chiffres, (6) Distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

ANNEXE C : Résultats statistiques - flexion-extension maximale du tronc

Tableau C-1. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables EMG (moyenne des côtés gauche et droit) obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : signaux correspondant aux **muscles dorsaux au niveau L5**. Les ANOVAS GROUPE×ATTENTION ont été appliquées en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS.

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	FRR	0,911	0,583	0,145	/
	ERR	0,994	0,443	0,643	/
	NEMG _{flx}	0,747	0,094	0,044	/
	NEMG _{fin}	0,854	0,254	0,043	/
	NEMG _{ext}	0,836	0,025	0,000	2 < 3
TSK (peur du mouvement)	FRR	0,188	0,569	0,330	/
	ERR	0,234	0,432	0,437	/
	NEMG _{flx}	0,324	0,132	0,700	/
	NEMG _{fin}	0,213	0,256	0,154	/
	NEMG _{ext}	0,611	0,022	0,002	2 < 3
PCS (dramatisation de la douleur)	FRR	0,686	0,556	0,676	/
	ERR	0,905	0,437	0,799	/
	NEMG _{flx}	0,800	0,119	0,574	/
	NEMG _{fin}	0,988	0,233	0,561	/
	NEMG _{ext}	0,964	0,018	0,004	2 < 3

† G : Sous-groupe; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention sur la douleur, (3) Mémorisation deux chiffres, (4) Mémorisation quatre chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau C-2. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables EMG (moyenne des côtés gauche et droit) obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : signaux correspondant aux **muscles dorsaux au niveau L3**. Les ANOVAS GROUPE×ATTENTION ont été appliquées en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS.

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A) ‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	FRR	0,512	0,368	0,055	/
	ERR	0,917	0,782	0,164	/
	NEMG _{flx}	0,832	0,005	0,138	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,863	0,322	0,000	/
	NEMG _{ext}	0,856	0,001	0,000	2 < 1,3,4
TSK (peur du mouvement)	FRR	0,494	0,429	0,730	/
	ERR	0,523	0,775	0,564	/
	NEMG _{flx}	0,459	0,006	0,392	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,368	0,361	0,103	/
	NEMG _{ext}	0,687	0,002	0,154	2 < 1,3,4
PCS (dramatisation de la douleur)	FRR	0,581	0,427	0,553	/
	ERR	0,322	0,766	0,519	/
	NEMG _{flx}	0,888	0,005	0,569	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,841	0,349	0,117	/
	NEMG _{ext}	0,612	0,001	0,058	2 < 1,3,4

† G : Sous-groupe; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention sur la douleur, (3) Mémorisation deux chiffres, (4) Mémorisation quatre chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau C-3. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables EMG (moyenne des côtés gauche et droit) obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : signaux correspondant aux **muscles dorsaux au niveau L1**. Les ANOVAS GROUPE×ATTENTION ont été appliquées en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS.

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	FRR	0,781	0,073	0,212	/
	ERR	0,857	0,016	0,041	1 < 3
	NEMG _{flx}	0,854	0,000	0,407	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,828	0,009	0,039	1 > 2
	NEMG _{ext}	0,756	0,048	0,000	/
TSK (peur du mouvement)	FRR	0,623	0,103	0,941	/
	ERR	0,876	0,024	0,751	1 < 3
	NEMG _{flx}	0,342	0,000	0,103	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,816	0,009	0,085	1 > 2
	NEMG _{ext}	0,494	0,055	0,170	/
PCS (dramatisation de la douleur)	FRR	0,664	0,092	0,132	/
	ERR	0,994	0,020	0,081	1 < 3
	NEMG _{flx}	0,793	0,000	0,102	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,556	0,008	0,064	1 > 2
	NEMG _{ext}	0,446	0,029	0,007	2 < 3

† G : Sous-groupe; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention sur la douleur, (3) Mémorisation deux chiffres, (4) Mémorisation quatre chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau C-4. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables EMG (moyenne des côtés gauche et droit) obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : signaux correspondant aux **muscles dorsaux au niveau T10**. Les ANOVAs GROUPE×ATTENTION ont été appliquées en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS.

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A)‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	FRR	0,507	0,137	0,552	/
	ERR	0,628	0,979	0,317	/
	NEMG _{flx}	0,136	0,000	0,045	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,284	0,024	0,175	1 > 2
	NEMG _{ext}	0,395	0,000	0,004	2 < 1,3,4
TSK (peur du mouvement)	FRR	0,268	0,112	0,906	/
	ERR	0,123	0,979	0,055	/
	NEMG _{flx}	0,602	0,000	0,003	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,196	0,018	0,001	1 > 2
	NEMG _{ext}	0,736	0,000	0,003	2 < 1,3,4
PCS (dramatisation de la douleur)	FRR	0,513	0,117	0,997	/
	ERR	0,189	0,981	0,432	/
	NEMG _{flx}	0,262	0,000	0,011	2 < 1,3,4
	NEMG _{fin}	0,513	0,013	0,034	2 < 1,4
	NEMG _{ext}	0,145	0,000	0,000	2 < 1,3,4

† G : Sous-groupe; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention sur la douleur, (3) Mémorisation deux chiffres, (4) Mémorisation quatre chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau C-5. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables EMG (moyenne des côtés gauche et droit) obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : signaux correspondant aux **muscles abdominaux droits de l'abdomen (DA)**. Les ANOVAs GROUPE×ATTENTION ont été appliquées en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS.

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A) ‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	NEMG _{flx}	0,429	0,040	0,202	/
	NEMG _{fin}	0,563	0,315	0,365	/
	NEMG _{ext}	0,578	0,302	0,000	/
TSK (peur du mouvement)	NEMG _{flx}	0,122	0,062	0,059	/
	NEMG _{fin}	0,722	0,360	0,448	/
	NEMG _{ext}	0,185	0,312	0,182	/
PCS (dramatisation de la douleur)	NEMG _{flx}	0,915	0,056	0,780	/
	NEMG _{fin}	0,427	0,362	0,036	/
	NEMG _{ext}	0,622	0,268	0,107	/

† G : Sous-groupe; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention sur la douleur, (3) Mémorisation deux chiffres, (4) Mémorisation quatre chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau C-6. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables EMG (moyenne des côtés gauche et droit) obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : signaux correspondant aux **muscles abdominaux obliques externes (OE)**. Les ANOVAs GROUPE×ATTENTION ont été appliquées en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS.

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A) ‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	NEMG _{flx}	0,617	0,065	0,072	/
	NEMG _{fin}	0,839	0,502	0,659	/
	NEMG _{ext}	0,672	0,532	0,080	/
TSK (peur du mouvement)	NEMG _{flx}	0,757	0,065	0,411	/
	NEMG _{fin}	0,672	0,482	0,107	/
	NEMG _{ext}	0,881	0,530	0,570	/
PCS (dramatisation de la douleur)	NEMG _{flx}	0,533	0,051	0,189	/
	NEMG _{fin}	0,227	0,456	0,320	/
	NEMG _{ext}	0,429	0,534	0,418	/

† G : Sous-groupe; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention sur la douleur, (3) Mémorisation deux chiffres, (4) Mémorisation quatre chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau C-7. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables EMG (moyenne des côtés gauche et droit) obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : signaux correspondant aux **muscles abdominaux transverses de l'abdomen/obliques internes (TrA/OI)**. Les ANOVAs GROUPE×ATTENTION ont été appliquées en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS.

Groupes selon ?	Site d'électrode	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A) ‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	NEMG _{flx}	0,172	0,576	0,031	/
	NEMG _{fin}	0,102	0,441	0,826	/
	NEMG _{ext}	0,183	0,057	0,027	/
TSK (peur du mouvement)	NEMG _{flx}	0,333	0,600	0,004	/
	NEMG _{fin}	0,530	0,447	0,687	/
	NEMG _{ext}	0,355	0,085	0,895	/
PCS (dramatisation de la douleur)	NEMG _{flx}	0,903	0,602	0,909	/
	NEMG _{fin}	0,945	0,462	0,305	/
	NEMG _{ext}	0,923	0,080	0,829	/

† G : Sous-groupe; A : ATTENTION; GA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention sur la douleur, (3) Mémorisation deux chiffres, (4) Mémorisation quatre chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.

Tableau C-8. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux variables cinématiques obtenues lors de la tâche de flexion-extension maximale du tronc : analyses lors de la phase de flexion. Résultats statistiques (valeurs P) correspondant aux ANOVAS GROUPE×ATTENTION en fonction des sous-groupes formés selon VAS, TSK et PCS

Groupes selon ?	Variable*	Valeurs P †			Tests post hoc (facteur A) ‡
		G	A	GA	
VAS (intensité de la douleur)	$PhRel_{LOBA} - M$	0,557	0,428	0,428	1 > 4
	$PhRel_{LOBA} - X$	0,695	0,035	0,393	
	$PhRel_{LOBA} - ET$	0,374	0,798	0,637	
	$PhRel_{THLO} - M$	0,388	0,284	0,232	
	$PhRel_{THLO} - X$	0,601	0,691	0,252	
	$PhRel_{THLO} - ET$	0,384	0,535	0,031	
TSK (peur du mouvement)	$PhRel_{LOBA} - M$	0,580	0,462	0,492	1 > 4
	$PhRel_{LOBA} - X$	0,291	0,029	0,720	
	$PhRel_{LOBA} - ET$	0,839	0,786	0,465	
	$PhRel_{THLO} - M$	0,760	0,241	0,067	
	$PhRel_{THLO} - X$	0,912	0,735	0,465	
	$PhRel_{THLO} - ET$	0,495	0,501	0,052	
PCS (dramatisation de la douleur)	$PhRel_{LOBA} - M$	0,873	0,482	0,920	1 > 4
	$PhRel_{LOBA} - X$	0,894	0,026	0,595	
	$PhRel_{LOBA} - ET$	0,274	0,800	0,681	
	$PhRel_{THLO} - M$	0,641	0,253	0,328	
	$PhRel_{THLO} - X$	0,493	0,753	0,661	
	$PhRel_{THLO} - ET$	0,583	0,538	0,181	

* : Les variables EMG sont détaillées dans la méthodologie. M : maximum; X : moyenne; ET : écart-type

† G : SOUS-GROUPE; A : ATTENTION; GSA : GROUPE×ATTENTION

‡ Conditions expérimentales: (1) Contrôle, (2) Attention/douleur, (3) distraction/2 chiffres, (4) distraction/4 chiffres.

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) sont identifiés en caractères gras.