

# **Effets psychologiques et biomécaniques immédiats de deux catégories de ceintures lombaires chez des travailleurs en santé et des travailleurs avec maux de dos**

Christian Larivière  
Michael Sullivan  
Richard Preuss  
Alessia Negrini

RAPPORTS  
SCIENTIFIQUES

R-997

## NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

**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.**

### **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;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

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

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 des normes, de l'équité, 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](http://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 CNESST ([preventionautravail.com](http://preventionautravail.com))
- au bulletin électronique [InfoIRSST](http://InfoIRSST)

### **Dépôt légal**

Bibliothèque et Archives nationales du Québec  
2018  
ISBN : 978-2-89631-976-3  
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications  
et de la valorisation de la recherche  
505, boul. De Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : 514 288-1551  
[publications@irsst.qc.ca](mailto:publications@irsst.qc.ca)  
[www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche Robert-Sauvé  
en santé et en sécurité du travail,  
janvier 2018

# Effets psychologiques et biomécaniques immédiats de deux catégories de ceintures lombaires chez des travailleurs en santé et des travailleurs avec maux de dos

Christian Larivière<sup>1</sup>, Michael Sullivan<sup>2</sup>, Richard Preuss<sup>2</sup>, Alessia Negrini<sup>1</sup>

<sup>1</sup>IRSST

<sup>2</sup>Université McGill

RAPPORTS  
SCIENTIFIQUES

R-997



## 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.

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



#### ÉVALUATION PAR DES PAIRS

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.

## REMERCIEMENTS

Nous désirons remercier le Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR – Site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal [IRGLM]) pour son soutien en matière d'infrastructure de recherche.

Des remerciements tout particuliers sont nécessaires pour reconnaître le travail rigoureux réalisé par l'équipe d'assistants de recherche, soit Nicolas Roy, Cynthia Appleby et Marilee Nugent pour la cueillette des données au laboratoire d'évaluation des fonctions neuromusculaires du tronc de l'IRGLM. Leur rigueur a permis non seulement une perte minimale, voire négligeable de mesures, mais aussi d'assurer une très bonne qualité de celles-ci. D'ailleurs, nous apprécions la décision des cliniques PhysioExtra qui ont accepté que Nicolas Roy partage son temps entre la clinique et notre milieu de recherche.

Nous voulons aussi exprimer notre gratitude à Hakim Mecheri de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) pour l'analyse des très nombreux signaux recueillis lors des séances en laboratoire, cela à plusieurs reprises pour satisfaire les nombreuses demandes des chercheurs et étudiants diplômés concernés.

Nous voudrions souligner le soutien technique qui a été offert par Daniel Marineau et Michel Goyette, ainsi que le suivi administratif du projet qui a été assuré par Aline Loiseau et Lucille Benoît.

Finalement, nous tenons à reconnaître la contribution de Dominic Verronneau, de la clinique OrthoAction de Greenfield Park, pour nous avoir assistés dans le choix des ceintures lombaires, parmi une myriade de produits existants.



## SOMMAIRE

Bien que les ceintures lombaires (CL) soient inefficaces pour prévenir un premier épisode de lombalgie, l'avancement des connaissances soutient leur utilisation chez les travailleurs souffrant déjà de ce mal. Dans la perspective où un retour au travail tardif risque de nuire à la condition de santé des travailleurs, l'option du port de la CL peut potentiellement être avantageuse, car elle pourrait permettre, lors du retour progressif au travail, d'apporter un soutien psychologique afin de rassurer le patient. Cela pourrait donc représenter un outil additionnel, parmi les moyens entrepris pour intervenir sur les facteurs psychosociaux reliés à l'individu et son environnement de travail, pour faciliter ce retour au travail et également pour aider le travailleur à se maintenir au travail. Cependant, il importe aussi que la CL apporte un support biomécanique en matière de stabilité mécanique de la colonne vertébrale lombaire afin de rehausser la sécurité du travailleur. Deux catégories de ceintures souples permettent un niveau suffisant de confort pour être utilisées en milieu de travail, soit les ceintures (1) extensibles (élastiques) ou CL-E; (2) non extensibles ou CL-NE. La présente étude a pour but de comparer ces deux catégories de CL en ce qui a trait aux soutiens psychologique et biomécanique qu'elles prodiguent, cela autant chez des sujets en santé que chez des sujets avec maux de dos (lombalgies). À titre exploratoire, il devenait aussi pertinent de vérifier si différents sous-groupes de sujets lombalgiques, déterminés en fonction d'hypothèses biomécanique (instabilité lombaire) ou psychologique (peurs du mouvement ou de la douleur), présenteraient des effets biomécaniques différents. Dans la perspective de l'évaluation de l'effet du port d'une CL dans un éventuel essai clinique, il était nécessaire d'évaluer, aussi à titre exploratoire, certaines variables associées à l'adoption à ce type d'intervention.

Deux groupes de sujets, répartis également selon le sexe, ont été comparés, soient 20 sujets sains et 40 sujets lombalgiques; ces derniers démontrant de grandes variations au regard des signes d'instabilité lombaire (dimension biomécanique) et de peur du mouvement (dimension psychologique). Deux séances en laboratoire ont permis d'évaluer différents paramètres psychologiques et biomécaniques lors de trois conditions expérimentales (sans CL, CL-E, CL-NE). Séance 1: (1) douleur (sujets lombalgiques); (2) proprioception lombaire à l'aide d'une chaise motorisée permettant des mouvements ( $10^{\circ}$ ) en rotation axiale (torsion) de la région lombaire; (3) contrôle postural du tronc sur une chaise instable; (4) rigidité de la colonne lombaire à l'aide d'un appareil permettant de générer de légères secousses (avant et arrière) du tronc. Séance 2: (avec mesures d'activation musculaire et de mouvements): (5) ajustements posturaux anticipatoires (préactivation des muscles du tronc précédant une perturbation anticipée) à une flexion rapide du bras droit; (6) coordination musculaire et étendue de mouvement lombaires lors de trois tâches standardisées. Ces trois tâches étaient des levées/dépôts de caisses, des flexions maximales du tronc vers l'avant et retour en position verticale et de légères ( $\pm 20^{\circ}$ ) flexions et extensions du tronc près de la position neutre (verticale). Lors des deux séances, des questions portant sur les peurs liées à la douleur ont été posées aux sujets lombalgiques après exécution de certaines de ces tâches, soit celles qui étaient les plus menaçantes pour la colonne lombaire. De façon exploratoire, les sujets lombalgiques ont aussi été interrogés, à la fin de la séance 2, sur des éléments présumés associés à l'adoption du port d'une CL, soit leurs attitudes favorables au port d'une CL, leur sentiment d'efficacité fonctionnelle et la stigmatisation anticipée de la part de leur entourage. Les résultats recueillis en laboratoire ont été analysés de manière à non seulement comparer les trois conditions expérimentales (sans CL, CL-E, CL-NE), mais aussi pour comparer les

groupes (sujets sains et lombalgiques), et plus encore pour comparer des sous-groupes de sujets lombalgiques constitués en fonction de mesures qui sont présumées associées à l'instabilité lombaire ou à la peur du mouvement/douleur, cela en fonction des hypothèses biomécaniques et psychologiques qui soutiennent le port d'une CL.

Plusieurs effets immédiats des CL ont été étudiés, mais ils étaient équivalents entre les deux CL souples (CL-E et CL-NE). En effet, ni les mesures associées à la douleur, ni les mesures biomécaniques, ni les mesures potentiellement associées à l'adoption d'une ceinture, ni même la préférence pour l'une ou l'autre des CL n'a permis de déterminer quelle CL pouvait générer des effets positifs. Les deux CL semblent donc offrir les mêmes avantages, du moins en ce qui a trait aux effets immédiats. Sur le plan mécanique, ces résultats suggèrent aussi que la CL-NE ne produirait pas plus de pression intra-abdominale que la CL-E, par son manque d'extensibilité lors de perturbations ou changements de posture du tronc.

Les deux CL ont engendré une diminution de la douleur en position debout et une diminution de la peur et de la dramatisation de la douleur lors de différentes tâches jugées menaçantes pour la région lombaire, notamment celles qui imposent un chargement plus important sur les structures. En ce qui a trait aux variables biomécaniques, plusieurs effets semblables ont été observés et démontrés entre les sujets sains et les sujets lombalgiques. Tout d'abord, les effets sur les variables liées aux mécanismes du contrôle moteur étaient mixtes, c'est-à-dire sans effet sur la proprioception lombaire et avec des effets de faible amplitude qui étaient tantôt favorables, tantôt défavorables, en ce qui a trait aux ajustements posturaux anticipatoires et à l'équilibre postural. Ensuite, les variables biomécaniques associées aux effets mécaniques ont produit des conséquences plus claires et positives au regard de la hausse de la rigidité lombaire, de la diminution de la flexion lombaire maximale et de la réduction de l'activation des muscles du tronc. Finalement, les effets sur le plan fonctionnel, c'est-à-dire lors d'une tâche de levées/dépôts de caisses, ont aussi été positifs en étant associés à une réduction de la flexion lombaire sans, en contrepartie, affecter négativement le mouvement des segments adjacents tel que la flexion thoracique, du bassin ou des genoux.

Dans l'ensemble, l'exploration de la présence possible de sous-groupes cliniques, formés sur la base d'hypothèses biomécanique (stabilité lombaire) et psychologique (peur de la douleur/mouvement), n'a pas été concluante, mais demeure une idée à considérer dans un éventuel essai clinique permettant d'étudier les effets à long terme. Par contre, l'étude exploratoire des variables qui sont présumées associées à l'adoption du port d'une CL, soient les attitudes favorables au port d'une CL, le sentiment d'efficacité fonctionnelle et la stigmatisation anticipée mesurés chez les sujets lombalgiques a produit des résultats encourageants, peu importe l'âge et le sexe des participants. Ces résultats laissent même croire en une association entre les attitudes favorables au port d'une CL et la diminution des peurs et de la dramatisation de la douleur lors des tâches jugées menaçantes pour le dos.

En somme, les variables psychologiques associées à la douleur et celles qui sont présumées associées à l'adoption du port d'une CL soutiennent l'hypothèse que ce port aurait pour effet de rassurer les patients souffrant d'une lombalgie, ce qui en retour pourrait favoriser le maintien au travail en périodes de récurrences ou accélérer le retour au travail des travailleurs en période d'absence. Les variables biomécaniques, de leur côté, indiquent que les effets mécaniques ont le potentiel de rendre cette pratique sécuritaire. Un essai clinique randomisé visant la prévention secondaire (prévention de l'arrêt de travail) et tertiaire (prévention de l'arrêt prolongé) serait nécessaire pour vérifier ces hypothèses auprès d'une population de travailleurs dans la phase subaiguë de leur lombalgie ou souffrant d'une lombalgie récurrente.



## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS .....	I
SOMMAIRE .....	III
TABLE DES MATIÈRES .....	V
LISTE DES TABLEAUX .....	IX
LISTE DES FIGURES.....	XI
LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES * .....	XIII
1. INTRODUCTION .....	1
1.1 Problématique générale des lombalgies en réadaptation.....	1
1.2 Objet de l'étude.....	3
1.3 Prescription des ceintures lombaires .....	3
1.4 Adoption du port d'une ceinture lombaire.....	5
1.5 Effets cliniques des ceintures lombaires .....	5
1.6 Modèles théoriques explicatifs potentiels .....	5
1.6.1 Les modèles psychologiques.....	5
1.6.2 Les modèles biomécaniques .....	8
1.7 Revue des études portant sur les effets des ceintures lombaires.....	10
1.7.1 Effets psychologiques et psychophysiques.....	10
1.7.2 Effets sur le système cardiorespiratoire .....	10
1.7.3 Effets neuromécaniques.....	10
1.7.3.1 Effets immédiats du port de CL.....	11
1.7.3.1.1 Pression intra-abdominale.....	11
1.7.3.1.2 Mouvement et chargement lombaires .....	11
1.7.3.1.3 Proprioception lombaire .....	12
1.7.3.1.4 Activation musculaire .....	12
1.7.3.1.5 Rigidité et stabilité lombaires.....	13

---

1.7.3.2	Effets à long terme du port prolongé d'une CL .....	14
1.7.3.3	Résumé des effets du port d'une CL .....	14
2.	OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE .....	17
2.1	Objectif général.....	17
2.2	Objectifs spécifiques primaires et hypothèses associées.....	17
2.3	Objectifs spécifiques secondaires (de nature exploratoire) et résultats anticipés ....	17
3.	MÉTHODOLOGIE.....	21
3.1	Sujets .....	21
3.2	Conception de l'étude et conditions expérimentales.....	21
3.3	Ceintures lombaires .....	21
3.4	Procédures expérimentales .....	23
3.5	Techniques de mesure, tâches et traitement des données.....	24
3.5.1	Questionnaires génériques autoadministrés.....	24
3.5.2	Mesures anthropométriques .....	26
3.5.3	Tests cliniques.....	26
3.5.4	Tests en laboratoire.....	26
3.5.4.1	Techniques de mesure .....	26
3.5.4.1.1	Cinématique.....	26
3.5.4.1.2	Électromyographie de surface (pour les Tâches 5, 6 et 7).....	27
3.5.4.2	Tâches.....	28
3.5.4.2.1	Proprioception lombaire (Tâche 1) .....	28
3.5.4.2.2	Équilibre postural du tronc (Tâche 2).....	29
3.5.4.2.3	Rigidité lombaire (Tâche 3) .....	32
3.5.4.2.4	Hygiène posturale lors de levées/dépôts de caisses (Tâche 4) .....	33
3.5.4.2.5	Ajustements posturaux anticipatoires (Tâche 5) .....	34
3.5.4.2.6	Coordination du tronc lors de la flexion maximale (Tâche 6) .....	34
3.5.4.2.7	Activation musculaire lors de flexion-extension sous-maximale (Tâche 7).....	35

3.5.4.3	Questions spécifiques associées aux tâches et aux ceintures lombaires .....	36
3.6	Analyses statistiques .....	38
4.	RÉSULTATS ET DISCUSSIONS .....	39
4.1	Description des participants et formation de sous-groupes .....	39
4.2	Effets du port d'une ceinture lombaire sur la douleur, la peur et la dramatisation de la douleur .....	41
4.3	Effets du port d'une ceinture lombaire sur les variables neuromécaniques .....	44
4.3.1	Proprioception lombaire.....	44
4.3.2	Équilibre postural.....	45
4.3.3	Rigidité lombaire.....	47
4.3.4	Hygiène posturale lors de levées et dépôt de caisses .....	48
4.3.5	Ajustements posturaux anticipatoires .....	51
4.3.5.1	Variables confondantes potentielles.....	51
4.3.5.2	Variables dépendantes .....	51
4.3.6	Coordination du tronc lors de la flexion maximale.....	55
4.3.7	Activation musculaire lors de flexion/extension sous-maximales .....	57
4.3.7.1	Variables confondantes potentielles.....	57
4.3.7.2	Variables dépendantes .....	57
4.4	Attitude, sentiment d'efficacité fonctionnelle et stigmatisation anticipée associés au port d'une ceinture lombaire.....	58
4.4.1	Cohérence interne des échelles .....	58
4.4.2	Analyses descriptives et étude de l'effet de l'âge et du sexe .....	59
4.4.3	Analyses corrélationnelles.....	60
5.	DISCUSSION GÉNÉRALE .....	63
5.1	Effets sur la douleur et les variables psychologiques associées .....	63
5.2	Effets neuromécaniques .....	63
5.2.1	Effets sur les mécanismes de contrôle moteur.....	64
5.2.2	Effets mécaniques.....	65

5.2.3	Effets sur le plan fonctionnel.....	66
5.2.4	Étude exploratoire portant sur les sous-groupes cliniques .....	66
5.3	Variables potentiellement associées à l'adoption du port d'une ceinture lombaire ..	66
5.4	Convaincre les patients, mais d'abord les professionnels de la santé .....	67
5.5	Forces et limites.....	69
6.	CONCLUSION.....	71
	BIBLIOGRAPHIE .....	73
	ANNEXE A - SIGNES CLINIQUES D'INSTABILITÉ LOMBAIRE ISSUS DE L'HISTOIRE MÉDICALE (VERSION FRANCOPHONE).....	85
	ANNEXE B - QUESTIONNAIRES SUR LES DIMENSIONS PSYCHOLOGIQUES ASSOCIÉES À LA DRAMATISATION ET AUX PEURS LIÉES À LA DOULEUR (VERSIONS FRANCOPHONES).....	87
	ANNEXE C - QUESTIONNAIRES SUR LES DIMENSIONS PSYCHOLOGIQUES POTENTIELLEMENT ASSOCIÉES À L'ADOPTION DU PORT D'UNE CEINTURE LOMBAIRE (VERSIONS FRANCOPHONES).....	89
	ANNEXE D - RÉSULTATS DES TESTS NEUROMÉCANIQUES.....	93

## LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau 1 - Hypothèses de recherche associées aux mesures neuromécaniques.....</b>	<b>19</b>
<b>Tableau 2 - Variables retenues pour quantifier le stabilogramme mesuré lors du test d'équilibre postural du tronc.....</b>	<b>31</b>
<b>Tableau 3 - Description des caractéristiques démographiques et anthropométriques des sujets sains et lombalgiques .....</b>	<b>40</b>
<b>Tableau 4 - Résultats statistiques (valeurs <i>P</i>) portant sur l'effet de la tâche et de la condition expérimentale sur la peur et la dramatisation de la douleur....</b>	<b>42</b>
<b>Tableau 5 - Proportion (%) des sujets lombalgiques (n = 40) ayant ressenti une diminution, aucun changement ou une augmentation des peurs et de la dramatisation perçues entre la condition de CL extensible et la condition sans CL.....</b>	<b>42</b>
<b>Tableau 6 - Cohérence interne des différentes variables et échelles de mesure .....</b>	<b>59</b>
<b>Tableau 7 - Corrélations entre les attitudes à l'égard du port d'une CL et le sentiment d'efficacité fonctionnelle et <math>\Delta</math>Peur et <math>\Delta</math>Dramatisation mesurées durant les tâches jugées menaçantes.....</b>	<b>61</b>



## LISTE DES FIGURES

Figure 1 - Le modèle peur-évitement [traduction libre de Vlaeyen et Linton, 2000].....	6
Figure 2 - Adaptation du modèle peur-évitement en introduisant l'influence du sentiment d'efficacité fonctionnelle (traduction libre de Woby <i>et al.</i> , 2007). .....	7
Figure 3 - Le modèle de stabilisation lombaire (traduction libre de Panjabi (2006) consiste en trois sous-systèmes: la colonne vertébrale (tissus passifs), les muscles du tronc et l'unité de contrôle neuromusculaire (système nerveux).....	8
Figure 4 - Illustration des ceintures lombaires (CL) investiguées.....	22
Figure 5 - Senseur de pression utilisé pour standardiser la tension des ceintures lombaires.....	23
Figure 6 - Tâches (dispositifs) utilisées pour mesurer les paramètres psychologiques et neuromécaniques (activation musculaire, mouvements, etc.) associées aux trois conditions expérimentales. ....	25
Figure 7 - Stratégie pour assurer le suivi des mouvements du bassin et du thorax sans qu'il y ait interférence des ceintures lombaires sur les mesures cinématiques.....	27
Figure 8 - Montage expérimental pour le test de contrôle postural sur chaise instable et exemple de stabilogramme.....	30
Figure 9 - Illustration des angles calculés lors de la tâche de levées/dépôts de caisses.....	33
Figure 10 - Illustration des variables EMG obtenues pour quantifier le phénomène de flexion-relaxation (exemple d'un signal EMG à L3). RFR : « ratio flexion-relaxation ». ....	35
Figure 11 - Illustration du test manuel d'instabilité lombaire (Instabilité-Man).....	39
Figure 12 - Peurs de la douleur ressentie par les sujets lombalgiques lors de quatre tâches, sans ceinture lombaire (C - contrôle) et avec une ceinture lombaire extensible (E) ou non extensible (NE).....	43
Figure 13 - Dramatisation de la douleur ressentie par les sujets lombalgiques lors de quatre tâches, sans ceinture lombaire (C - contrôle) et avec une ceinture lombaire extensible (E) ou non extensible (NE).....	43
Figure 14 - Effets CONDITION et GROUPE détectés avec les variables d'équilibre postural. ....	45

<b>Figure 15 - Illustration de l'interaction GROUPE x HAUTEUR de l'étendue de mouvement thoracique (<math>EDM_{TH}</math>) observée dans les analyses de sous-groupes. ....</b>	<b>50</b>
<b>Figure 16 - Illustration de l'interaction CONDITION x INTERVALLE non significative observée pour toutes les variables d'étendue de mouvement (<math>EDM_{CU}</math>; <math>EDM_{BA}</math>; <math>EDM_{LO}</math>; <math>EDM_{TH}</math>), lors de la levée de la caisse au niveau du sol. ....</b>	<b>52</b>
<b>Figure 17 - Interactions GROUPE x CONDITION (Latence lombaire) observées dans les analyses de sous-groupes. ....</b>	<b>54</b>
<b>Figure 18 - Étendue de mouvement lombaire (<math>EDM_{LO}</math>) en fonction de la condition expérimentale (C : contrôle, CL-E et CL-NE : ceinture lombaire extensible et non extensible) et des groupes de sujets (GC : groupe contrôle), les sujets lombalgiques ayant ici été divisés selon les scores de la variable Instabilité-15Q. ....</b>	<b>56</b>
<b>Figure 19 - Illustration de l'interaction CONDITION x INTERVALLE observée pour toutes les variables d'étendue de mouvement (<math>EDM_{BA}</math>; <math>EDM_{LO}</math>; <math>EDM_{TH}</math>).....</b>	<b>57</b>



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES \*

Abréviation	Description
APA	Ajustements posturaux anticipatoires
C7	Vertèbre cervicale 7
CL, CL-E, CL-NE	Ceinture lombaire (CL) extensible (-E) et non extensible (-NE)
CLIP	Clinique des lombalgies interdisciplinaire en première ligne
CNESST	Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail
DA	Droit de l'abdomen
ECR	Essai clinique randomisé
EDM	Étendue de mouvement
EMG	Électromyographie
FABQ-AP et -T	Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire about Physical Activity or Work (Questionnaire sur les peurs et croyances relativement à l'activité physique et au travail)
FDAQ	Fear of Daily Activities Questionnaire (Questionnaire sur les peurs relatives aux activités quotidiennes)
<i>g</i>	Hedge <i>g</i> – équivalent au <i>d</i> de Cohen (indice de taille de l'effet)
IMC	Indice de masse corporelle
INSPQ	Institut national de santé publique du Québec
Instabilité-15Q	Instabilité évaluée avec questionnaire des 15 signes cliniques (annexe A)
Instabilité-Man	Instabilité évaluée avec le test manuel « Prone Instability Test »
IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
L3, L5	Vertèbres lombaires 3 et 5
OE	Muscle oblique externe
OI	Muscle oblique interne
PCS	Pain Catastrophizing Scale (Échelle de dramatisation de la douleur)
PFR	Phénomène de flexion-relaxation
PHODA	Photograph Series of Daily Activities
PIA	Pression intra-abdominale
RaT	Retour au travail
RMDQ	Roland-Morris Disability Questionnaire
RPC	Règle de prédiction clinique
SEF	Sentiment d'efficacité fonctionnelle
SG1 et SG2	Sous-groupes 1 et 2
SSA	Stigmatisation sociale anticipée
T1, T2, T9, T10, T12	Vertèbres thoraciques 1, 2, 9, 10 et 12
TrA	Transverse de l'abdomen
TSK	Tampa Scale of Kinesiophobia (Échelle Tampa sur la kinésiophobie)

\* Les abréviations correspondant aux variables neuromécaniques sont trop nombreuses pour figurer dans ce tableau. Le lecteur est donc référé à la section méthodologie pour en connaître le sens.



## 1. INTRODUCTION

### 1.1 Problématique générale des lombalgies en réadaptation

La lombalgie est commune, de telle sorte que sur l'ensemble des 291 conditions étudiées dans le fardeau des maladies à l'échelle internationale, (Global Burden of Disease), elle se classe au premier rang sur le plan de l'incapacité et au sixième rang sur le plan de l'impact économique (Hoy *et al.*, 2014). Au Québec, les affections vertébrales survenues entre 2012 et 2014 représentent tout près de 31 % de l'ensemble des lésions professionnelles avec perte de temps indemnisée par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST); la région lombaire étant touchée dans plus de 60 % de ces cas<sup>1</sup>. Les individus souffrant de lombalgie non spécifique, diagnostic basé sur l'exclusion de pathologie spécifique, représentent environ 90 % des personnes souffrant de lombalgie (Koes, van Tulder et Thomas, 2006). Il est impératif de développer des interventions pour favoriser le retour au travail (RaT) et réduire les coûts humains et financiers qui y sont associés.

Les lombalgies non spécifiques peuvent être décrites à l'aide d'une classification en trois phases (aiguë, subaiguë, chronique) définies par la persistance des symptômes en relation avec l'absence de travail (Frank *et al.*, 1996; Spitzer, Leblanc et Dupuis, 1987). Heureusement, la grande majorité des cas (70 %) se règle spontanément durant la phase aiguë, soit dans les 3-4 semaines suivant les premiers symptômes (Frank *et al.*, 1996), bien que les récurrences soient fréquentes (Hestbaek, Leboeuf-Yde et Manniche, 2003). Néanmoins, une minorité de cas, soit environ 10 % d'entre eux, deviendra chronique se définissant par plus de 12 semaines d'absence de travail. Cette minorité aura un taux de RaT presque nul dans l'année qui suit et engendrera la plus grande proportion des coûts (Hashemi, Webster, Edward et Enerst, 1997). Le temps est donc un élément fondamental dans le développement de la douleur persistante et de l'incapacité au travail. L'interaction entre les différents facteurs de risque semble changer au cours de la transition entre les phases aiguës et la phase chronique alors que les facteurs de risque psychosociaux prennent de plus en plus d'importance (Ferguson et Marras, 1997; Nachemson et Jonsson, 2000). Conséquemment, plus le temps passe, plus les probabilités d'un RaT rapide et durable s'amenuisent.

Le RaT, qu'il soit partiel, progressif ou complet, doit faire partie du processus de réadaptation au travail, et cela même si des symptômes sont toujours présents (CLIP, 2006). D'ailleurs, une récente revue de la littérature démontre que le RaT est bon pour la santé alors qu'une période prolongée sans emploi a l'effet opposé (Rueda *et al.*, 2012). Il s'agit du concept de « retour thérapeutique au travail » où les tâches sont réintroduites graduellement au cours du processus de réadaptation au travail. Cette exposition graduelle au travail permettrait d'éviter l'érosion des dimensions psychologiques (estime de soi) et sociales (pertes identitaires) du travailleur et de maintenir ou de retrouver les capacités physiques spécifiques nécessaires à la réappropriation rapide de son rôle au travail (Durand, Loisel et Durand, 1998). Or, certains travailleurs, intervenants de la santé (Linton, Vlaeyen et Ostelo, 2002) ou employeurs craignent un RaT trop hâtif à cause des peurs associées à la douleur ou aux mouvements. Pourtant, les travailleurs à qui il est recommandé de demeurer actifs tant que la douleur le permet ont un risque de récurrence moins élevé que les travailleurs qui se voient prescrire du repos jusqu'à la disparition des symptômes (Matsudaira, Hara, Arisaka et Isomura, 2011). Le port d'une ceinture lombaire (CL)

---

<sup>1</sup> Valeurs estimées par le Groupe de Connaissance et Surveillance Statistiques (GCSS) à partir de données provenant de la CNESST (2012-2014); IRSST, 2017.

pourrait aider à dénouer cette impasse en jouant un rôle de support, cela autant sur le plan psychologique (rassurance) que sur le plan biomécanique (sécurité), afin de convaincre tous ces acteurs (travailleurs et intervenants) d'entamer le processus de RaT avec les mouvements qui en résultent et par la suite pour aider les travailleurs à leur maintien au travail (MaT) durant les périodes de récurrences des symptômes. Une intervention de ce type pourrait alors être envisagée pour les travailleurs qui ne sont plus dans la phase aiguë, c'est-à-dire ceux pour lesquels la récupération spontanée est moins probable. Par contre, il apparaît plus prudent de ne pas utiliser une CL en phase chronique. D'ailleurs, le même guide de pratique (CLIP, 2006) note une absence d'évidence d'effets positifs d'une CL en phase chronique et la recommande plutôt en phases aiguë et subaiguë. Cette recommandation ne précise pas ce qui devrait être fait dans le cas de lombalgies récurrentes, mais il apparaît raisonnable de croire qu'on pourrait considérer cette situation comme une suite de lombalgies en phase aiguë. Le port d'une CL pourrait donc représenter un outil additionnel, parmi les moyens entrepris pour intervenir sur les facteurs psychosociaux reliés à l'individu et son environnement de travail, pour faciliter le RaT ainsi que le MaT.

Bien qu'une revue systématique rapporte un niveau d'évidence moyen à l'effet que la CL n'est pas efficace en prévention primaire, c.-à-d. pour prévenir un premier épisode de lombalgie, les résultats sont plus controversés en ce qui a trait à la prévention secondaire (van Duijvenbode, I. C., Jellema, van Poppel et van Tulder, 2008) c.-à-d. pour réduire les douleurs et risques d'incapacité des travailleurs souffrant déjà d'une lombalgie. Or, aucune étude n'a évalué si des effets plus clairs et plus importants pouvaient être obtenus chez certains sous-groupes de patients, notamment ceux qui présentent des signes d'instabilité lombaire (aspects biomécaniques) ou chez les patients qui manifestent le plus de peurs de la douleur, du mouvement ou des activités de travail (aspects psychologiques). Néanmoins, certaines hypothèses influencent négativement les perceptions à l'égard des CL. En effet, la croyance populaire veut que les CL induisent un faux sentiment de sécurité et placent les travailleurs à risque, ce qui n'est pas supporté par les études sur le sujet (Ciriello, 2008; van Poppel, De Looze, Koes, Smid et Bouter, 2000). On suppose également qu'elles génèrent de la faiblesse musculaire, bien que les évidences soient inconsistantes à cet effet selon une récente revue systématique (Azadinia *et al.*, 2017).

Dans la perspective où un RaT trop tardif risque de nuire à la condition de santé des travailleurs, l'option du port de la CL peut potentiellement être avantageuse, car elle pourrait permettre, lors du RaT progressif, d'apporter un soutien psychologique afin de rassurer le patient. D'ailleurs, les patients souffrant de lombalgie rapportent que porter une CL leur permet de continuer leurs activités avec moins d'inconforts (Alaranta et Hurri, 1988; Jellema, Bierma-Zeinstra, van Poppel, Bernsen et Koes, 2002; Million, Nilsen, Jayson et Baker, 1981). Cependant, il importe aussi que la CL apporte un support biomécanique en regard de la stabilité mécanique de la colonne vertébrale lombaire. Bien que quelques études portent sur les effets d'une CL sur certains paramètres biomécaniques, les aspects psychologiques n'ont pratiquement pas été considérés, car elles étaient généralement conduites dans une perspective biomédicale selon laquelle la perception de la douleur est la seule variable d'intérêt. Cette question mériterait d'être réétudiée dans une perspective plus large, en considérant les variables psychologiques qui influencent aussi le RaT.

Que ce soit pour aborder tout type de problème sur le plan psychologique, même ceux associés uniquement aux peurs liées à la douleur, les médecins et physiothérapeutes, soit les professionnels qui sont les mieux positionnés pour prescrire une CL, ne se sentent pas outillés pour intervenir dans ce sens (Darlow *et al.*, 2012). Cette situation n'est pas étonnante puisque

leur formation découle directement du paradigme biomédical de la santé et non de celui de l'incapacité au travail pour lequel les dimensions psychologiques et sociales prennent beaucoup d'importance. De plus, ces professionnels ne sont pas portés à modifier leur pratique à cause des enjeux de temps disponible pour intervenir et de formation requise (Crawford, Ryan et Shipton, 2007; Parsons *et al.*, 2007). Ces enjeux sont de taille dans le contexte actuel où l'accès rapide à des soins de santé n'est pas toujours assuré. Les évidences scientifiques démontrant l'importance de procéder à un changement de paradigme d'intervention sont croissantes autant pour les médecins que pour les physiothérapeutes (Main et George, 2011; Sullivan, M. J. et Adams, 2010). Cependant, ce changement ne s'opérera pas facilement ni rapidement, ce qui force à évaluer l'utilisation d'alternatives pour certaines situations spécifiques. La prescription de CL apparaît être une mesure défendable autant pour ses effets potentiels aux niveaux psychologique et biomécanique que pour le système de santé au Québec (aspects logistique et économique). En effet, à l'intérieur d'un essai clinique randomisé (ECR) en prévention secondaire auprès de victimes souffrant d'une lombalgie récurrente, mais qui ne s'absentent pas du travail, une analyse coûts/bénéfices a conclu en un effet net positif de l'utilisation d'une CL avec traitements médicaux habituels, comparativement au groupe de travailleurs avec traitements habituels seulement (Roelofs, Bierma-Zeinstra, *et al.*, 2010). Bien qu'une telle étude demande à être reproduite et que la démonstration reste à faire en prévention tertiaire, ces premiers résultats ne sont pas inintéressants.

## 1.2 Objet de l'étude

Les études réalisées jusqu'à maintenant n'ont jamais comporté de volet psychologique; le problème n'ayant pas été abordé dans une perspective plus large ayant comme objet l'incapacité et le RaT. La possibilité que cette intervention puisse être particulièrement efficace pour les travailleurs ayant des peurs relatives à la douleur, aux mouvements ou à des activités de travail n'a donc jamais été envisagée. Du côté strictement biomédical, aucune étude n'a considéré la possibilité que les patients présentant des signes d'instabilité lombaire puissent mieux répondre à ce type d'intervention. De plus, les évaluations neuromusculaires et biomécaniques (ou neuromécaniques) réalisées jusqu'ici n'ont porté que sur un ou deux indicateurs à la fois. La présente étude propose une évaluation neuromécanique complète qui intègre différents déterminants de la stabilité mécanique de la colonne vertébrale, dont certains n'ont jamais été étudiés à la lumière des derniers développements dans le domaine. Finalement, dans la perspective de l'évaluation des effets du port d'une CL dans un futur essai clinique, il est nécessaire d'explorer un ensemble de variables potentiellement associées à l'adoption de ce type d'équipement.

## 1.3 Prescription des ceintures lombaires

Les CL de type corset rigide ont traditionnellement été prescrites aux patients ayant subi une chirurgie de la colonne pour augmenter les chances d'une bonne fusion lombaire permise par l'ajout d'implants mécaniques (Krag, Fox et Haugh, 2003). Une enquête réalisée en France démontre que les CL sont aussi souvent prescrites en milieu clinique même chez les patients n'ayant pas subi de chirurgie de la colonne (Phaner, Fayolle-Minon, Lequang, Valayer-Chaleat et Calmels, 2009). Des ceintures souples sont généralement utilisées afin de ne pas interférer avec les tâches de la vie quotidienne et de travail.

Deux catégories de ceintures souples permettant un niveau suffisant de confort pour être utilisées en milieu de travail existent, soit les ceintures (1) extensibles (élastiques); (2) non extensibles. Les ceintures extensibles (CL-E) sont les plus utilisées, car les plus disponibles en

vente libre. Elles sont le plus souvent constituées d'une première ceinture élastique attachée devant avec un velcro et de deux bandes élastiques, ancrées derrière, mais aussi attachées devant avec un velcro, permettant d'ajouter une tension additionnelle selon les besoins de l'utilisateur. Les ceintures non extensibles (CL-NE) suivent le même principe à l'exception que le matériau n'est pas élastique, ce qui peut être favorable à l'augmentation de la pression intra-abdominale (PIA), qui, à son tour, est liée à la stabilité lombaire (Cholewicki, Juluru et McGill, 1999; Stokes, Gardner-Morse et Henry, 2011). Cette ceinture risque donc d'être moins confortable, mais de produire une plus grande rigidité et stabilité lombaires (Cholewicki, Lee, Reeves et Morrisette, 2010).

Sur la base des connaissances actuelles, les experts ne recommandent pas le port d'une CL chez les personnes présentant des risques d'accidents cardio-vasculaires, car les ceintures augmentent la pression artérielle et la fréquence cardiaque (McGill, S. M., 1999). Il n'est pas non plus recommandé d'utiliser une ceinture pendant plusieurs semaines ou jours consécutifs (McGill, S. M., 1999), ce qui limite leur utilisation aux phases aiguë et subaiguë ou aux lombalgies récurrentes. Cette recommandation découle d'une étude en prévention primaire réalisée auprès de travailleurs d'une compagnie aérienne; étude ayant démontré une incidence accrue de lombalgies chez les travailleurs qui avaient abandonné le port continu d'une CL (Reddell, Congleton, Dale et Montgomery, 1992). Or, bien que ces résultats inquiétants n'aient pu être reproduits par la suite (van Poppel, Koes, van der Ploeg, Smid et Bouter, 1998), ce qui demanderait une étude spécifiquement construite pour faire cette démonstration (avec randomisation des travailleurs qui arrêtent ou poursuivent l'intervention), une crainte semble persister face au port prolongé des CL (Groupe d'étude canadien sur les soins de santé préventifs, 2003). Une façon de faire, telle que proposée dans un récent et important ECR ayant étudié les effets positifs du port d'une CL (Roelofs *et al.*, 2007), est de recommander le port de la ceinture seulement lors de l'apparition de symptômes ou lorsque l'on anticipe des tâches exigeantes pour le dos. L'adoption de ce type d'utilisation des CL apparaît très élevée (78 %), ce qui joue aussi en faveur de cette recommandation (Roelofs, van Poppel, Bierma-Zeinstra et van Mechelen, 2010).

Des recommandations ont aussi été proposées dans la perspective des incapacités au travail (Gauthier, 2015). En effet, la prescription d'une CL devrait se faire sur une période limitée afin que les gains en matière de soutien psychologique et biomécanique nécessaire au RaT ne soient pas contrecarrés par les effets néfastes associés à des dépendances psychologique et neuromécanique (Meyer, 2000), bien que cette hypothèse n'ait pas été vérifiée jusqu'à présent. Dans ce sens, il apparaît utile d'informer les travailleurs de l'importance du soutien musculaire de la colonne vertébrale, cela même avec le port de la ceinture, et de tenter un retrait de la ceinture dès que possible (McGill, S. M., 1999; Meyer, 2000). Il est clair que ces recommandations sont très conservatrices (prudentes), car il manque d'évidences scientifiques pour soutenir fermement des recommandations plus précises. Cependant, elles apparaissent raisonnables dans une perspective où le travailleur doit comprendre que le port d'une CL est une mesure temporaire, telle une béquille, pour l'aider à faire plus rapidement la transition vers ses activités et ainsi l'aider à comprendre et à accepter que le mouvement et le travail ne sont pas nécessairement néfastes pour leur santé. Combiner cette intervention avec la diffusion d'information générale sur les maux de dos et le retour à l'activité, comme proposé dans le *Guide du dos* (ISBN: 978-2-923465-03-6), communément appelé le *Backbook* (Burton, Waddell, Tillotson et Summerton, 1999), semble donc représenter une solution viable pour un intervenant disposant de peu de temps d'intervention à consacrer à un travailleur ayant une lombalgie en phase aiguë et subaiguë. Bien entendu, dans le cas des travailleurs qui sont en phase

chronique et présentant des facteurs de risque psychosociaux, la CL représenterait une solution trop simpliste.

#### **1.4 Adoption du port d'une ceinture lombaire**

Les CL élastiques apparaissent acceptables pour le travail et sont même souhaitées par des personnes souffrant de lombalgies récurrentes (Jellema *et al.*, 2002; Roelofs *et al.*, 2007). Une étude de faisabilité menée auprès de travailleurs ayant des problèmes de lombalgie (Jellema *et al.*, 2002) a mesuré le degré d'adoption d'une telle pratique; celui-ci variait entre 61 et 81 % selon les différentes façons de la calculer, ce qui est supérieur à l'adoption de la ceinture chez des travailleurs n'ayant pas de lombalgie chez qui un abandon de la ceinture avait été observée dans 58 % des cas (Reddell *et al.*, 1992). Les travailleurs ayant une lombalgie ont donc une motivation additionnelle d'utiliser une CL. C'est que les bienfaits perçus du port d'une telle ceinture semblent contrebalancer les inconvénients (inconforts, opinions de l'entourage, etc.) chez les travailleurs souffrant de lombalgies récurrentes (Roelofs, van Poppel, *et al.*, 2010). Cela peut d'ailleurs possiblement expliquer, du moins en partie, les raisons pour lesquelles le port de CL ne donne pas de résultats probants en prévention primaire (van Duijvenbode, I. C. *et al.*, 2008). En effet, les travailleurs qui n'ont pas de symptômes de douleur sont probablement moins motivés à porter une CL, ce qui diminuerait leur degré d'adoption ainsi que l'effet potentiellement protecteur d'une CL contre une éventuelle blessure.

#### **1.5 Effets cliniques des ceintures lombaires**

En ce qui a trait aux lombalgies simples (non spécifiques, sans signes neurologiques et sans atteintes graves), le guide de pratique CLIP (CLIP, 2006) a statué, en se basant sur l'état des connaissances scientifiques de 2000, que le port de la CL est recommandable en phases aiguë et subaiguë mais qu'il y a absence d'évidence en phase chronique. Comme mentionné plus tôt, bien qu'il y ait un niveau d'évidence moyen que la CL n'est pas efficace en prévention primaire, c.-à-d. pour prévenir un premier épisode de lombalgie, les résultats sont plus controversés en ce qui a trait à la prévention secondaire (van Duijvenbode, I. C. *et al.*, 2008) soit pour réduire les douleurs et incapacités des travailleurs souffrant déjà d'une lombalgie. Toutefois, il ne semble toujours pas y avoir d'études en prévention tertiaire, c'est-à-dire s'intéressant exclusivement aux travailleurs absents du travail pour cause de lombalgie. La question d'une analyse plus détaillée des études en prévention secondaire est soulevée à la section Discussion générale, mettant en relief la piètre qualité de la plupart des études, les populations étudiées et la variation dans la durée des interventions.

#### **1.6 Modèles théoriques explicatifs potentiels**

Deux catégories de modèles théoriques ont le potentiel d'établir les mécanismes d'action des CL et ainsi d'en expliquer les effets : les modèles psychologiques et les modèles biomécaniques.

##### **1.6.1 Les modèles psychologiques**

Le modèle psychologique de peur-évitement (**figure 1** : *Fear-avoidance model*) est l'un des plus robustes pour expliquer l'incapacité (Smeets, Vlaeyen, Kester et Knottnerus, 2006; Vlaeyen et Linton, 2000; Woby, Roach, Urmston et Watson, 2007). D'autres modèles existent par exemple, le modèle évitement-endurance qui non seulement comprend un sous-groupe de patients qui évite l'activité physique, mais également un sous-groupe qui en ferait trop

(Hasenbring et Verbunt, 2010), mais le modèle peur-évitement est suffisant pour la présente étude. Brièvement, le modèle peur-évitement confronte deux comportements opposés face à la douleur: la confrontation et l'évitement. La confrontation mènerait graduellement à la réduction des peurs et le rétablissement alors que l'évitement maintient ou exacerbe les peurs par un cercle vicieux où les expériences négatives associées aux mouvements ou activités renforcent ce comportement inadapté (évitement). Ce modèle prédit que les patients ayant certaines prédispositions psychologiques à dramatiser la douleur (*pain catastrophizing*) éviteraient l'activité physique, ce qui mènerait progressivement vers la chronicisation et l'incapacité, avec d'éventuels symptômes de détresse psychologique et de dépression.

Bien qu'il y ait un fort soutien au modèle peur-évitement, Woby *et al.* (2007b) a suggéré que le sentiment d'efficacité personnelle portant sur les capacités fonctionnelles pourrait être un fort déterminant des incapacités, autres que les facteurs déjà étudiés dans le modèle de départ (par ex. : la peur du mouvement, la peur de se blesser et la dramatisation de la douleur). Le sentiment d'efficacité personnelle réfère en général aux croyances de la personne quant au fait de posséder des habiletés/compétences pour accomplir des tâches ou pour adopter des comportements spécifiques (Bandura, 1997). En suivant la théorie échafaudée par Bandura (1997), quatre types d'informations sont à la source d'une attitude de confrontation ou d'évitement : les expériences de succès antérieures (par ex. : rétablissement, RaT efficace); les apprentissages vicariants (par ex. observation de gens qui continuent leurs activités quotidiennes); l'encouragement et le soutien reçus par les personnes significatives de l'entourage (par ex. : membres de la famille, collègues de travail); les sources émotionnelles reliées au comportement (par ex. : la joie, le stress). Dans ce document, on fait référence au sentiment d'efficacité fonctionnelle afin d'abrégé ce concept.

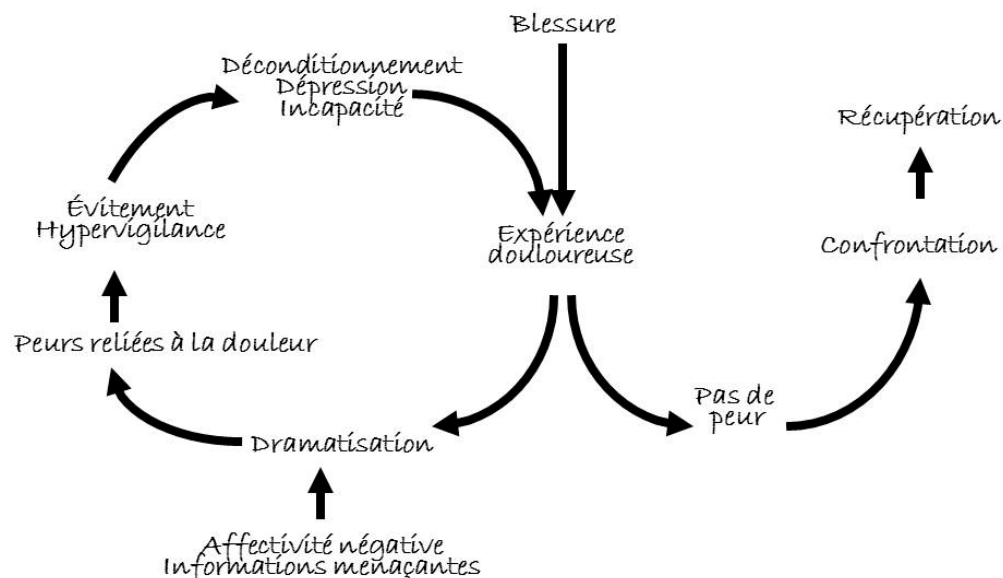
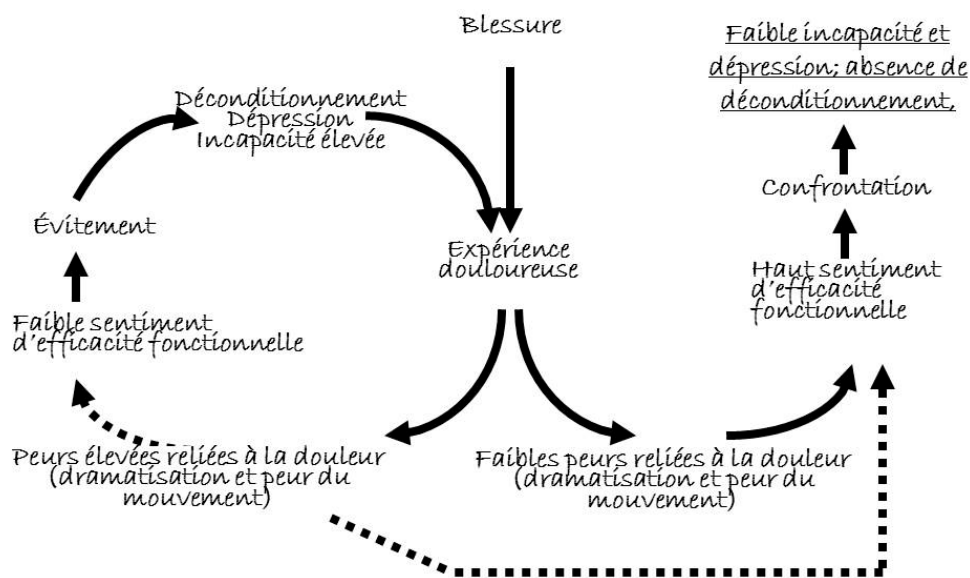


Figure 1 - Le modèle peur-évitement [traduction libre de Vlaeyen et Linton, 2000].



Une étude a été conduite en intégrant le sentiment d'efficacité fonctionnelle au modèle initial de peur-évitement (figure 2) et démontre que lorsque les peurs associées à la douleur conduisent à une réduction du sentiment d'efficacité fonctionnelle, l'évitement devient le comportement le plus probable de se produire, ce qui à son tour mène à une plus grande incapacité, dépression et déconditionnements physique et psychologique (Woby, Urmston et Watson, 2007). Inversement, quand ces peurs ne conduisent pas à une réduction du sentiment d'efficacité fonctionnelle, un comportement de confrontation est plus susceptible d'être adopté, ce qui favoriserait le rétablissement de la personne (figure 2).

Le fait de se sentir efficace (par ex. je me sens capable de faire face à mes activités quotidiennes) conditionne des intentions à agir (par ex. je suis motivé à porter la CL) qui, à leur tour, permettent de prédire des comportements concrets (par ex. adopter le traitement en portant la CL), selon la *Théorie du comportement planifié* (Ajzen, 1991, 1996).

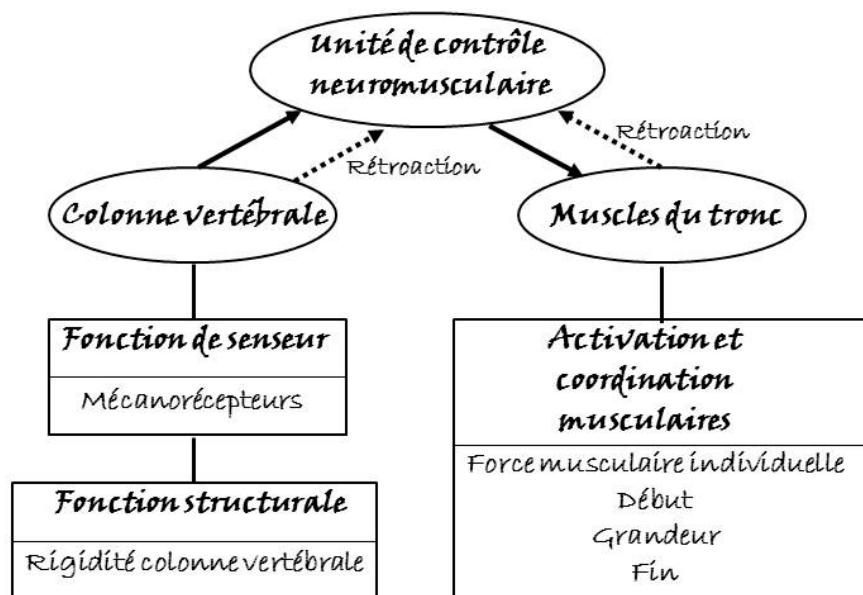


**Figure 2 - Adaptation du modèle peur-évitement en introduisant l'influence du sentiment d'efficacité fonctionnelle (traduction libre de Woby et al., 2007).**

Aucune étude n'a évalué les effets du port d'une CL sur des paramètres psychologiques autre que le sentiment de sécurité (voir section suivante). Ce modèle théorique a donc été retenu pour amorcer les travaux. L'hypothèse générale s'appuie sur le fait que le port d'une CL pourrait aider à diminuer la dramatisation de la douleur et les peurs du mouvement, ce qui favoriserait en retour une diminution de l'incapacité au travail. Ainsi, le port de la CL pourrait jouer le rôle de soutien psychologique capable de rassurer les travailleurs quant à leur potentiel (sentiment d'efficacité fonctionnelle), ce qui en retour renforcerait leur perception favorable du port de la CL et aiderait au RaT. Parmi les prédicteurs significatifs de cette adoption, Roelof et al. (2009) avaient montré que la perception des attitudes des personnes significatives de l'entourage des sujets (la stigmatisation sociale anticipée) pouvait influencer l'intention de continuer à porter une CL lors du RaT.

### 1.6.2 Les modèles biomécaniques

Le modèle neuromécanique de la stabilité lombaire (Panjabi, 1992), qui a été raffiné plus récemment (Panjabi, 2006), comme illustré à la figure 3, est un modèle qui est fondé sur un corpus de connaissances grandissant (Panjabi, 2003; Preuss et Fung, 2005). Ce modèle prédit qu'une lésion des tissus passifs de la colonne vertébrale (disques, ligaments, fascias, etc.) peut mener à une instabilité articulaire (mouvements excessifs entre les vertèbres lombaires) qui accroît le risque de récurrence ou d'aggravation pour le travailleur. Pour éviter cette situation, le système nerveux (unité de contrôle neuromusculaire) doit alors coordonner l'action des muscles abdominaux et dorsaux entourant la colonne vertébrale afin de rétablir cette stabilité tout en assurant assez de souplesse pour réaliser les mouvements nécessaires à l'accomplissement des différentes activités quotidiennes (Reeves, Narendra et Cholewicki, 2007). Cependant, des erreurs de contrôle neuromusculaires causées par des déficiences en matière de proprioception lombaire, d'ajustements posturaux anticipatoires (APA) et des réponses réflexes peuvent non seulement être responsables d'une première lésion lombaire, mais pourraient aussi mener à la douleur chronique et à l'incapacité.



**Figure 3 - Le modèle de stabilisation lombaire (traduction libre de Panjabi (2006) consiste en trois sous-systèmes: la colonne vertébrale (tissus passifs), les muscles du tronc et l'unité de contrôle neuromusculaire (système nerveux).**

*La colonne vertébrale a deux fonctions : une fonction structurale, qui procure la stabilité mécanique intrinsèque; une fonction sensorielle, qui génère les signaux provenant des mécanorécepteurs afin d'apporter une rétroaction à l'unité de contrôle sur la posture, le mouvement et le chargement de la colonne vertébrale. L'unité de contrôle coordonne l'activation des muscles du tronc pour assurer la stabilité mécanique de la colonne vertébrale. Il y a aussi rétroaction des muscles du tronc à l'unité de contrôle.*

La stabilité lombaire est un concept ambigu qui fait l'objet de plusieurs interprétations (Reeves et al., 2007; Eisenstein 1999). Cependant, bien que des efforts soient faits pour mieux la décrire

(Reeves *et al.*, 2007), aucune définition ne semble faire consensus. Voici deux définitions permettant d'identifier les éléments clés de ce concept :

1. D'un point de vue strictement mécanique, la stabilité peut être définie par l'habileté d'un système à reprendre sa position initiale à la suite d'une perturbation, ce qui comprend la colonne dans son ensemble (mesure de rigidité lombaire) ainsi que les mouvements intervertébraux; aucun protocole ne permet actuellement de mesurer cette dernière composante lors de perturbations;
2. D'un point de vue clinique, la stabilité peut aussi se traduire par l'habileté de la colonne vertébrale à limiter, sous l'effet de chargements physiologiques, les déplacements articulaires de façon à ne pas endommager ou irriter les différents tissus de la colonne (hypermobilité).

La cocontraction des muscles entourant la colonne lombaire et l'augmentation de la pression abdominale (PIA), soit deux phénomènes indissociables (Cholewicki, Ivancic et Radebold, 2002), permettraient d'assurer la stabilité lombaire, ce qui a été démontré par des mesures de rigidité lombaire (Cholewicki *et al.*, 2002) ainsi que de façon analytique, avec des modèles biomécaniques de stabilité lombaire (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006; Cholewicki, Juluru et McGill, 1999; Stokes *et al.*, 2011). Cependant, il apparaît que l'effet de la PIA sur la stabilité lombaire est variable en fonction de la posture et la nature de la tâche (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006; Cholewicki, Juluru et McGill, 1999). Les plus récentes simulations réalisées avec un modèle biomécanique de la stabilité lombaire, lequel se veut plus fidèle à l'anatomie et à la fonction de la musculature abdominale, permettent de préciser que c'est l'activation globale de la « gaine » musculaire entourant la colonne vertébrale, et non l'activation de muscles spécifiques, qui assurerait la stabilité lombaire (Stokes *et al.*, 2011). Cette démonstration n'étaye pas l'hypothèse voulant que seuls les muscles qui auraient un lien anatomique direct ou indirect avec les vertèbres lombaires, aussi nommés muscles locaux (multifides, transverses de l'abdomen, obliques internes), puissent assurer la stabilité lombaire, et accrédirait le port d'une CL. La question consiste à déterminer si le gainage produit par la cocontraction des muscles du tronc et par une CL produit les mêmes effets sur la stabilité lombaire (sous-section 1.7.3 Effets neuromécaniques). Une autre question est à savoir si l'action d'une CL en prévention secondaire ou tertiaire dépend de la nature des déficiences neuromécaniques présentées par les sujets lombalgiques.

Les mécanismes de contrôle neuromécaniques de ce modèle sont parfois déficients chez les patients souffrant d'une lombalgie chronique, autant pour la proprioception lombaire (Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren et Swinnen, 2000; O'Sullivan *et al.*, 2003), les ajustements posturaux anticipatoires ou APA (Ferreira, Ferreira et Hodges, 2004; Hodges et Richardson, 1999; MacDonald, Moseley et Hodges, 2009, 2010), que les réponses réflexes (Magnusson *et al.*, 1996; Radebold, Cholewicki, Panjabi et Patel, 2000; Reeves, Cholewicki et Milner, 2005), ce qui en retour expliquerait les déficiences observées au regard de la stabilité posturale dynamique du tronc (Radebold, Cholewicki, Palzhofer et Greene, 2001) et de la coordination musculaire (Lariviere, Gagnon et Loisel, 2000; van Dieen, Selen et Cholewicki, 2003). Ces différentes fonctions neuromécaniques du tronc sont donc d'intérêt, car les CL ont le potentiel de les modifier en réaction à la rigidité lombaire additionnelle qui est générée (Cholewicki, Juluru, Radebold, Panjabi et McGill, 1999; Cholewicki, Lee, *et al.*, 2010; Ivancic, Cholewicki et Radebold, 2002; Lavender, Shakeel, Andersson et Thomas, 2000; McGill, S. M., Seguin et Bennett, 1994; Thomas, Lavender, Corcos et Andersson, 1999). Cependant, ces déficiences ne sont apparemment pas toujours observées chez tous les patients, car aucune différence n'est parfois constatée pour la proprioception (Newcomer, Laskowski, Yu, Larson et An, 2000), les

APA (Hall, Tsao, MacDonald, Coppieters et Hodges, 2009) et les réponses réflexes du dos (Larivière, Forget, Vadeboncoeur, Bilodeau et Mecheri, 2010; Leinonen *et al.*, 2001), ce qui soutient l'idée que ces patients représentent une population hétérogène souffrant de différentes déficiences neuromécaniques. Il va de pair que tous les patients ne présentent pas un problème d'instabilité lombaire (Hicks, Fritz, Delitto et McGill, 2005), ce qui indique que les bienfaits potentiels que procurent les CL ne sont pas perçus de la même façon par des patients qui se différencient par rapport à cette condition clinique.

Les CL auraient aussi le potentiel de diminuer l'occurrence d'un autre mécanisme de blessure qui est associé à la flexion lombaire répétée ou soutenue et qui cause le fluage (*creep*) des tissus passifs postérieurs de la colonne vertébrale lombaire. Selon cette hypothèse qui a été échafaudée avec plusieurs études *in vitro* très crédibles réalisées chez le chat et supportée par plusieurs études chez l'humain (Solomonow, 2012), ce fluage, qui est en fait le résultat de microlésions de ces tissus, a le potentiel de créer une réponse inflammatoire accompagnée d'une activité musculaire anormale qui peut même, en retour, menacer la stabilité lombaire. Une récupération insuffisante entre les expositions répétées à ce fluage peut entraîner une dégradation graduelle des tissus et/ou une lésion soudaine due à une erreur neuromécanique (perte de stabilité lombaire). Le port d'une CL a donc le potentiel de limiter le rayon d'action de ce mécanisme de blessure en diminuant la flexion lombaire de façon directe, en augmentant la rigidité lombaire (limitation mécanique) et, de façon indirecte, en rappelant à l'utilisateur l'hygiène posturale lombaire.

## **1.7 Revue des études portant sur les effets des ceintures lombaires**

### **1.7.1 Effets psychologiques et psychophysiques**

Aucune étude n'a évalué les effets du port de CL sur les variables qui composent le modèle peur-évitement. Par contre, selon une revue de la littérature, l'effet le plus incontestable du port d'une CL est le sentiment de sécurité et de stabilité qu'elle procure (Meyer, 2000). Ces perceptions ont d'ailleurs soulevé des inquiétudes, car elles ont été associées à l'induction d'un « faux sentiment de sécurité ». Cependant, ces inquiétudes ne sont apparemment pas fondées à la lumière des résultats d'une méta-analyse démontrant que la charge maximale acceptable et autres résultats subjectifs obtenus avec les méthodologies psychophysiques ne sont pas affectés (van Poppel *et al.*, 2000). Une étude plus récente a mené à la même conclusion (Ciriello, 2008). Ces résultats sont rassurants, car ils indiquent que les travailleurs ne se placeraient pas dans des situations plus à risque à cause de ce sentiment de sécurité. Malheureusement, cette hypothèse de « faux sentiment de sécurité » collait encore il y a 10 ans (Groupe d'étude canadien sur les soins de santé préventifs, 2003).

### **1.7.2 Effets sur le système cardiorespiratoire**

La contention abdominale exercée par la CL peut entraîner une réduction du retour veineux, une élévation de la pression artérielle (Meyer, 2000) et de la fréquence cardiaque (McGill, S. M., 1999; Meyer, 2000), c'est la raison pour laquelle il est recommandé que les risques d'ordre cardio-vasculaire soient évalués avant de prescrire le port d'une CL (McGill, S. M., 1999).

### **1.7.3 Effets neuromécaniques**

L'étude de ces effets peut se diviser en deux catégories : les effets immédiats, qui ont été beaucoup étudiés, et les effets à long terme, qui l'ont été beaucoup moins.

### **1.7.3.1 Effets immédiats du port de CL**

#### **1.7.3.1.1 Pression intra-abdominale**

Le mécanisme d'action qui a été le plus mis en évidence en ce qui a trait à l'action des CL est la hausse de la PIA, laquelle est habituellement associée avec la contraction des muscles (abdominaux, diaphragme, plancher pelvien) constituant la cavité abdominale ainsi que des muscles dorsaux (Cholewicki *et al.*, 2002). Or, les données empiriques portant sur l'apport d'une CL pour hausser la PIA sont controversées (Meyer, 2000; van Poppel *et al.*, 2000), suggérant que la PIA n'augmente que dans des conditions spécifiques qui restent à être déterminées. Si on fait abstraction du port d'une CL, deux hypothèses très distinctes de l'effet bénéfique de la PIA ont été avancées, lesquelles se distinguent par la compréhension de la biomécanique de la région lombaire au cours des âges. La première, basée sur un modèle biomécanique d'équilibre des forces pour maintenir le tronc en équilibre (modèle biomécanique d'équilibre), propose que l'action de la PIA aiderait à l'extension du tronc, ce qui en retour réduirait l'activation des muscles dorsaux et la compression lombaire. Or, comme mentionné ci-dessus, une hausse significative de la PIA ne se fait pas sans la cocontraction des muscles abdominaux et dorsaux (Cholewicki *et al.*, 2002), pouvant mener à un effet net nul. En effet, l'augmentation de la compression lombaire par l'action des muscles abdominaux et dorsaux peut contrecarrer la diminution de la compression produite par la PIA (Arjmand et Shirazi-Adl, 2006; Kingma *et al.*, 2006). La deuxième hypothèse résulte des modèles biomécaniques plus récents, qui prennent en compte non seulement l'équilibre du système, mais aussi sa stabilité (modèle biomécanique de stabilité lombaire). L'exercice de modélisation le plus récent portant sur l'évaluation du rôle de la PIA a représenté les muscles abdominaux avec des lignes d'action courbes, ce qui est plus réaliste et permet de générer plus facilement la PIA par une contraction de la paroi abdominale (Stokes *et al.*, 2011). Cette étude n'a pas permis de décrire le rôle spécifique de la PIA vis-à-vis de la stabilité lombaire, à l'exception de la possibilité que cette pression puisse permettre de réduire la compression générée par la contraction des muscles abdominaux nécessaire à cette stabilité. Si une CL permet d'augmenter la PIA, ce serait sans pénalité au regard de la compression lombaire. En effet, la CL pourrait permettre de générer la rigidité lombaire nécessaire à la stabilité, mais avec moins de contraction des muscles du tronc, comme le suggèrent les résultats portant sur l'effet d'une CL sur l'activation musculaire (sous-section 1.7.3.1.4). En ce qui a trait à la possible hausse de la PIA avec le port d'une CL, deux questions restent en suspens : (1) dans quelles conditions (postures, intensité et rapidité des efforts, manœuvre de Valsalva ou non) une CL permet de générer une PIA?; (2) Y a-t-il des CL plus aptes à générer une PIA, notamment en fonction de leur niveau d'extensibilité?

#### **1.7.3.1.2 Mouvement et chargement lombaires**

Les revues de la littérature s'entendent sur le fait que les CL réduisent l'amplitude de mouvement lombaire (Meyer, 2000; Nimbarte, Aghazadeh et Harvey, 2005; van Poppel *et al.*, 2000), mais en retour, cela peut être compensé par une augmentation de l'amplitude des articulations adjacentes (Meyer, 2000; Nimbarte *et al.*, 2005). Cet effet s'accompagne parfois d'une réduction de l'accélération du mouvement (Granata, Marras et Davis, 1997; Katsuhirra *et al.*, 2008). Il n'est donc pas étonnant que la coordination intersegmentaire soit affectée par le port d'une CL (McGorry et Hsiang, 1999; Nimbarte *et al.*, 2005). Le résultat net de ces effets est une réduction du chargement lombaire (Katsuhirra *et al.*, 2008) et une diminution de tension des tissus passifs postérieurs (par ex.: ligaments) de la colonne vertébrale lombaire (McGill, S. M. et Kippers, 1994; Potvin, McGill et Norman, 1991). La réduction de l'amplitude de mouvement serait partiellement d'origine mécanique, car les CL augmentent la rigidité lombaire (McGill, S.

M. *et al.*, 1994). Une réduction additionnelle de l'amplitude du mouvement serait générée par le fait que le port d'une CL aurait pour effet de rappeler aux travailleurs d'adopter une saine hygiène posturale, c.-à-d. d'éviter, dans la mesure du possible, les amplitudes articulaires extrêmes au niveau lombaire pour éviter les blessures ligamentaires (p. ex. : étirements soudains suite à un événement imprévu ou fluage dû à la répétition ou le maintien de la flexion lombaire maximale). En effet, retenir une cyphose ou flexion lombaire trop importante, par la contraction des muscles paravertébraux, protégerait ces structures ligamentaires (Gagnon, Plamondon et Larivière, 2016). Les CL apporteraient une information proprioceptive additionnelle, présumée d'origine cutanée, qui aiderait dans ce sens. Dans la présente étude, deux tâches ont été prévues pour vérifier ces deux contributions, la première étant une tâche fonctionnelle de manutention de charge où une amplitude de mouvement maximale n'est pas requise (mesure du rappel de l'hygiène posturale) et la deuxième étant une tâche de flexion maximale vers l'avant pour mesurer l'effet mécanique de rigidité produite par les CL.

### 1.7.3.1.3 Proprioception lombaire

Des effets positifs ont été observés sur la proprioception lombaire, mais surtout chez les sujets ayant une lombalgie (Newcomer, Laskowski, Yu, Johnson et An, 2001) et chez les sujets qui ont une moins bonne proprioception lombaire (McNair et Heine, 1999). Rappelons que la proprioception lombaire est déficiente chez certains sujets lombalgiques (Brumagne *et al.*, 2000; O'Sullivan *et al.*, 2003). Étonnamment, bien que l'effet positif du port d'une orthèse ait été vérifié pour plusieurs articulations, seules ces deux études ont été réalisées pour la région lombaire. L'étude de Newcomer *et al.* (2001) a un impact important, car elle démontre des effets différenciés entre les patients (effets positifs dans plusieurs plans de mouvement) et les sujets sains (effet en flexion latérale gauche seulement), bien que les deux groupes aient démontré une proprioception lombaire équivalente sans CL. Ces résultats demandent à être répliqués, car ils pourraient expliquer, du moins en partie, pourquoi le port de la ceinture lombaire ne pourrait être positif qu'en prévention secondaire, pour certains patients. Dans la présente étude, contrairement aux études précédentes, le test de proprioception lombaire qui a été utilisé a permis d'exclure la contribution du système vestibulaire en évitant de fléchir le tronc vers l'avant, ce qui permet de mieux isoler les mécanismes proprioceptifs.

### 1.7.3.1.4 Activation musculaire

Les résultats sur l'activation musculaire semblent variables mais comme le fait remarquer des experts dans le domaine (Cholewicki, Lee, *et al.*, 2010), les études qui ne contrôlent pas bien la posture et la cinématique du tronc (variables confondantes lorsque l'activation musculaire est étudiée) ne démontrent aucun effet. L'absence d'effet sur l'activation musculaire serait alors associée à l'absence de perte en force musculaire (Fayolle-Minon et Calmels, 2008; Holmstrom et Moritz, 1992; Walsh et Schwartz, 1990) avec le port prolongé d'une CL. Cependant, les simulations produites avec un modèle biomécanique (Cholewicki, 2004) ont permis d'estimer que la réduction d'activation musculaire produite par le port d'une CL serait légère ( $\approx 3,8\%$ ) et, conséquemment, difficile à détecter lors de tâches laborieuses telles que celles étudiées dans les études précédentes (par ex. levées de charges). Les études subséquentes menées par ce groupe chez des sujets sains ont permis de mesurer, avec le port d'une CL-NE, une diminution de l'activation musculaire de l'ordre de 1-2 % lors d'une tâche plus facile, soit une tâche d'équilibre postural du tronc en position assise sur une chaise instable (Cholewicki, Peter, Everding et Morrisette, 2007; Reeves, Everding, Cholewicki et Morrisette, 2006). Il faut mentionner que la quantité de mouvement (fréquences, amplitudes) lors de ce test était comparable à la condition sans CL, ce qui permet d'abord de bien interpréter les mesures

d'activation musculaire (sans variable confondante), mais aussi d'observer que le port d'une CL ne détériore pas la capacité des sujets à bien contrôler les muscles du tronc pour réussir cette tâche. Cependant, cela reste à être vérifié chez des sujets lombalgiques. Dans la présente étude, il est proposé d'utiliser une tâche (figure 6, tâche 7 : flexions-extensions du tronc près de la position lombaire neutre) pour s'assurer que le mouvement est équivalent entre les conditions expérimentales et entre les groupes, ce qui permet de mieux interpréter et de mieux détecter les changements d'activation musculaire. En effet, les sujets lombalgiques sont moins performants lors de la tâche d'équilibre postural (Radebold *et al.*, 2001) et il est fort possible que différentes CL mènent aussi à des résultats différents. C'est dans ce but que la tâche d'équilibre posturale a été utilisée dans la présente étude.

Considérant que les patients souffrant de lombalgie démontrent souvent une activité musculaire plus élevée que les sujets contrôles lors d'activités posturales comme la marche, la position debout ou assise (van Dieen *et al.*, 2003), ces chercheurs (Cholewicki *et al.*, 2007; Reeves *et al.*, 2006) proposent que cette légère diminution de l'activation musculaire, qui est insuffisante pour mener à une diminution de la force musculaire lors du port prolongé d'une CL, a le potentiel de diminuer l'activité tonique (soutenue) des muscles du tronc et ainsi de réduire, sur une longue période de temps, les symptômes de douleur associés à la fatigue musculaire et à la compression des disques intervertébraux. En effet, une légère augmentation de cette activité tonique augmenterait la compression vertébrale et provoquerait un amincissement des disques intervertébraux (Healey, Burden, McEwan et Fowler, 2008, 2011; Healey, Fowler, Burden et McEwan, 2005), ce qui en retour a le potentiel d'augmenter les symptômes.

D'autres phénomènes associés au port d'une CL et requérant des mesures d'activation musculaire n'ont jamais été étudiés. Ils ont été considérés dans la présente étude. Premièrement, il y a les ajustements posturaux anticipatoires (APA) qui sont parfois déficients chez les sujets lombalgiques (Ferreira *et al.*, 2004; Hodges et Richardson, 1999; MacDonald *et al.*, 2009, 2010). Une augmentation de la rigidité lombaire produite par une CL aurait malheureusement le potentiel de réduire l'action de cette fonction neuromécanique. Deuxièmement, il y a le phénomène de flexion-relaxation (PFR) des muscles dorsaux, observé lors de la flexion lombaire, et qui est aussi parfois déficient chez les sujets lombalgiques (Neblett *et al.*, 2003). Le PFR représente un bon biomarqueur de l'étirement des tissus passifs postérieurs de la colonne lombaire (Neblett *et al.*, 2003) et est en partie associé à la flexion lombaire (Geisser, Haig, Wallbom et Wiggert, 2004). La disparition du PFR avec le port d'une CL indiquerait que la diminution de la flexion lombaire produite avec la CL serait suffisante pour prévenir l'étirement de ces tissus passifs, ce qui apparaît être favorable pour éviter de mettre à contribution les mécanismes de blessure associés au fluage (*creep*) de ces tissus passifs (Solomonow, 2012). Une hypothèse alternative serait que la rigidité lombaire produite par la CL diminuerait l'activation musculaire et donc invaliderait l'hypothèse précédente. Seule une étude permettra de déterminer quelle hypothèse sera retenue, mais l'équipe de recherche penche en faveur de la première étant donné les petits effets [1-2 % selon (Cholewicki *et al.*, 2007; Reeves *et al.*, 2006)] du port d'une CL sur l'activation musculaire pour une posture lombaire équivalente.

#### **1.7.3.1.5 Rigidité et stabilité lombaires**

La proposition du modèle théorique de la stabilité lombaire (Panjabi, 1992) a mené, vers la fin des années 1990, au développement de protocoles d'évaluation de la rigidité lombaire en situation dynamique. En effet, bien que les ceintures ne semblent augmenter la rigidité lombaire que lors de postures asymétriques (flexion latérale et torsion), comme mesuré avec des

dispositifs statiques (McGill, S. M. *et al.*, 1994), il apparaît que les dispositifs permettant de mesurer la rigidité lombaire en situation dynamique permettent de démontrer une plus grande rigidité aussi en flexion (Cholewicki, Juluru, Radebold, *et al.*, 1999; Cholewicki, Lee, *et al.*, 2010; Ivancic *et al.*, 2002; Lavender *et al.*, 2000; Thomas *et al.*, 1999), ce qui permet de démontrer les bienfaits lors de mouvements qui s'apparentent plus aux tâches de travail, telles que la manutention de charges. Une seule de ces études a comparé des ceintures, une extensible (CL-E) et l'autre non extensible (CL-NE), et la rigidité lombaire n'augmentait qu'avec la CL-NE (Cholewicki, Lee, *et al.*, 2010).

La mesure de rigidité lombaire est utilisée comme une mesure proxy de la stabilité lombaire (Cholewicki, Juluru, Radebold, *et al.*, 1999) étant donné que les deux sont intimement associées. Dans la présente étude, une approche différente (plus perfectionnée) a été utilisée pour estimer la rigidité lombaire (Larivière *et al.*, 2012). Cette approche comporte plusieurs avantages : (1) permettre de différencier la rigidité intrinsèque, expliquée par les tissus passifs et la préactivation des muscles du tronc, de la rigidité réflexive, expliquée par les réponses réflexes des muscles du tronc; (2) contrôler les variables confondantes associées à la flexion du tronc en induisant de petites perturbations de celui-ci; (3) procurer des estimations des propriétés dynamiques du système (viscosité, inertie); (4) permettre théoriquement des estimations plus fidèles en raison des nombreuses mesures recueillies.

### **1.7.3.2 Effets à long terme du port prolongé d'une CL**

Une étude en prévention primaire réalisée chez des travailleurs d'une compagnie aérienne a démontré une incidence accrue de lombalgies après l'arrêt du port continu d'une CL (Reddell *et al.*, 1992). Or, bien que ces résultats inquiétants n'aient pu être reproduits par la suite (van Poppel *et al.*, 1998), des études longitudinales ont été menées pour évaluer deux grandes hypothèses pouvant expliquer cet effet : (1) perte de force musculaire; (2) perte de contrôle neuromécanique du tronc. En ce qui a trait à la première hypothèse, une récente revue systématique conclue que les évidences sont inconsistantes en ce qui concerne les différents indicateurs associés à la faiblesse musculaire et donc, que la question reste d'actualité (Azadinia *et al.*, 2017). La deuxième hypothèse propose que le système nerveux s'adapte à la rigidité lombaire produite par la CL, ce qui produirait une régression progressive de la contribution neuromécanique qui assure la stabilité de la colonne lombaire (Cholewicki, Juluru, Radebold, *et al.*, 1999). Une seule étude a testé cette hypothèse chez 14 sujets sains qui ont porté une CL rigide (corset de plastique), ce qui représente un scénario conservateur comparativement aux CL plus souples (CL-E et CL-NE). La CL devait être portée pendant une période de trois semaines à raison d'un minimum de 3 heures par jour lors des périodes d'activité. Les effets observés sur la proprioception lombaire n'ont pas permis des interprétations claires (Cholewicki, Shah et McGill, 2006) alors que les effets observés sur l'activité musculaire associée à des perturbations du tronc n'étaient pas considérés comme néfastes pour la sécurité des sujets (Cholewicki, McGill, Shah et Lee, 2010). Dans la perspective d'une utilisation des CL en prévention secondaire et tertiaire, il est clair que ce type d'étude doit être répétée chez des patients qui porteraient le type de CL que l'on retrouve en milieu de travail (ceintures plus souples).

### **1.7.3.3 Résumé des effets du port d'une CL**

Cette revue des évidences portant sur les effets du port d'une CL a d'abord permis de s'interroger sur les hypothèses qui font toujours mauvaise presse aux CL, soit l'hypothèse du faux sentiment de sécurité et l'hypothèse de l'affaiblissement des muscles du tronc avec leur



utilisation prolongée. Ensuite, plusieurs effets apparemment bénéfiques ont été relevés. Cependant, en ce qui a trait aux effets de nature psychophysique, biomécanique et physiologique, il n'a pas été possible de décrire ici la variabilité des résultats qui pourrait s'expliquer par les tâches et les types de CL évalués. Les effets psychophysiques et physiologiques sont assez bien connus pour ne pas nécessiter de recherche additionnelle. En effet, les études psychophysiques nous informent que la crainte d'induire un faux sentiment de sécurité n'est pas justifiée et les études physiologiques concluent qu'il faut écarter les risques cardio-vasculaires avant de prescrire une CL. Cependant, les effets psychologiques associés à la douleur n'ont pas du tout été examinés alors qu'il reste de nombreux effets biomécaniques à considérer. Environ la moitié des études biomécaniques n'ont pas comparé différentes CL. Lorsque c'était le cas, les CL étudiées différaient de celles prescrites dans le contexte de la présente étude, c.-à-d. pour les travailleurs souffrant d'une lombalgie non spécifique. En effet, des ceintures de cuir, souvent utilisées par les haltérophiles et en prévention primaire, ainsi que des corsets rigides, qui sont généralement prescrits dans le cas des lombalgies spécifiques ou en postchirurgie, ont souvent été considérés. De plus, les mesures de résultats considérées ne couvraient généralement pas tous les mécanismes d'action biomécaniques. Il s'avère important de choisir une CL qui a des effets positifs sur le plus de paramètres neuromécaniques possible, cela dans le but d'aider autant les travailleurs qui ont un travail plus physique, nécessitant différentes postures ou mouvements, que les travailleurs ayant un travail plus sédentaire. Conséquemment, en plus d'amorcer une réflexion sur les enjeux psychologiques associés aux peurs (mouvement, douleur) et sur la stigmatisation sociale anticipée (pour l'adhésion à ce type d'intervention), il est important de comparer les deux grandes catégories de CL (CL-E, CL-NE) au regard des différents mécanismes d'action de nature neuromécanique.



## 2. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES DE RECHERCHE

### 2.1 Objectif général

Le but de ce projet est de répondre à certaines questions de manière à aider à la planification d'un essai clinique randomisé en ce qui a trait (1) aux mesures de résultats les plus sensibles (à la présence d'une lombalgie et au port d'une CL); (2) au nombre de ceintures évaluées (une seule est prévue); (3) aux variables modificatrices de l'effet (les peurs liées à la douleur et les signes cliniques d'instabilité lombaire) qui devraient être considérées; (4) aux variables de nature psychologique (les attitudes, le sentiment d'efficacité fonctionnelle et la stigmatisation sociale anticipée) reliées au port d'une CL. Cependant, les questions 3 et 4 ne sont considérées qu'à titre exploratoire, ce qui limitera la portée des résultats correspondants.

### 2.2 Objectifs spécifiques primaires et hypothèses associées

1. Chez les travailleurs atteints d'une lombalgie non aiguë, investiguer les effets immédiats de nature psychologiques du port d'une CL.
2. Chez tous les travailleurs (contrôles et lombalgiques), comparer les effets immédiats de nature neuromécanique de deux catégories de CL (CL-E et CL-NE) par rapport à une condition contrôle (sans CL).
3. Comparer les effets immédiats de nature neuromécanique du port d'une CL entre des travailleurs en santé et des travailleurs atteints d'une lombalgie non aiguë.

Hypothèses :

1. Effets immédiats d'une CL.

- Variables psychologiques (pour les sujets lombalgiques seulement). Les conditions avec CL conduiront à une réduction de la dramatisation et des peurs liées à la douleur de faire les tâches comparativement à la condition contrôle (sans CL). Aucune différence n'est attendue entre les deux CL.
- Variables neuromécaniques. Les hypothèses spécifiques à chaque test neuromécanique sont résumées dans le tableau 1 (colonne « Différence entre les CONDITIONS expérimentales »), à la lumière de la littérature disponible. L'originalité de la présente étude rend parfois difficile la prédiction des résultats.

2. Comparaisons entre travailleurs en santé et travailleurs atteints d'une lombalgie non aiguë.

- Variables neuromécaniques. Les hypothèses spécifiques à chaque test neuromécanique sont résumées dans le tableau 1 (effets GROUPES), à la lumière de la littérature disponible. L'originalité et la nature exploratoire de la présente étude rendent parfois difficile la prédiction des résultats, notamment en ce qui a trait aux interactions possibles avec le port ou non d'une CL (tableau 1 : interactions GROUPES x CONDITIONS).

### 2.3 Objectifs spécifiques secondaires (de nature exploratoire) et résultats anticipés

4. Chez les travailleurs atteints d'une lombalgie non aiguë, évaluer la possible présence de sous-groupes cliniques pour lesquels des effets neuromécaniques plus importants pourraient être obtenus avec le port d'une CL comparativement à la condition sans CL (interactions SOUS-GROUPES x CONDITIONS).

5. Chez les travailleurs atteints d'une lombalgie non aiguë, évaluer un ensemble de variables psychologiques reliées à l'adoption éventuelle de ce type de traitement : leurs attitudes et leur sentiment d'efficacité fonctionnelle face au port d'une CL dans les activités de la vie quotidienne et comment les travailleurs perçoivent les attitudes des personnes significatives de leur entourage professionnel et personnel.

La nature exploratoire des objectifs 4 et 5, de même que l'absence de résultats aussi spécifiques dans la littérature ne permettent pas à l'équipe de recherche de formuler des hypothèses ayant une certaine crédibilité. Il a tout de même été choisi de faire part des résultats anticipés au regard de l'objectif 5. En effet, il est attendu que les attitudes positives sont liées positivement à un fort sentiment d'efficacité fonctionnelle. À l'opposé, les sujets ayant des niveaux élevés d'attitudes négatives à l'égard du port d'une CL auront un faible sentiment d'efficacité fonctionnelle.

**Tableau 1 - Hypothèses de recherche associées aux mesures neuromécaniques.**

Fonction neuromécanique (Tâches figure 6)	Principales catégories de variables *	Différences entre les GROUPES Contrôles (C) et Lombalgiques (L)	Différences entre les CONDITIONS expérimentales**	Interaction GROUPES x CONDITIONS ?
1. Proprioception	Erreur de repositionnement	$C < L \ddagger$	$\emptyset > CL-E = CL-NE$ †	Oui : effet CL seulement pour groupe L ‡
2. Équilibre postural	Variation mouvement de la chaise	$C < L \ddagger$	$CL-E < \emptyset < CL-NE$ †	Oui : effet CL plus grand pour groupe L ‡
3. Rigidité lombaire	Rigidité intrinsèque	$C > L \dagger$	$\emptyset = CL-E < CL-NE$ ‡	$\phi$
	Rigidité réflexive	$C < L \dagger$	$\emptyset = CL-E > CL-NE$ †	$\phi$
4. Hygiène posturale (tâche de levées/dépôts de caisses)	Étendue de mouvement lombaire	$C > L \ddagger$	$\emptyset < CL-E < CL-NE$ †	Oui : effet CL plus grand pour groupe L ‡
5. Ajustements posturaux anticipatoires	Latences activation par rapport muscle épaule (deltoïde ant.)	$C < L \ddagger$	$\emptyset = CL-E < CL-NE$ †	$\phi$
6. Coordination du tronc (tâche flex./ext. maximale)	Étendue de mouvement lombaire	$C > L \ddagger$	$\emptyset = CL-E > CL-NE$ †	Oui : effet CL plus grand pour groupe L ‡
	Amplitude phénomène flexion-relaxation muscles dos (EMG)	$C > L \ddagger$	$\emptyset = CL-E > CL-NE$ †	$\phi$
7. Activation musculaire	Amplitude activation	$C < L \ddagger$	$\emptyset = CL-E > CL-NE$ †	Oui : effet CL plus grand pour groupe L ‡

CL : ceinture lombaire

\* : D'autres variables seront étudiées. Seules les plus importantes pour répondre aux objectifs de la recherche sont identifiées dans ce tableau.

\*\*  $\emptyset$  : sans CL; CL-E : CL extensible; CL-NE : CL non extensible

Interprétation des hypothèses (exemple) :  $\emptyset = CL-E < CL-NE$  signifie que la condition  $\emptyset$  (sans CL) donnerait des résultats équivalents à la condition CL-E, mais les conditions contrôle et CL-E produiraient des résultats inférieurs à la condition CL-NE. Il faut interpréter l'hypothèse en fonction de la nature de la variable identifiée dans la 2<sup>e</sup> colonne.

Force des hypothèses :

‡ : Conformes aux résultats d'études antérieures;

† : Prédiction des auteurs en l'absence d'études préalables;

$\phi$  : Aucune idée



### **3. MÉTHODOLOGIE**

#### **3.1 Sujets**

Deux groupes de sujets, répartis également selon le sexe, ont été recrutés, soit 20 sujets sains et 40 sujets lombalgiques en phase non aiguë de manière à s'assurer de la présence de douleur lors des évaluations. Plus spécifiquement, les critères d'inclusion généraux ont été : (1) être âgé entre 18 et 65 ans; (2) maîtrise de la langue française ou anglaise; (3) avoir un emploi ou avoir été en emploi avant l'épisode de lombalgie actuelle. Les critères d'inclusion additionnels propres aux sujets lombalgiques étaient : (1) présence d'une douleur lombaire en phase non aiguë (plus de 4 semaines); (2) avec ou sans douleur radiculaire (limitée aux genoux). Les critères d'exclusion généraux ont été : (1) chirurgie de l'appareil musculosquelettique du tronc; (2) scoliose ou malformation congénitale de la colonne vertébrale (spondylyse, fusions intervertébrales, 4 vertèbres lombaires); (3) certains syndromes ou maladies systémiques ou dégénératives pouvant s'attaquer à l'appareil musculosquelettique ou nerveux (arthrite, arthrose, rhumatisme, sclérose en plaque, fibromyalgie, etc.); (4) un indice de masse corporelle (IMC) supérieur à 31,5 kg<sup>2</sup>/m (femmes) ou 33 kg<sup>2</sup>/m (hommes); (5) une haute pression artérielle (pression systolique > 140 mmHg et pression diastolique > 90 mmHg) ou prise de médication pour réguler la pression artérielle; (6) antécédents d'atteinte neurologique autre que celles découlant des maux de dos (troubles d'équilibre, histoire d'AVC); (7) traitement avec médication anxiolytique, anticonvulsive ou antidépressive (sont acceptés les antispasmodiques, anti-inflammatoires et analgésiques) ou autre médication qui peut influencer l'excitabilité neuronale; (8) être enceinte; (9) être claustrophobe; (10) avoir une douleur d'origine sacro-iliaque telle qu'identifiée avec six tests cliniques (Laslett, 2008); (11) être aux prises avec un conflit médicolégal. Les critères d'exclusion additionnels propres aux sujets sains ont été la présence d'un mal de dos dans la dernière année ou d'un mal de dos d'une durée de plus d'une semaine dans les années précédentes.

Les sujets lombalgiques ont été recrutés en contactant d'abord les participants à des projets antérieurs, dans les cliniques de physiothérapie PhysioExtra, à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) ainsi que dans la population générale par l'intermédiaire d'annonces dans les journaux. Les sujets sains ont été recrutés en contactant d'abord les participants à des projets antérieurs et ensuite par les annonces dans les journaux. Les collectes de données ont été réalisées à l'Institut de réadaptation de Montréal, un établissement du CRIR (Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain). Le projet a donc reçu l'avis favorable du comité d'éthique du CRIR.

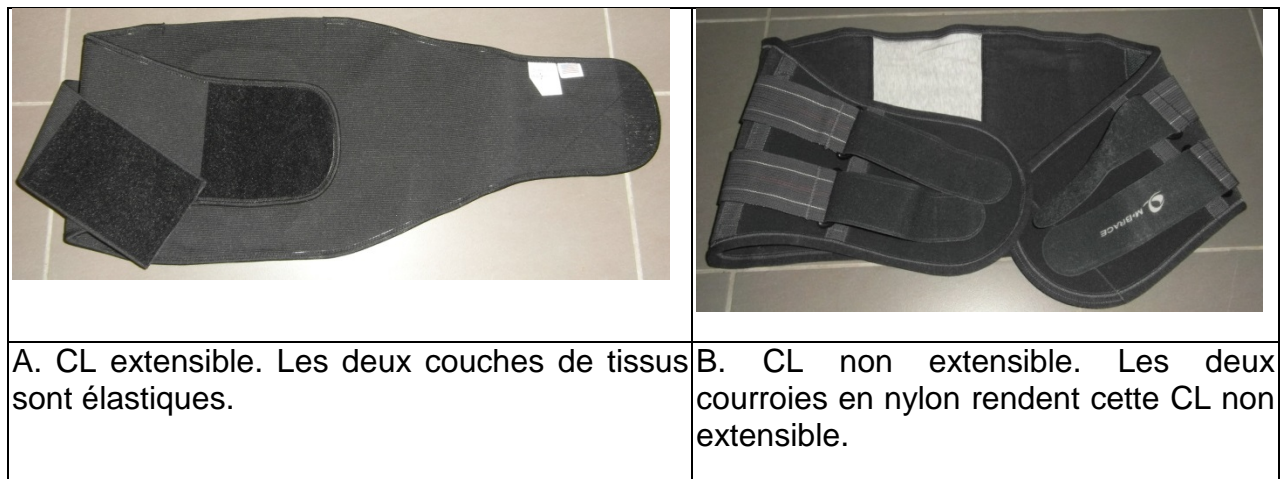
#### **3.2 Conception de l'étude et conditions expérimentales**

Il s'agit d'une étude expérimentale menée dans un laboratoire de biomécanique situé à l'IRGLM. Deux séances de mesures, séparées de 2 à 7 jours, ont permis de réaliser toutes les évaluations psychologiques et biomécaniques obtenues lors de trois conditions expérimentales (sans CL, avec CL-E, avec CL-NE) réalisées dans un ordre aléatoire.

#### **3.3 Ceintures lombaires**

Un modèle a été sélectionné pour chaque catégorie de CL (figure 4), à partir des recommandations d'un orthésiste fondées sur leur confort (utilisables au travail), leur adaptabilité (différents formats), leur durabilité et leur coût (abordable). La CL-E est la compagnie Hope Orthopedic (modèle LumboLux ~ 205 \$ en clinique d'orthèses) alors que la

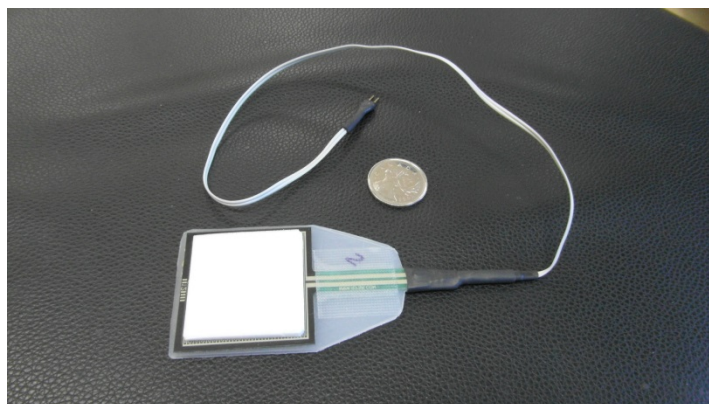
CL-NE est celui de la compagnie M-Brace (modèle 582; ~ 199 \$ en clinique d'orthèses). Ces deux modèles sont offerts en sept longueurs et ont tous deux une hauteur de 6 pouces pour la portion abdominale et de 10 pouces pour la portion dorsale. Ces hauteurs fixes correspondent à ce qui est généralement proposé sur le marché. Certaines CL sont constituées d'une portion abdominale de plus de 6 pouces, mais ces modèles empêchent la flexion avant du tronc et sont donc moins intéressantes pour une utilisation en milieu de travail. Bien que les portions dorsales des deux CL ont la même hauteur (10 pouces), leur positionnement sur la colonne vertébrale variera en fonction de la morphologie et des mensurations des individus. La position du rebord supérieur des CL a donc été enregistrée (par ex. T12) et la longueur L5-C7, soit la distance entre les apophyses épineuses L5 et C7, a été utilisée comme covariable dans certaines analyses statistiques. Les dimensions de chaque CL ont d'abord été choisies en fonction des chartes proposées par chaque compagnie, et ensuite en fonction du confort des participants, comme il est d'usage dans ce domaine. La partie inférieure de la CL doit être à la hauteur de l'épine iliaque antérosupérieure et ne doit pas entrer en contact avec les cuisses en position assise.



**Figure 4 - Illustration des ceintures lombaires (CL) investiguées.**

Cholewicki, Lee, *et al.* (2010) ont récemment proposé que la tension des ceintures soit standardisée en appliquant les forces nécessaires pour générer une pression donnée, telle que mesurée avec un senseur FSR (Force Sensing Resistor ®; Interlink Electronics; modèle FSR400) qui a été collé sur la peau, juste au-dessus de la crête iliaque droite, de sorte qu'il soit imperceptible par le sujet. Ce senseur est une plaque de 4,0 x 4,0 cm qui a été collée sur un support en plastique semi-rigide (épaisseur totale : 2 mm) et qui est recouverte d'une mince feuille de styromousse afin de protéger le senseur (figure 5). Une pression de 70 mmHg (9,4 KPa) avait été utilisée dans les travaux de Cholewicki, mais des essais récents réalisés dans notre laboratoire, chez 20 sujets sains (10 hommes et 10 femmes), ont révélé que cette pression était élevée par rapport à ce que les sujets auraient fait naturellement (validité externe compromise) et était souvent difficile à atteindre, notamment avec la ceinture élastique. Une pression de 60 mmHg (8,0 KPa) a donc été utilisée dans la présente étude.





**Figure 5 - Senseur de pression utilisé pour standardiser la tension des ceintures lombaires.**

### **3.4 Procédures expérimentales**

Voici la procédure (tâches, nombre d'essais, périodes de repos, séquence, durées) suivie lors des deux sessions de mesure. Les principales tâches (n = 7) sont illustrées à la figure 6. Chacun de ces éléments est détaillé par la suite dans la sous-section 3.5.

#### Session 1

1. Vérification de certains critères d'exclusion : pression artérielle, obésité (IMC) (5 min)
2. Invitation à remplir des questionnaires;
3. Marquage de la peau et mesures anthropométriques;
4. Mesure de l'intensité de la douleur en position debout, dans les 3 conditions expérimentales — Sujets lombalgiques seulement;
5. Réalisation de la Tâche 1 - Proprioception lombaire [4 essais de familiarisation; 10 essais (aucun repos) × 3 conditions expérimentales] + questions;
6. Réalisation de la Tâche 2 - Stabilité posturale du tronc [2 essais de familiarisation; 3 essais (1 min repos) × 3 conditions expérimentales] + questions;
7. Réalisation de la Tâche 3 - Rigidité lombaire [3 essais de familiarisation; 3 essais (1 min repos) × 3 conditions expérimentales] + questions.

#### Session 2

1. Positionnement des senseurs de mouvement;
2. Réalisation de la Tâche 4 - Levées de charges (4 boîtes de familiarisation [un aller]; 4 boîtes × 2 directions [aller-retour] × 3 conditions expérimentales [5 min repos]) + questions;
3. Positionnement des électrodes EMG de surface;
4. Réalisation de la Tâche 5 - Ajustements posturaux anticipatoires (2 essais de familiarisation; 10 essais × 3 conditions expérimentales) + questions;
5. Retrait des électrodes EMG correspondant aux OI/TrA, car causeraient des interférences avec la Tâche 6 (compression contre rebord inférieur des CL) et 7 (coussins appareil);

6. Réalisation de la Tâche 6 - Coordination du tronc (2 essais de familiarisation; 5 essais consécutifs x 3 conditions expérimentales [2 min repos]) + questions;
7. Retrait des senseurs inertiels à l'exception de celui positionné à T1-T2;
8. Réalisation de la Tâche 7 – Activation des muscles du tronc (2 essais de familiarisation; 5 essais consécutifs x 3 conditions expérimentales [2 min repos]);
9. Invitation à remplir le questionnaire sur les dimensions psychologiques suivantes : attitudes à l'égard du port d'une CL, sentiment d'efficacité fonctionnelle avec et sans CL dans les activités de la vie quotidienne, la stigmatisation sociale anticipée.

Note : Les tâches 1 à 7 n'ont pas été présentées aléatoirement, car cela n'est pas nécessaire pour répondre aux questions de recherche. Cette séquence a été déterminée afin de permettre un protocole efficace en évitant de positionner et de retirer les différents senseurs inutilement (session 2). Par contre, pour chaque tâche, les conditions expérimentales (sans CL, avec CL-E, avec CL-NE) ont été présentées aléatoirement.

### 3.5 Techniques de mesure, tâches et traitement des données

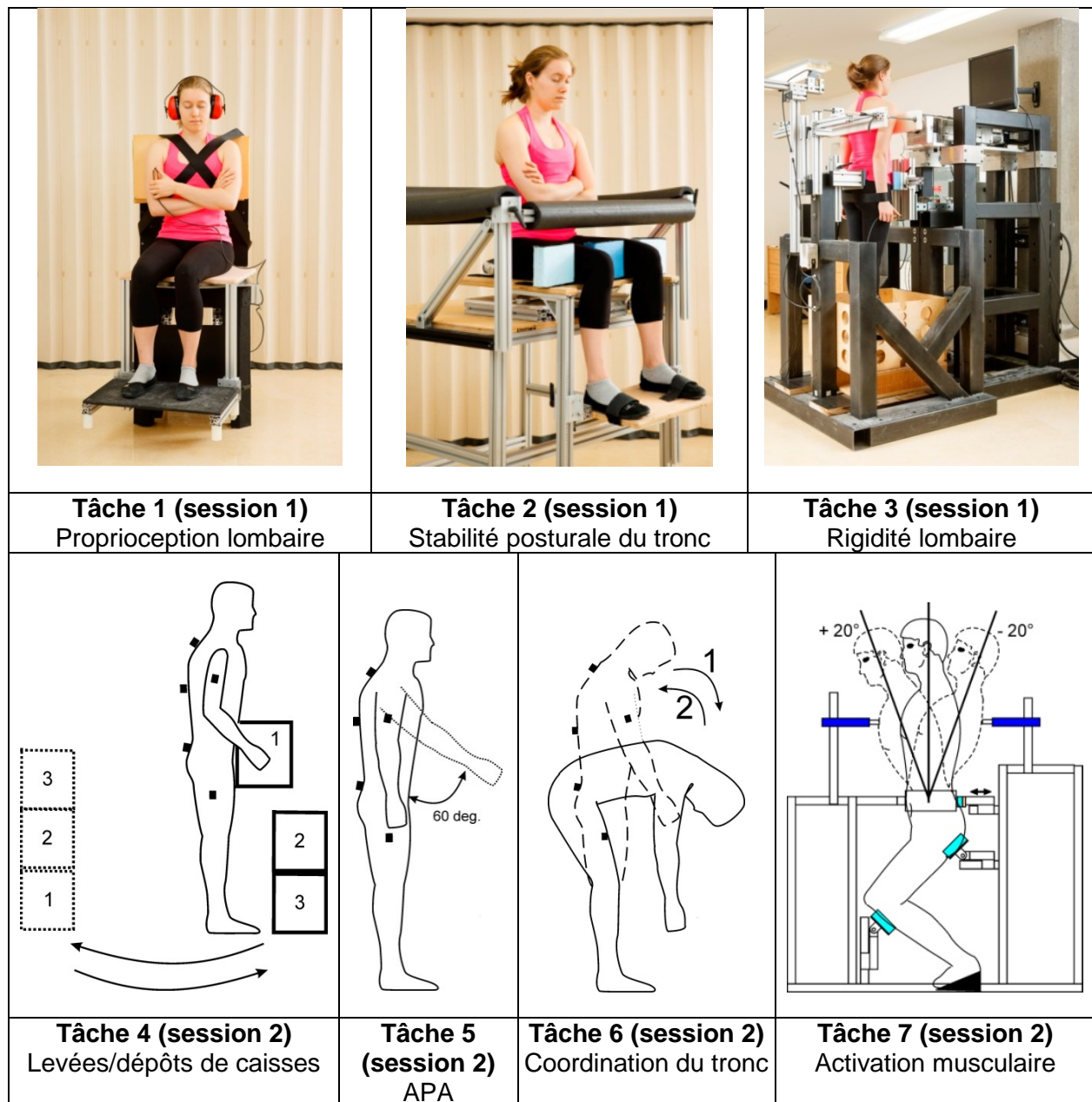
#### 3.5.1 Questionnaires génériques autoadministrés.

Un seul questionnaire a été rempli par tous les sujets, soit celui relatif au niveau d'activité physique général (Baecke, Burema et Frijters, 1982). Les autres questionnaires ont été utilisés, soit pour décrire l'échantillon de sujets lombalgiques, soit pour définir des sous-groupes cliniques :

- ❑ Perception de la capacité fonctionnelle : questionnaire Roland-Morris [RMDQ – Roland-Morris Disability Questionnaire; (Roland et Morris, 1983)]
- ❑ Dramatisation de la douleur : avec l'échelle du même nom [PCS – Pain Catastrophizing Scale; (Sullivan, M. J. L., Bishop et Pivik, 1995)].
- ❑ Peurs des activités quotidiennes [Fear of Daily Activities Questionnaire – FDAQ; (George, Valencia, Zeppieri et Robinson, 2009)].
- ❑ Les peurs et croyances face à l'activité physique et au travail [Fear-avoidance Beliefs Questionnaire - FABQ (Waddell, Newton, Henderson, Somerville et Main, 1993)].
- ❑ Les signes cliniques d'instabilité lombaire sont ceux retenus par un groupe d'experts (Cook, Brismee et Sizer, 2006) et qui sont identifiables avec l'histoire médicale (15 questions présentées sous forme d'entrevue).

Les deux questionnaires qui ont servi à déterminer des sous-groupes cliniques au regard de la peur de la douleur/mouvement (hypothèse psychologique) sont (1) le FABQ-AP, soit la sous-échelle « activité physique » du FABQ; (2) le FDAQ. Le FABQ-AP ne couvre que l'activité physique en général, c'est la raison pour laquelle le FDAQ fût aussi utilisé, car ce questionnaire fait référence à des activités qui sont reconnues pour exiger beaucoup d'efforts pour le dos.

Les signes cliniques d'instabilité lombaire ont aussi été utilisés pour former des sous-groupes cliniques (hypothèse biomécanique). Aucune mesure directe de l'instabilité lombaire ne faisant l'unanimité, il a été ici proposé de faire un score global (score / 15) dérivé des réponses aux 15 questions (annexe A), plutôt que de procéder à des tests objectifs onéreux qui ne semblent pas donner de meilleurs résultats.



**Figure 6 - Tâches (dispositifs) utilisées pour mesurer les paramètres psychologiques et neuromécaniques (activation musculaire, mouvements, etc.) associées aux trois conditions expérimentales.**

Les mesures neuromécaniques ont été recueillies durant l'exécution de chaque tâche/essai/condition expérimentale alors que les mesures psychologiques portant sur les peurs liées à la douleur ont été réalisées après que tous les essais des Tâches 2, 4, 5 et 6 (les plus menaçantes) aient été complétés (après chaque tâche). Ces essais répétés lors de différentes tâches ont permis de bien ressentir les effets (peurs, douleurs, efforts, chargement des structures lombaires) de porter ou non une CL. Cette procédure a permis, à la fin de la séance 2, de les questionner sur leurs attitudes, leur sentiment d'efficacité fonctionnelle et sur la stigmatisation sociale anticipée quant au port éventuel d'une ceinture lombaire. APA: ajustements posturaux anticipatoires; EDM: étendue de mouvement.

### **3.5.2 Mesures anthropométriques**

Les mesures suivantes ont été recueillies: (1) taille (2) masse (3) longueur L5-C7 (L5 à C7) (4) circonférence et diamètre antéro-postérieur au niveau du nombril (5) quatre plis cutanés (biceps, triceps, supra-iliaque, sous-scapulaire) pour estimer le pourcentage de graisse (Durnin et Womersley, 1974) (6) les plis cutanés à 3 cm latéralement à L3 (proxy muscles du dos) et supra-iliaque (proxy muscles abdominaux) pour utiliser comme covariables dans les analyses EMG (détails sous-section 4.3.7).

### **3.5.3 Tests cliniques**

Une façon indirecte d'identifier les patients qui sont susceptibles d'avoir une instabilité lombaire est d'utiliser une règle de prédiction clinique (RPC) qui détermine quels sont les patients susceptibles de bien répondre aux exercices de stabilisation lombaire (Hicks *et al.*, 2005). Les bases théoriques de ce programme d'exercices couvrent la problématique d'instabilité lombaire alors cet outil devrait aussi théoriquement identifier les patients recherchés. Bien que cette règle de prédiction n'en soit qu'à un état de développement préliminaire, c'est le seul outil existant qui peut être utilisé en soins de première ligne (en dehors du questionnaire de Cook *et al.*, 2006) pour identifier ces personnes. Selon cette RPC, les patients dont la réponse à ces quatre éléments est positive présenteraient des signes cliniques d'instabilité lombaire. Ces éléments sont : (1) mener un test d'instabilité lombaire (Hicks, Fritz, Delitto et Mishock, 2003), (2) avoir au moins un des cinq signes de mouvements aberrants lors d'un mouvement de flexion/extension maximale du tronc (Hicks *et al.*, 2003), (3) subir le test de Lasègue (élévation passive jambe tendue) > 91°; (4) être âgé de < 40 ans. Une étude récente a démontré une excellente fidélité de la RPC ( $\kappa = 0,86$ ), c.-à-d. en tenant compte des quatre éléments pour prendre la décision (Rabin, Shashua, Pizem et Dar, 2013)

### **3.5.4 Tests en laboratoire**

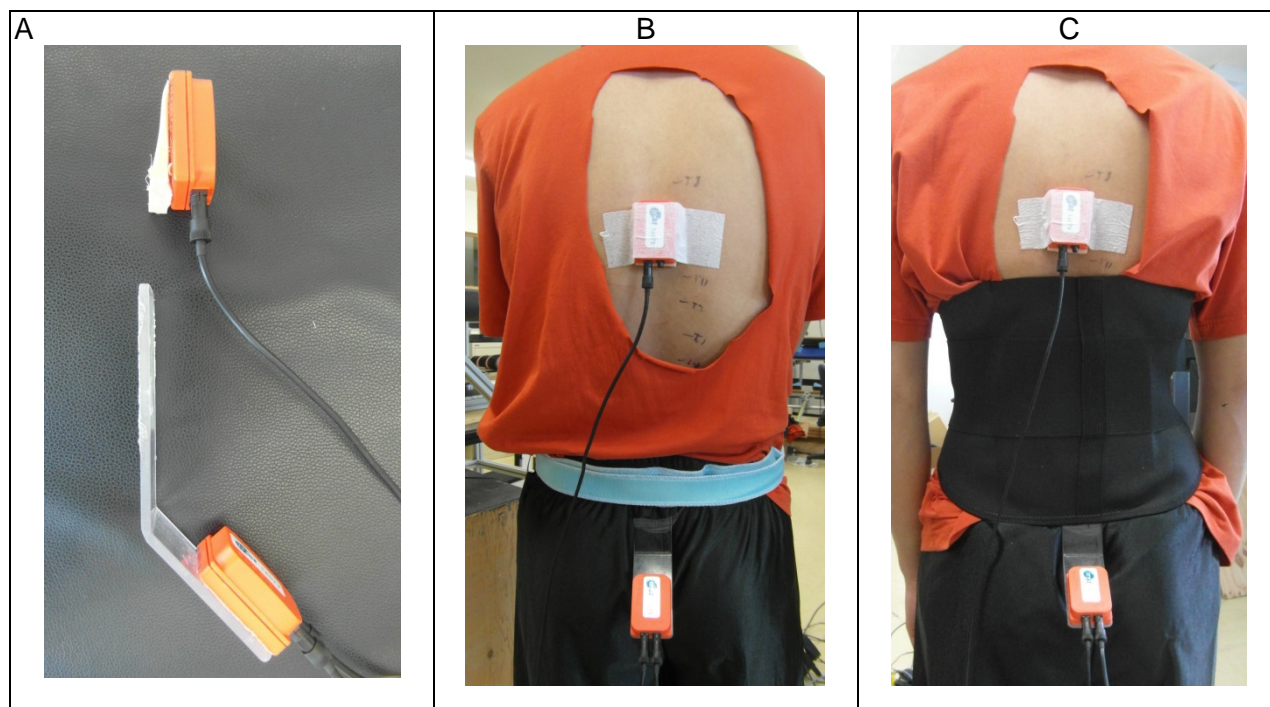
#### **3.5.4.1 Techniques de mesure**

##### **3.5.4.1.1 Cinématique**

Un système d'analyse de mouvement comprenant cinq senseurs inertiels 3D (X-Sens Motion Technologies, Enschede, The Netherlands) a permis la mesure de la cinématique angulaire de la chaise (Tâche 2) et des différents segments du corps (bassin [sacrum], colonne lombaire [T9-T10] et thoracique [T1-T2], cuisse et bras droits) lors des Tâches 4, 5, 6 et 7, à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz.

La stratégie qui a été utilisée pour éviter que les ceintures interfèrent avec les mesures de mouvement est illustrée et expliquée à la figure 7. Cette procédure a été éprouvée avec succès dans une étude préliminaire de 20 sujets (Larivière, Caron, Preuss et Mecheri, 2014). Bien que la portion dorsale des deux CL ait une longueur identique (10 pouces) et arriverait conséquemment à la même hauteur sur la colonne vertébrale, leur positionnement sur la colonne vertébrale variera en fonction de la morphologie et des mensurations des individus. La position finale du senseur a donc été notée. Toutes les données angulaires ont été filtrées avec un filtre Butterworth (ordre 4) sans déphasage temporel et dont la fréquence de coupure optimale était déterminée selon une analyse résiduelle. Afin d'enlever la variabilité due au positionnement des senseurs et à la morphologie des sujets, tous les angles ont été mis à zéro

lors d'une position de référence où le sujet était debout, les bras placés de chaque côté du corps (posture confortable).



**Figure 7 - Stratégie pour assurer le suivi des mouvements du bassin et du thorax sans qu'il y ait interférence des ceintures lombaires sur les mesures cinématiques.**

A) Le capteur inertiel du haut a été positionné le plus près possible de la ceinture, mais en laissant suffisamment de marge de manœuvre (2 cm) pour éviter tout contact lors des mouvements; le capteur inertiel du bas était collé sur une pièce de plastique ayant un angle de 135°. B) Cette pièce de plastique était insérée à travers un trou fait dans la culotte (juste sous l'élastique de soutien) et collée sur la peau recouvrant le sacrum avec de la colle prévue à cet effet. Afin que ce dispositif demeure bien en place, une ceinture élastique d'une largeur de 3 cm a été utilisée pour entourer le haut du bassin, ce qui ne produit aucun support lombaire. C) Dans tous les essais avec le port d'une CL, cette dernière était placée par-dessus la région du sacrum et recouvrait donc la ceinture élastique de 3 cm ainsi que la pièce de plastique sur laquelle était collée le capteur inertiel. Cette procédure ne produit aucun inconfort lors des mouvements.

### 3.5.4.1.2 Électromyographie de surface (pour les Tâches 5, 6 et 7)

Les signaux EMG des muscles dorsaux ( $n = 2$ ) et abdominaux ( $n = 6$ ) ont été recueillis (taux d'échantillonnage: 1000 Hz; bande passante: 20-450 Hz) avec un système Bagnoli-16 (DS-B04; Delsys Inc., MA) et 8 paires d'électrodes de surface (modèle DE-2.1; gain : 10, DelSys Inc., Wellesley, MA). Les électrodes ont été positionnées bilatéralement vis-à-vis l'ilio-costal lombaire à L3 (position latérale), sur le droit de l'abdomen (DA), les obliques externes (OE) et les obliques internes et transverses de l'abdomen (OI/TrA) (McGill, S., 1991). Afin d'éviter que les électrodes soient écrasées ou déplacées par le contact avec les CL et que les signaux EMG

soient ainsi altérés, des pièces de styromousse de 7,5 mm d'épaisseur, trouées pour entourer les électrodes, ont été collées sur la peau (Jorgensen et Marras, 2000).

Aucune tâche de référence n'a été utilisée pour obtenir des EMG de référence. En effet, les signaux EMG ne demandaient pas à être normalisés en amplitude, car les variables EMG dérivées des Tâches 5 et 6 étaient des latences (Tâche 5) ou ratios (Tâche 6). Les quelques variables d'amplitude EMG (Tâche 7) pouvaient être comparées entre les conditions expérimentales, car les sujets étaient leur propre contrôle, mais les comparaisons entre groupes étaient évidemment limitées. L'équipe de recherche a plutôt préféré comparer les signaux EMG bruts (non normalisés), car les sujets lombalgiques étaient hésitants à réaliser les contractions maximales nécessaires pour accomplir cette procédure de normalisation (Hirsch, Beach, Cooke, Menard et Locke, 1991; Thomas, France, Sha et Wiele, 2008), ce qui invaliderait les comparaisons. Cependant, toujours pour les variables de la Tâche 7, des analyses supplémentaires ont été réalisées en ajustant pour une covariable importante, soit le pli cutané qui explique jusqu'à 81 % de la variation en amplitude de l'EMG (Hemingway, Biedermann et Inglis, 1995). Le pli cutané pris dans la région du dos (au site de l'électrode positionnée à L3) ou des abdominaux (pli supra-iliaque) a été utilisé à cette fin.

### **3.5.4.2 Tâches**

#### **3.5.4.2.1 Proprioception lombaire (Tâche 1)**

Un test du sens du repositionnement actif, réalisé dans le plan transverse (rotation du tronc), a été effectué à l'aide d'une chaise instrumentée (figure 6 – Tâche 1). La chaise de proprioception lombaire est une reproduction fidèle d'un appareil qui a fait l'objet de publications (Lee, Cholewicki, Reeves, Zazulak et Mysliwicz, 2010; Silfies, Cholewicki, Reeves et Greene, 2007). Cet appareil permet de mesurer autant le sens du mouvement que celui du repositionnement (en mode passif et actif), mais il a été choisi d'évaluer le sens du repositionnement en mode actif (avec participation des muscles du tronc) afin de mesurer la proprioception dans des modalités qui se rapprochent des tâches fonctionnelles (meilleure validité externe). Le dossier de la chaise demeure fixe et permet de stabiliser le tronc avec des courroies lors de l'évaluation. Pour fins de sécurité, cette chaise comporte des butées mécaniques empêchant des rotations de plus de 25°.

Une fois le sujet positionné dans l'appareil, avec les yeux fermés, des coquilles sur les oreilles, les bras croisés et avec un bouton-poussoir dans une main, le test de repositionnement actif a suivi ces étapes :

1. La chaise produisait une rotation de 10° (position cible) dans une direction donnée à une vitesse de 2,2°/s;
2. Le sujet devait alors demeurer immobile pendant trois secondes afin de mémoriser cette position;
3. La chaise revenait ensuite automatiquement en position neutre (vitesse : 2,2°/s) et le système d'embrayage était désactivé;
4. Le sujet devait finalement retourner vers la position cible et presser le bouton-poussoir afin de déterminer la position atteinte.

Avant les conditions expérimentales, quatre essais (yeux ouverts et fermés) ont été réalisés afin de familiariser le sujet. Pour chaque condition expérimentale, dix essais (10 fois les étapes 1 à 4) ont été réalisés, soit cinq dans chaque direction, dans un ordre aléatoire. Aucune différence significative n'a été obtenue entre les erreurs absolues des essais vers la gauche et ceux vers la droite, de sorte que les 10 essais ont été combinés pour calculer les quatre variables décrites ci-dessous (Schmidt et Lee 2005). Par contre, afin d'éliminer les erreurs extrêmes, les valeurs en dehors de la plage d'erreurs correspondant à 2 interquartiles ont préalablement été éliminées.

1. L'erreur constante (EC) représente la différence positive ou négative entre l'angle atteint et la position cible correspondant à 10 °; elle indique l'amplitude et la direction de l'erreur par rapport à l'angle de la cible (biais), soit ce que l'on nomme la précision.
2. L'erreur variable (EV) mesure l'inconsistance de l'erreur. Elle représente la différence entre l'angle du participant atteint à chaque essai et son propre score moyen.
3. L'erreur absolue (EA) représente l'écart absolu moyen (sans tenir compte du sens de la rotation axiale) entre les réponses des participants et la position cible, ce qui tient compte à la fois du biais et de la variabilité.
4. La variabilité totale (VT) est la somme des différences au carré, ce qui représente une mesure globale de la réussite du participant à atteindre la cible. VT est différente de EV, cette dernière représentant le score des écarts par rapport à la moyenne propre du participant, laquelle n'est pas nécessairement sur la cible. En fait, VT et EV donnent des résultats comparables seulement dans les cas où EC est près de la cible.

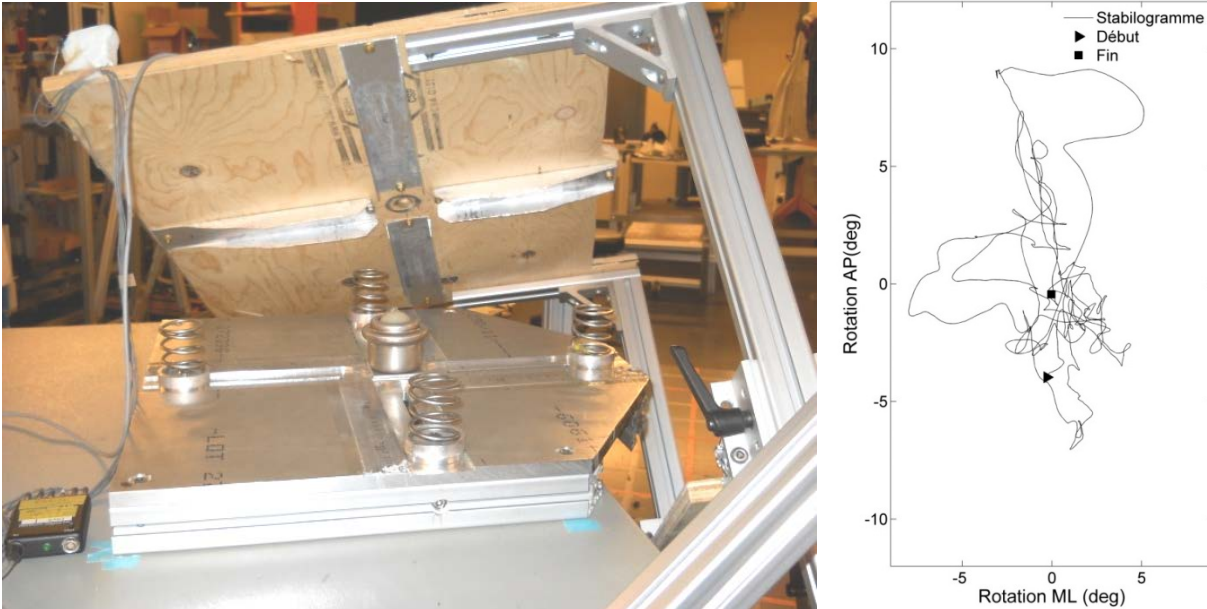
### 3.5.4.2.2 Équilibre postural du tronc (Tâche 2)

Ce test mesure l'équilibre postural du tronc lors d'une tâche d'équilibre en position assise sur une chaise instable où seuls les mouvements de la colonne lombaire sont permis pour rétablir l'équilibre (Lariviere, Mecheri, Shahvarpour, Gagnon et Shirazi-Adl, 2013); figure 6 – Tâche 2). En bref, la base de la chaise est constituée d'un pivot en son centre et de quatre ressorts qui peuvent être disposés et fixés à une distance entre 6,0 et 21 cm à partir du centre, ce qui permet de faire varier le niveau de stabilité du système (figure 8). Le système ne permet que des inclinaisons avant arrière et latérales. Finalement, un senseur inertiel est collé sur la chaise afin de mesurer la cinématique angulaire selon les deux axes de mouvement permis par le système (axes médio-latéral [ou transverse] et antéro-postérieur [ou sagittal]).

Les procédures d'évaluation ont suivi cette séquence :

- a) Positionnement des ressorts aux extrémités de leur course (21 cm) afin de rendre le système stable;
- b) Calibrage de la chaise afin d'ajuster la position des ressorts de manière à induire une tâche équivalente, en matière de difficulté, à des sujets de gabarits différents. À partir de la position neutre, le sujet devait produire un petit mouvement du tronc vers l'avant de manière à incliner graduellement tout le système jusqu'à ce que la chaise s'immobilise, c'est-à-dire jusqu'à ce que le ressort avant atteigne sa compression complète. Cela a été fait à quatre reprises afin de déterminer la distance moyenne ( $R_{\text{ressort}}$ ) calculée selon les formulations détaillées antérieurement (Lariviere, Mecheri, *et al.*, 2013).
- c) Positionnement des ressorts à 60 % de la distance  $R_{\text{ressort}}$ . Cela détermine le niveau de difficulté relatif de la tâche;

- d) Période de familiarisation correspondant à 2 essais de 30 s (yeux ouverts et yeux fermés) et un essai de 60 s avec les yeux fermés;
- e) Trois essais de 60 s avec les yeux fermés et repos de 2 minutes entre chaque essai. Pour chaque essai, le sujet assurait d'abord son équilibre en tenant la barre coussinée avant puis, au signal de l'expérimentateur, la relâchait pour croiser les bras devant le tronc afin d'éliminer la contribution possible des membres supérieurs pour assurer l'équilibre.



**Figure 8 - Montage expérimental pour le test de contrôle postural sur chaise instable et exemple de stabilogramme.**

Dans la figure de gauche, on remarque un pivot au centre de la partie inférieure du montage, entouré de 4 ressorts qui peuvent être positionnés plus ou moins près de celui-ci. Le positionnement des ressorts permet non seulement de faire varier la difficulté de la tâche, mais aussi d'ajuster le montage afin de tenir compte de l'anthropométrie des sujets à l'aide d'une procédure de calibrage. La figure de droite montre un stabilogramme produit par les mesures d'inclinaison de la chaise (mesure du senseur inertiel) dans les plans sagittal (rotation AP – antéro-postérieure) et frontal (rotation ML – médio-latérale) lors d'un essai de 30 s.

Pour chaque essai et condition expérimentale, le stabilogramme produit par le senseur inertiel positionné sur la chaise (figure 8) a été quantifié de manière à obtenir différentes variables qui caractérisent l'équilibre postural (Lariviere, Mecheri, *et al.*, 2013). Ces variables permettant de connaître l'amplitude des mouvements, mais aussi le contenu fréquentiel de ceux-ci. Il y a des variables linéaires, en lien avec la quantité de mouvement, et des variables non linéaires, en lien avec la qualité du mouvement. Parmi 38 variables, 10 ont été retenues (tableau 2) sur la base des résultats de la première étude de fidélité réalisée avec ce protocole de mesure (Lariviere, Mecheri, *et al.*, 2013) et afin de représenter les différentes catégories de variables.



**Tableau 2 - Variables retenues pour quantifier le stabilogramme mesuré lors du test d'équilibre postural du tronc**

Variable * (unités)	Description	L/NL†
Variables traditionnelles (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett et Myklebust, 1996)		
RDIST-R (°)†	Distance RMS par rapport au centre du stabilogramme	L
MVELO-R (°/s) †	Vélocité angulaire moyenne	L
MFREQ-R (Hz)	Fréquence moyenne : fréquence de rotation, en révolutions par seconde, de la position angulaire	L
FD-CE	Dimension fractale : mesure sans unité permettant de quantifier le degré avec lequel une courbe remplit l'espace occupé par le stabilogramme (de manière à ce qu'une ellipse puisse couvrir 95 % du stabilogramme). Des valeurs plus élevées indiquent plus de variabilité dans les stratégies de contrôle.	NL
Hurst rescaled range analysis – HRRA function (Delignieres, Deschamps, Legros et Caillou, 2003)		
HRRA-AP (0 < Hs < 1)	Les valeurs près de zéro indiquent que les perturbations risquent d'être contrôlées et attirées vers un état d'équilibre alors que les valeurs supérieures à 0,5 suggèrent que les perturbations augmenteront.	NL
HRRA-ML (0 < Hs < 1)		NL
« Recurrence quantification analysis » – RQA, avec les fonctions Matlab produites par (Marwan, Romano, Thiel et Kurths, 2007)		
Déterminisme (%)	Pourcentage de déterminisme : Pourcentage de points récurrents formant les diagonales du graphique de récurrence, permettant de quantifier si des séquences (patrons) se répètent.	NL
Entropie	Entropie : Quantification du degré de complexité d'un signal.	NL
Exposant Lyapunov (Rosenstein, Collins et De Luca, 1993)		
Lyapunov-C	Exposant de Lyapunov correspondant à l'intervalle court. Des valeurs négatives indiquent un système stable.	NL
Lyapunov-L	Exposant de Lyapunov correspondant à l'intervalle long. Des valeurs négatives indiquent un système stable.	NL

Ces variables sont ici très brièvement décrites alors le lecteur est dirigé vers les références citées afin de mieux comprendre leur nature. \* Les variables sont parfois calculées selon les mouvements dans l'axe antéro-postérieur (AP) ou l'axe médio-latéral (ML) ou à l'aide des données recueillies sur les deux axes à la fois, c'est-à-dire selon ce que l'on nommera l'axe radial (R). † Analyses linéaires (L) ou non linéaires (NL). RMS : root mean square.

### 3.5.4.2.3 Rigidité lombaire (Tâche 3)

Ce test a permis d'évaluer la rigidité de la colonne vertébrale lombaire (Larivière *et al.*, 2015); figure 6 – Tâche 3. L'idée générale est de recueillir les signaux de force et de mouvement du tronc lorsque celui-ci subit des perturbations aléatoires et répétées dans un temps relativement court (75 s) et d'utiliser un modèle mathématique basé sur les méthodes d'identification de systèmes de manière à déterminer les contributions intrinsèques et réflexives responsables de la rigidité lombaire.

En bref, l'appareil comprend un actionneur linéaire permettant de transformer le mouvement rotatoire du moteur en mouvement linéaire, jumelé à un servomoteur, le tout dirigé par un contrôleur. Une cellule de force insérée entre l'arbre de l'actionneur et le harnais mesure les forces en jeu. Un capteur de déplacement linéaire (Linear Variable Differential Transformer) permet de mesurer le déplacement horizontal du harnais. Les paramètres du servomoteur sont ajustés de manière à générer un changement de position de 4 mm dans un temps inférieur à 40 ms, soit avant l'occurrence de la réponse réflexe des muscles du dos (Granata, Slota et Bennett, 2004; Larivière, Forget, *et al.*, 2010). La force à soutenir tout au long des perturbations est très légère et correspond à un moment d'extension à L5/S1 de 10 Nm chez les femmes et de 15 Nm chez les hommes, étant donné que les femmes démontrent une force maximale du dos équivalente aux 2/3 de la force des hommes. Cette charge équivaut environ à 5 % de la force maximale volontaire qui est estimée respectivement à 200 et 300 Nm chez des femmes et des hommes en santé, lorsque le tronc est en position neutre (Larivière *et al.*, 2002; Larivière, Bilodeau, Forget, Vadeboncoeur et Mecheri, 2010; Larivière *et al.*, 2006; Larivière *et al.*, 2009). La rétroaction de la force est fortement filtrée de manière à réduire considérablement les variations dues aux perturbations. Il est mentionné au sujet que la force en extension sera perturbée et qu'il devra ajuster graduellement la force afin que le tracé demeure en moyenne au niveau demandé.

Les perturbations avant-arrière de 4 mm changent rapidement de direction entre deux positions avec des temps de latence différents (150, 300, 450, 600, ou 750 ms) distribués aléatoirement entre les perturbations. Les perturbations ont été générées à l'intérieur de 75 s, les dernières 60 s (220 perturbations) de chaque essai servant aux analyses. Deux essais de familiarisation de 30 s étaient effectués avant de faire les trois essais de 75 s prévus pour chaque condition expérimentale, avec 2 min de repos entre chacun.

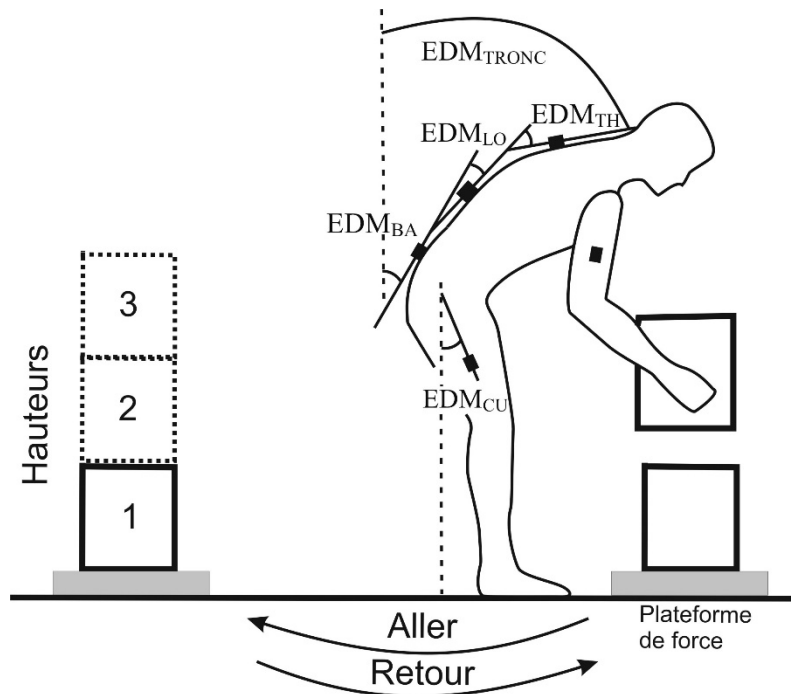
Les deux variables retenues représentent les composantes intrinsèques et réflexives de la rigidité lombaire :

1. K (N/m) : Composante élastique de la rigidité intrinsèque;
2. Gain-réflexe ( $N s^2/m$ ) : Amplitude de la rigidité réflexive.

En d'autres mots, la variable K mesure la rigidité lombaire avant que l'activité réflexe entre en jeu, ce qui comprend la rigidité expliquée par tous les tissus (colonne vertébrale, ligaments, muscles, peau, etc.) ainsi que la rigidité expliquée par l'activation des muscles entourant la région lombaire. La variable Gain-réflexe mesure la rigidité additionnelle expliquée par les réponses réflexes de ces mêmes muscles suite aux perturbations soudaines du tronc.

### 3.5.4.2.4 Hygiène posturale lors de levées/dépôts de caisses (Tâche 4)

Ce test a permis d'étudier l'amplitude de mouvement (EDM) de quatre segments sur lesquels des senseurs ont été positionnés ( $EDM_{CU}$  : cuisse droite;  $EDM_{BA}$  : bassin;  $EDM_{LO}$  : colonne lombaire;  $EDM_{TH}$  : colonne thoracique), ainsi que pour l'EDM du tronc ( $EDM_{TRONC}$ ), lors d'une tâche significative sur le plan des risques professionnels (figure 9). En effet, en matière de fréquence, les manutentionnaires occupent la deuxième position sur le plan des affections vertébrales, juste après les infirmières auxiliaires diplômées (CSST, 2012).



**Figure 9 - Illustration des angles calculés lors de la tâche de levées/dépôts de caisses.**

Des levées et dépôts de charge (caisses de lait, en plastique : 28 cm - hauteur x 33 cm - largeur x 33 cm - profondeur) ont été réalisés pour analyser les effets sur le mouvement du tronc. Trois boîtes empilées (à trois hauteurs, telles qu'identifiées à la figure 9) ont été déplacées d'un point à un autre (figure 6 – Tâche 4) puis replacées à leur position initiale, pour un total de 6 levées et de 6 dépôts. Des consignes relativement strictes ont été imposées lors de la tâche. Chaque prise et chaque dépôt devait se faire en parfaite symétrie (position symétrique des pieds et des mains et tronc dans le plan sagittal). Après la prise de chaque boîte, la position debout (parfaitement à la verticale) devait être atteinte avant de se tourner et se déplacer pour déposer la boîte en arrière du sujet. La phase de flexion des genoux ou du tronc (dépôt de la boîte) ne pouvait être initiée que lorsque les deux pieds étaient immobiles et symétriques. La cadence des levées était libre, ainsi que la technique de levage, bien que la prise devait se faire avec des poignées positionnées à 5 cm du fond de chaque caisse. Les boîtes avaient un poids de 6 kg pour les femmes et de 9 kg pour les hommes, cela pour respecter le ratio de force maximale du dos des 2/3 entre les femmes et les hommes. La hauteur des boîtes respectait aussi le ratio de taille entre les femmes et les hommes, soit un ratio de 9/10 (1,63/1,76 m pour des adultes canadiens), en coupant le haut des caisses pour les femmes ( $28 * 9/10 \approx 25$  cm). Ces paramètres permettraient de comparer les hommes et les

femmes comme groupes (et non sur une base individuelle), si souhaité. Les caisses étaient saisies ou déposées sur deux plateformes de force d'une épaisseur de 8,5 cm et séparées de 1,35 m pour les femmes et de 1,50 m pour les hommes (ratio 9/10). Ces plateformes ont permis d'établir le moment précis lors duquel chaque boîte touchait ou quittait le sol (ou le dessus de la pile de boîtes) et ainsi de bien circonscrire la période d'analyse des signaux. La flexion maximale de chaque segment lors de la levée et lors du dépôt de chaque boîte a ainsi été extraite. Chaque événement (3 prises et 3 dépôts) a été traité lors de l'aller et du retour. Des analyses statistiques préliminaires ont établi que les valeurs de l'aller et du retour, que ce soit pour la prise ou pour le dépôt, étaient équivalentes, ce qui a permis d'en faire la moyenne. En plus des analyses globales du mouvement, des analyses plus fines ont été réalisées en segmentant le mouvement du tronc en quatre intervalles d'analyses (0-25, 25-50, 50-75, 75-100 % de EDM<sub>TRONC</sub>), mais seulement pour les mouvements de levée et de dépôt lorsque la caisse était au sol (hauteur = 1), permettant ce type d'analyse.

#### **3.5.4.2.5 Ajustements posturaux anticipatoires (Tâche 5)**

Ce test ainsi que les analyses résumées ci-après ont été utilisés dans des travaux antérieurs (Larivière *et al.*, 2010); figure 6 – Tâche 5. Ce test évalue l'activité posturale anticipatoire (préparatoire) des muscles du tronc (Hodges et Richardson, 1996, 1999) précédant un mouvement rapide du bras, cela dans le but de minimiser la perturbation de la colonne vertébrale subséquente causée par le mouvement du bras. Placé devant un écran, le sujet doit attendre un signal d'avertissement (« Prêt ») et ensuite, après une période aléatoire variant entre 0,5 et 2 s, doit faire le mouvement du bras aussitôt que le signal de départ (point rouge) apparaît sur l'écran. Le sujet doit fléchir le bras droit vers l'avant jusqu'à un angle d'environ 60° (0° = verticale) et retourner à la position de départ, le tout (aller et retour) aussi rapidement que possible. Le sujet est informé que l'accent doit être mis sur la rapidité du mouvement et non sur son amplitude exacte (60°). Dix essais ont été réalisés avec une période de repos de 5 s entre chacun.

La latence entre l'activation du deltoïde antérieur et chaque muscle du tronc (dorsaux et abdominaux) était la variable d'intérêt. La fenêtre de recherche de l'activation des muscles du tronc était entre 100 ms avant et 200 ms après l'activation du deltoïde antérieur, ce qui permet de rejeter les essais lors desquels l'activation des muscles du tronc risque de ne pas être associée à la tâche (Aruin et Latash, 1995). Pour ce faire, le début de l'activation de chaque muscle a été déterminé avec une méthode automatisée (Staudé, 2001). Les résultats correspondant aux 10 essais de chaque condition expérimentale ont été moyennés.

#### **3.5.4.2.6 Coordination du tronc lors de la flexion maximale (Tâche 6)**

Ce test ainsi que les analyses résumées ci-après ont été utilisés dans des travaux antérieurs (Larivière *et al.*, 2010); figure 6 – Tâche 6. Ce test a permis d'étudier la présence du phénomène de flexion-relaxation (PFR), soit la présence d'inactivité des muscles dorsaux en fin de flexion lombaire (Neblett *et al.* 2003), ainsi que l'amplitude de mouvement (EDM) des segments du tronc. En position debout, le sujet devait lentement fléchir le tronc vers l'avant le plus loin possible, demeurer en flexion maximale, reprendre la position debout (extension du tronc) et demeurer en position. Chacune de ces tâches devait durer 4 secondes et la séquence devait être répétée quatre autres fois consécutivement. Pour la tâche 6 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).

Évaluation du phénomène de flexion relaxation. Les signaux EMG correspondant aux cycles 2, 3 et 4 ont été redressés et filtrés (filtre Butterworth, ordre 3, fréquence de coupure : 4 Hz) de manière à obtenir leur enveloppe linéaire (figure 10). Pour les muscles dorsaux, les valeurs EMG ( $EMG_{flex}$ ,  $EMG_{fin}$ ,  $EMG_{ext}$ ) correspondant à certains événements ponctuels (valeurs minimales et maximales) ont été détectées automatiquement pour chacun de ces cycles (figure 10).  $EMG_{flex}$  était définie comme étant l'EMG maximale obtenue entre le début et la fin de la flexion du tronc, comme mesuré avec le senseur de mouvement positionné à T1-T2. De la même façon,  $EMG_{ext}$  était définie comme étant l'EMG maximale obtenue entre le début et la fin de l'extension du tronc.  $EMG_{fin}$  était définie comme l'EMG minimale obtenue entre deux bornes situées à 25 % et 75 % du temps séparant  $EMG_{flex}$  et  $EMG_{ext}$ . Ces valeurs ont été utilisées pour produire le ratio de flexion-relaxation (RFR) permettant de quantifier le phénomène de flexion-relaxation (Watson, Booker, Main et Chen, 1997), tel qu'illustré à la figure 10.

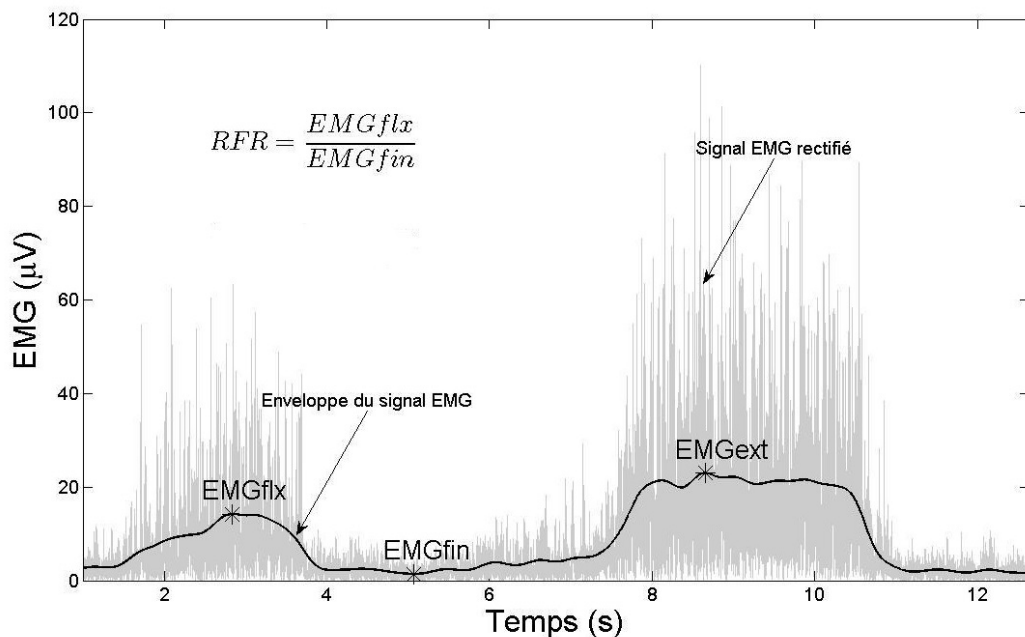


Figure 10 - Illustration des variables EMG obtenues pour quantifier le phénomène de flexion-relaxation (exemple d'un signal EMG à L3). RFR : « ratio flexion-relaxation ».

La flexion maximale de chaque segment du tronc (bassin, colonnes lombaire et thoracique) et du tronc en entier a été définie de la même façon que celle pour la tâche de levées/dépôts de caisses (figure 9), avec les variables  $EDM_{BA}$ ,  $EDM_{LO}$ ,  $EDM_{TH}$  et  $EDM_{TRONC}$ , respectivement. Des analyses plus fines par intervalles ont aussi été réalisées en segmentant le mouvement du tronc en quatre intervalles d'analyses (0-25, 25-50, 50-75, 75-100 % de  $EDM_{TRONC}$ ).

### 3.5.4.2.7 Activation musculaire lors de flexion-extension sous-maximale (Tâche 7)

Ce test ainsi que les analyses résumées ci-après ont été utilisés dans des travaux antérieurs (Larivière *et al.*, 2010) et ont permis d'évaluer l'activation musculaire lors d'une tâche posturale de faible intensité de manière à être capable de détecter les petits effets anticipés (Cholewicki *et al.*, 2007). Assis dans un appareil permettant de stabiliser les membres inférieurs et le bassin

(figure 6 – Tâche 7), le sujet devait fléchir le tronc vers l'avant ( $20^\circ$ ) et vers l'arrière ( $-20^\circ$ ) à une cadence imposée par un métronome (8 s en tout), et cela à cinq reprises consécutives. Les bras devaient demeurer de chaque côté du corps et la tête devait rester droite (aucune flexion de la tête). Un guide muni d'une bande flexible a été placé devant et derrière le sujet afin de limiter l'amplitude de mouvement à  $\pm 20^\circ$ , telle que vérifiée avec un inclinomètre positionné près du capteur de mouvement.

Le capteur inertiel positionné sur le haut du tronc (niveau T1-T2) a d'abord servi à démontrer l'équivalence entre les conditions expérimentales en ce qui a trait à l'étendue de mouvement (EDM) et puis à délimiter les fenêtres d'analyses des signaux EMG. Comme déjà effectué dans des travaux antérieurs (Larivière *et al.*, 2010), les signaux EMG correspondant aux cinq cycles de mouvement ont été filtrés et quantifiés. Une analyse de l'amplitude des signaux EMG (Jonsson, 1978) a été réalisée avec la fonction de la distribution des probabilités des amplitudes du signal (Amplitude Probability Distribution Function ou APDF) afin d'identifier les niveaux d'activité minimal ( $APDF_{10}$ ), médian ( $APDF_{50}$ ) et maximal ( $APDF_{90}$ ), soit les valeurs correspondant aux 10<sup>e</sup>, 50<sup>e</sup> et 90<sup>e</sup> percentiles du signal.  $APDF_{10}$  (bas niveau d'activité) correspond aux phases du mouvement (flexion ou extension) lors desquelles la fonction du muscle est antagoniste alors que  $APDF_{90}$  (haut niveau d'activité) correspondait aux phases où la fonction du muscle est agoniste.  $APDF_{50}$  donne une estimation de l'activité « moyenne » (médiane, plus précisément) au cours des deux phases du mouvement. Ces variables APDF ne sont pas normalisées par rapport à une EMG de référence, ce qui permet toujours de comparer les conditions expérimentales, mais limitent la comparaison entre groupes et compliquent l'interprétation de la valeur physiologique de ces quantités.

#### 3.5.4.3 Questions spécifiques associées aux tâches et aux ceintures lombaires

Les mesures suivantes ont été recueillies chez les sujets lombalgiques seulement.

Au début de la séance 1, l'intensité de la douleur actuelle a été rapportée verbalement et mesurée avec une échelle numérique non visuelle de 11-points (0 à 10) soit au tout début lors de la passation des questionnaires (en position assise). Par la suite, cette mesure a été recueillie en position debout, sans CL et avec les deux types de CL.

Les dimensions psychologiques associées à la dramatisation et aux peurs liées à la douleur ont été mesurées à l'aide d'instruments (annexe B) permettant de s'ajuster aux conditions spécifiques *in vivo* réalisées dans le laboratoire, comme suggéré antérieurement (Edwards, Campbell et Fillingim, 2005). Ces instruments ont été utilisés après chaque condition expérimentale (sans CL, CL-E et CL-NE) pour 4 des 6 tâches, soient les tâches qui exigent le plus de mouvements (figure 6 – Tâches 2, 4, 5, 6). La dramatisation a été mesurée avec un instrument composé de 6 items pour lesquels la consistance interne (alpha de Cronbach= 0,87) est excellente (Edwards, Smith, Stonerock et Haythornthwaite, 2006). Cependant, contrairement aux résultats d'Edwards, la réponse était dichotomique (oui/non), car la durée des tâches est jugée insuffisante pour permettre d'utiliser une échelle de fréquence (0 – pas du tout; 1 – à un léger degré; 2 – à un degré modéré; 3 – à un degré élevé; 4 - tout le temps). Le score total de l'instrument variait donc de 0 à 6. Les peurs liées à la douleur ont été mesurées en s'inspirant du PHODA (*Photograph Series of Daily Activities*) de Leeuw, Goossens, van Breukelen, Boersma et Vlaeyen (2007), c'est-à-dire en présentant une figure du mouvement qui vient d'être réalisé pour ensuite demander d'indiquer dans quelle mesure ce mouvement les préoccupait en ce qui a trait à l'aggravement de leur douleur au dos, à l'aide d'une échelle visuelle analogue de 10 cm.

À la fin de la séance 2, les sujets étaient invités à répondre à un questionnaire construit *ad hoc* et inspiré de plusieurs travaux (Anderson, Dowds, Pelletz, Edwards et Peeters-Asdourian, 1995; Reddell *et al.*, 1992; Roelofs, 2009; Roelofs, van Poppel, *et al.*, 2010; Sullivan, M. J. L. *et al.*, 1995; Symonds, Burton, Tillotson et Main, 1996) afin de mesurer un ensemble de variables de nature psychologique (les attitudes, le sentiment d'efficacité fonctionnelle et la stigmatisation sociale anticipée) reliées au port d'une CL (annexe C).

Lors de la passation de ce questionnaire, les sujets avaient notamment réalisé les deux tâches les plus difficiles en termes de chargement et de mouvement lombaire lors de la session 2 (Tâches 4 [manutention] et 6 [flexion maximale]), ce qui leur permettait de répondre à ces questions. Les deux CL étaient d'abord présentées au sujet et on demandait laquelle il préférerait. Ensuite, le questionnaire devait être rempli en ayant en tête l'expérience avec cette CL.

- **Les attitudes à l'égard du port d'une CL.** L'échelle de mesure utilisée était composée de dix-sept items qui ont été traduits et adaptés à partir d'études précédentes sur le mal de dos et le port de CL (Reddell *et al.*, 1992; Roelofs, 2009; Roelofs, van Poppel, *et al.*, 2010; Sullivan, M. J. L. *et al.*, 1995; Symonds *et al.*, 1996). L'échelle a permis de mesurer quatre sous-dimensions : (1) confort, (2) soulagement de la douleur lombaire, (3) pratique (utile), (4) sensation de support lors de tâches spécifiques. Les réponses sont évaluées sur une échelle de mesure variant de 0 (Pas du tout d'accord) à 4 (Tout à fait d'accord). Les scores permettent d'évaluer si les attitudes sont positives (favorables) ou négatives (défavorables) au regard du port d'une CL. Avant de procéder au calcul des scores moyens, les items dont la valeur allait dans un sens contraire ont été inversés pour assurer la validité et la fiabilité de la mesure.
- **Le sentiment d'efficacité fonctionnelle.** À l'aide de la sous-échelle *Self-efficacy for physical function (FSE)* développée par Anderson *et al.* (1995), le nombre de sujets, qui se sentent capables d'accomplir certaines tâches avec ou sans CL dans les activités de la vie quotidienne, est mesuré. Puis, est utilisée l'échelle de réponse adaptée aux travaux de Field, Newell et McCarthy (2010), c'est-à-dire que l'évaluation se fait à l'aide d'une échelle de Likert en 9 points variant de 0 (Pas du tout sûr) à 8 (Tout à fait sûr). Le score peut varier de 0 à 72. Un score élevé indique un fort sentiment d'efficacité fonctionnelle. Deux scores ont été calculés : sentiment d'efficacité fonctionnelle avec CL (9 items) et sentiment d'efficacité fonctionnelle sans CL (9 items).
- **La stigmatisation sociale anticipée.** À partir de l'échelle de mesure du soutien social (Jellema *et al.*, 2002; Roelofs, 2009; Roelofs, van Poppel, *et al.*, 2010), une échelle composée de sept items est utilisée pour évaluer comment, d'après le participant, les personnes significatives de leur entourage pourraient percevoir l'utilisation d'une CL, Il s'agit des personnes au travail (supérieur au travail, collègues [2 items], clients) et en dehors du travail (famille, amis, thérapeute). L'échelle d'origine était composée de cinq items et l'alpha était faible (0,40). À partir des qualités métrologiques de l'échelle, l'équipe de recherche l'a adaptée. Pour répondre à l'objectif spécifique (n.5) de l'étude, sept scores, un pour chaque item, ont été calculés en considération du fait que des valeurs manquantes étaient présentes dans la banque de données, car certains répondants n'avaient pas de supérieur immédiat, ni de thérapeute. L'échelle de réponse est de type Likert à 5 points variant de 0 (Pas du tout d'accord) à 4 (Tout à fait d'accord). Avant de procéder avec le calcul des scores moyens, les items dont la valeur allait dans un sens contraire ont été inversés pour assurer la validité de la mesure. Un score élevé indique un faible niveau de stigmatisation sociale anticipée (*social support*) selon Roelofs (2009).

### 3.6 Analyses statistiques

Pour répondre à l'objectif 1, des analyses de variance ANOVA à deux facteurs (3 TÂCHES × 3 CONDITIONS), avec mesures répétées pour le facteur TÂCHE (2, 4, 5, 6 selon **figure 6**) et CONDITION (sans CL, CL-E, CL-NE) ont été appliquées sur chaque variable psychologique (peur, dramatisation) mesurée juste après ces quatre tâches jugées menaçantes.

Pour répondre aux objectifs 2 et 3 de l'étude, des ANOVA à deux facteurs (2 GROUPES × 3 CONDITIONS), avec mesures répétées pour le facteur CONDITION (sans CL, CL-E, CL-NE) ont été appliquées sur chaque variable biomécanique afin de vérifier si les effets du port de CL, le cas échéant, sont associés à la présence d'un mal de dos. Pour les tâches 4 (hygiène posturale lors de levées/dépôts de caisse) et 6 (coordination du tronc lors de la flexion maximale), d'autres facteurs à mesures répétées ont été considérés (Tâche 4 : HAUTEUR; tâches 4 et 6 : INTERVALLE).

Pour répondre à l'objectif 4 (présence de sous-groupes cliniques), le groupe de sujets lombalgiques a été séparé en deux à l'aide des deux mesures d'instabilité lombaire et des deux mesures de peur de la douleur/mouvement. Les ANOVA à deux facteurs (3 SOUS-GROUPES × 3 CONDITIONS) ont donc impliqué trois sous-groupes étant (1) les sujets sains, (2) les sujets lombalgiques avec scores plus bas, (3) les sujets lombalgiques avec scores plus élevés. Bien entendu, c'est la présence d'interactions significatives qui est d'intérêt ici.

Pour répondre à l'objectif 5 portant sur les variables potentiellement associées à l'adoption du port de CL, des analyses de cohérence interne ont d'abord été menées afin d'évaluer les échelles mesurant les attitudes et le sentiment d'efficacité fonctionnelle avec ou sans CL. Ensuite, pour chacune des variables étudiées, des analyses comparatives (ANOVA 2 SEXES × 2 ÂGES) ont été réalisées pour évaluer l'effet du sexe ainsi que de l'âge, cela en formant deux sous-groupes égaux en nombre en utilisant la médiane de la distribution selon l'âge. Toujours de façon exploratoire (n = 40 sujets lombalgiques seulement), des analyses corrélationnelles entre les variables ont été effectuées, de même que des corrélations entre ces variables et les peurs et la dramatisation perçues lors des tâches jugées menaçantes.

De manière à permettre une interprétation plus claire de l'importance des effets détectés, la taille d'effet a été calculée à l'aide de la distance  $d$  de Cohen de types  $d_s$  (pour groupes indépendants) et  $d_{av}$  (pour mesures répétées), lesquels ont été ajustés pour la grandeur des échantillons avec les formulations de Hedges  $g_s$  et  $g_{av}$  (Lakens, 2013). Ces valeurs  $g$  s'interprètent de la même façon que le  $d$  de Cohen : 0,2 est interprété comme un effet « faible », 0,5 « moyen » et 0,8 comme « fort ».



## 4. RÉSULTATS ET DISCUSSIONS

### 4.1 Description des participants et formation de sous-groupes

Les participants sont décrits dans le tableau 3. En somme, les sujets sains et lombalgiques étaient comparables au regard de l'âge, de toutes les variables anthropométriques et de composition corporelle ainsi que de leur niveau d'activité physique. Sans surprise, des différences entre les sexes ont été détectées pour les variables anthropométriques et la composition corporelle. Les indicateurs d'ordre clinique observés chez les sujets lombalgiques étaient tous comparables entre les sexes, à l'exception de FABQ-T pour lequel les hommes présentaient des scores plus élevés que ceux des femmes. Finalement, le rebord supérieur des CL était en moyenne à la même hauteur vertébrale (T12), peu importe le groupe ou le sexe.

Parmi les 40 sujets lombalgiques, la durée de la douleur (Deyo, Richard A. *et al.*, 2015) variait ainsi : 15 % (n=6) entre un mois et un an; 45 % (n=18) entre 1 et 5 ans; enfin 40 % (n=16) depuis plus de 5 ans.

Sous-groupes définis en fonction de l'instabilité lombaire (hypothèse biomécanique). Initialement, il était proposé de définir des sous-groupes en fonction de la règle de prédiction de Hicks et al. (2005). Or, le résultat se traduisait par des sous-groupes très inégaux, avec un seul patient répondant aux quatre prédicteurs de cette règle et six patients répondant à trois prédicteurs sur quatre. Il a donc été envisagé de ne considérer que le prédicteur qui apparaissait le plus près de l'instabilité lombaire, sur le plan conceptuel, soit le test d'instabilité manuel (Instabilité-Man) ou *prone instability test*, comme décrit à la figure 11. Cela a permis de constituer des groupes de 23 et de 17 patients ayant respectivement obtenu un test négatif et positif.



**Figure 11 - Illustration du test manuel d'instabilité lombaire (Instabilité-Man)**

À gauche : L'examineur applique une pression postérieure antérieure sur l'apophyse épineuse de chaque vertèbre de la colonne lombaire, à partir de L1. Si aucune douleur n'est signalée, le test est négatif. À droite : Ensuite, le sujet soulève les jambes qui sont appuyées sur le sol, et la compression postérieure est à nouveau appliquée sur la colonne lombaire. Si les tests de provocation passive génèrent de la douleur dans la position de repos, mais qu'elle disparaît dans la seconde position, le test est positif.

**Tableau 3 - Description des caractéristiques démographiques et anthropométriques des sujets sains et lombalgiques**

Variable	Sujet sains (n = 20)				Sujets lombalgiques (n = 40)				Valeur <i>P</i> (ANOVA)	
	Hommes (n = 10)		Femmes (n = 10)		Hommes (n = 20)		Femmes (n = 20)		GROUPE	SEXE
	M	(ET)	M	(ET)	M	(ET)	M	(ET)		
Âge (années)	41	(14)	40	(14)	39	(10)	46	(11)	0,258	0,344
Taille (m)	1,76	(0,07)	1,65	(0,05)	1,75	(0,05)	1,62	(0,08)	0,432	<b>&lt; 0,001</b>
Longueur L5-C7 (m)*	0,45	(0,03)	0,42	(0,02)	0,46	(0,03)	0,41	(0,03)	0,650	<b>&lt; 0,001</b>
Masse (kg)	77	(10)	62	(8)	77	(9)	64	(11)	0,663	<b>&lt; 0,001</b>
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	24,7	(2,1)	23,0	(2,8)	24,9	(2,9)	24,3	(2,9)	0,291	<u>0,067</u>
Pourcentage gras (%)	21	(4)	31	(7)	22	(6)	33	(4)	0,436	<b>&lt; 0,001</b>
NAP-sport	3,2	(0,7)	3,1	(0,4)	2,8	(0,5)	2,7	(0,8)	<u>0,070</u>	0,536
NAP-loisirs	3,3	(0,7)	3,4	(0,7)	3,0	(0,8)	3,0	(0,8)	0,200	0,767
Int-Douleur (/10)	[REDACTED]				4,1	(1,7)	4,0	(1,1)	[REDACTED]	
RMDQ (/24)					6,1	(3,8)	3,7	(2,5)		
PCS (/52)					21,7	(9,8)	18,3	(9,9)		
FDAQ (/100)					25,4	(13,8)	33,6	(15,0)		
FABQ-AP (/24)					15,0	(5,2)	12,8	(4,8)		
FABQ-T (/42)					19,6	(11,6)	13,6	(11,5)		
Instabilité-15Q (/15)					9,6	(2,6)	8,2	(3,0)		
Hauteur CL†	T12	(T11 à L1)	T12	(T11 à T12/L1)	T12	(T11 à L1)	T12	(T10 à T11/L1)	[REDACTED]	
Pli cutané L3 (mm)‡	12	(3)	17	(7)	14	(4)	18	(6)		
Pli cutané supra-iliaque‡	16	(7)	16	(6)	17	(7)	18	(6)		

M : Moyenne; ET : Écart-type; Les valeurs  $P \leq 0,05$  sont en caractères gras alors que les valeurs situées entre 0,05 et 0,10 sont soulignées; FABQ-AP et FABQ-T : Peurs et croyances face à l'activité physique ou le travail (**F**ear-**A**voidance **B**eliefs **Q**uestionnaire about **P**hysical **A**ctivity or **W**ork); Int-Douleur : Intensité moyenne de la douleur au cours des sept derniers jours (échelle numérique de 11 points, 0-10); IMC : Indice de masse corporelle; Instabilité-15Q : avec questionnaire 15 signes d'instabilité lombaire (annexe A); NAP-sports et NAP-loisirs : Niveau d'activité physique (NAP) durant les sports ou les loisirs; PCS : dramatisation de la douleur (**P**ain **C**atastrophizing **S**cale); FDAQ : Questionnaire sur les peurs relatives aux activités quotidiennes (**F**ear of **D**aily **A**ctivities **Q**uestionnaire); Pourcentage gras (%) : estimé à partir des plis cutanés (biceps, triceps, abdominal, sous-scapulaire) (Durnin et Womersley, 1974); RMDQ : Questionnaire Roland-Morris sur la perception des incapacités (**R**oland-**M**orris **D**isability **Q**uestionnaire); \* Longueur entre les apophyses épineuses de L5 et C7, telle que mesurée avec un anthropomètre † Niveau vertébral du rebord supérieur des ceintures lombaires (moyenne et étendue). ‡ Mesuré avec une pince à pli cutané.

Le deuxième critère d'instabilité lombaire (Instabilité-15Q) pour constituer des sous-groupes était le score (score / 15) au questionnaire regroupant 15 signes cliniques d'instabilité lombaire (Cook *et al.*, 2006). La distribution des scores suivait une distribution normale et présentait une variation presque maximale ( $8,7 \pm 2,8$ ; étendue : 2 – 14). La médiane de 8,5 a été utilisée pour diviser le groupe (SG1 :  $n = 19$ ; SG2 :  $n = 21$ ). Il est à noter qu'aucune corrélation ( $r = 0,01$ ;  $P = 0,969$ ) n'a été détectée entre Instabilité-Man et Instabilité-15Q, ce qui démontre la difficulté de mesurer ce concept et justifie l'emploi de plus d'un critère pour former les sous-groupes, la nature de ces investigations étant exploratoire.

#### Sous-groupes définis en fonction des peurs de la douleur/mouvement (hypothèse psychologique).

Deux échelles ont été utilisées à cet effet (FABQ-AP, FDAQ), les scores des deux échelles suivent aussi une distribution normale. FABQ-AP (score / 24) présentait des scores couvrant l'étendue maximale de l'échelle ( $13,9 \pm 5,1$ ; étendue : 0 – 24) et la médiane de 14,5 a été utilisée pour diviser le groupe (SG1 :  $n = 21$ ; SG2 :  $n = 19$ ). FDAQ (score / 100) présentait des scores couvrant une étendue appréciable ( $29,5 \pm 14,8$ ; étendue : 0 – 59) et la médiane de 30,5 a été utilisée pour diviser le groupe (SG1 :  $n = 21$ ; SG2 :  $n = 19$ ). Encore ici, il est à noter qu'aucune corrélation ( $r = 0,07$ ;  $P = 0,694$ ) n'a été détectée entre FABQ-AP et FDAQ. Les sous-groupes constitués par ces deux mesures sont donc manifestement différents.

## **4.2 Effets du port d'une ceinture lombaire sur la douleur, la peur et la dramatisation de la douleur**

La douleur enregistrée au tout début de la première session de mesure, en position debout, a révélé que la CL-E ( $1,9 \pm 1,9$ ) et CL-NE ( $2,0 \pm 1,9$ ) permettaient de réduire significativement ( $P < 0,001$ ) la douleur par rapport à la condition sans CL ( $3,0 \pm 2,1$ ), menant à des tailles d'effet de 0,55 et 0,50, respectivement. Cette réduction moyenne de 1 point (1.0/3.0) correspond à 33 %, ce qui est tout juste au-dessus du seuil de 30 % qui est considéré comme cliniquement significatif (Ostelo *et al.*, 2008). Si on considère la perception de la douleur entre la condition sans CL et la condition avec CL-E, une diminution de celle-ci a été constatée par 63 % des patients alors qu'aucun effet n'a été perçu pour 32 % d'entre eux et, finalement, une augmentation a été ressentie dans 5 % des cas. Une réduction significative de la douleur avait déjà aussi été mesurée après une heure d'utilisation d'une CL, comparativement à un groupe contrôle, bien que la mesure de douleur (index de douleur) n'ait pas été définie clairement (Penrose, Chook et Stump, 1991).

Les résultats portant sur la peur et la dramatisation de la douleur, mesurées après les tâches jugées les plus menaçantes, sont présentés dans le tableau 4 et les figures 12 et 13. La peur de la douleur était d'abord significativement plus élevée pour les tâches de levées/dépôts de caisse ( $25 \pm 24$  mm) et de flexion maximale du tronc ( $25 \pm 24$  mm) que lors du mouvement rapide du bras ( $18 \pm 24$  mm), menant à une taille d'effet de 0,29 dans les deux cas (figure 12). La tâche d'équilibre postural se situait entre ces extrêmes, avec un score moyen de  $22 \pm 24$  mm. Cela semble indiquer que plus la tâche exige une grande flexion du tronc, plus elle induit des peurs. Les résultats démontrent également que le port d'une CL, peu importe le type, atténue significativement ces peurs, passant de  $28 \pm 26$  mm (sans CL) à  $20 \pm 23$  mm (CL-E) et  $20 \pm 22$  mm (CL-NE), menant à des tailles d'effet de 0,33 dans les deux cas. Bien que l'interaction entre l'effet de la tâche et l'effet du port de ceinture ne s'est pas révélée significative ( $P = 0,140$ ), on peut noter une tendance à une plus grande diminution de cette peur lors des tâches de levées/dépôts et de flexion maximale du tronc à cause des peurs plus élevées observées lorsque le sujet ne portait pas de ceinture lors de ces tâches.

En ce qui a trait à la dramatisation de la douleur, il n'y avait pas de différences entre les tâches, mais les deux conditions avec ceinture (CL-E :  $0,9 \pm 1,4$ ; CL-NE :  $0,9 \pm 1,3$ ) ont généré ces émotions négatives de façon significativement moins importante que lorsque le sujet ne portait pas sa ceinture ( $1,4 \pm 1,7$ ) menant à des tailles d'effet de 0,32 et 0,33 (figure 13).

Le port d'une CL peut donc générer des effets assez consistants et positifs, avec des tailles d'effet entre 0,29 et 0,33 autant pour les peurs que pour la dramatisation. Cependant, ces tailles d'effet sont qualifiées de faibles, ce qui permet de nuancer l'impact de ces résultats. En effet, il s'agit d'observer la proportion des sujets lombalgiques qui ont perçu une diminution de leurs peurs ou de la dramatisation lors des tâches pour comprendre que cela ne concerne pas tous les sujets, notamment au regard de la dramatisation (tableau 5).

**Tableau 4 - Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur l'effet de la tâche et de la condition expérimentale sur la peur et la dramatisation de la douleur.**

	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA			Test post hoc (Tuckey)	
	Tâche (T)	Condition (C)	TxC	Tâche*	Condition†
Peur de la douleur	<b>0,002</b>	<b>&lt; 0,001</b>	0,140	4,6 > 5	C > E, NE
Dramatisation de la douleur	0,170	<b>&lt; 0,001</b>	0,299	/	C > E, NE

\*Tâches : 2 = Équilibre postural; 4 = levées/dépôts de caisses; 5 = Mouvement rapide du bras; 6 = Flexion maximale du tronc; † C : contrôle (sans ceinture lombaire); E (avec ceinture lombaire extensible); NE (avec ceinture lombaire non extensible).

**Tableau 5 - Proportion (%) des sujets lombalgiques (n = 40) ayant ressenti une diminution, aucun changement ou une augmentation des peurs et de la dramatisation perçues entre la condition de CL extensible et la condition sans CL**

Tâche	Peur avec CL extensible par rapport sans CL		
	Diminution	Aucun changement	Augmentation
Équilibre postural	50	17,5	32,5
Levées/dépôts de caisses	77	8	15
Mouvement rapide du bras	64	18	18
Flexion maximale du tronc	67,5	7,5	25
Tâche	Dramatisation avec CL extensible par rapport à sans CL		
	Diminution	Aucun changement	Augmentation
Équilibre postural	27,5	57,5	15
Levées/dépôts de caisses	41	51	8
Mouvement rapide du bras	25,5	61,5	13
Flexion maximale du tronc	32,5	60	7,5

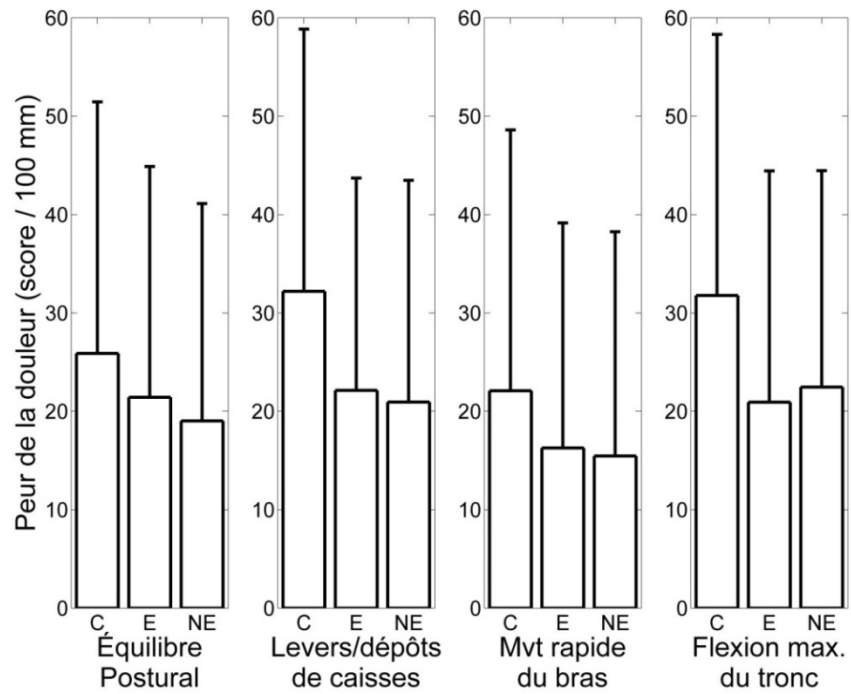


Figure 12 - Peurs de la douleur ressentie par les sujets lombalgiques lors de quatre tâches, sans ceinture lombaire (C - contrôle) et avec une ceinture lombaire extensible (E) ou non extensible (NE).

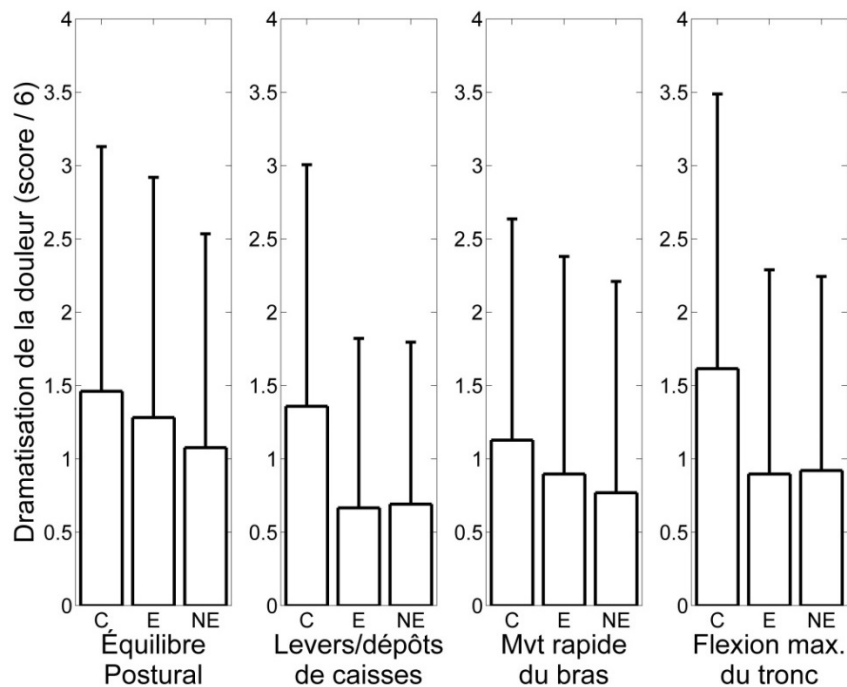


Figure 13 - Dramatisation de la douleur ressentie par les sujets lombalgiques lors de quatre tâches, sans ceinture lombaire (C - contrôle) et avec une ceinture lombaire extensible (E) ou non extensible (NE).

### 4.3 Effets du port d'une ceinture lombaire sur les variables neuromécaniques

Il est à noter qu'il y a eu des données manquantes (tests mal ou pas exécutés; signaux corrompus) chez les sujets lombalgiques, réduisant à l'occasion ce groupe d'un ou deux individus, ce qui explique que les nombres rapportés dans les tableaux statistiques varient (Annexe D).

#### 4.3.1 Proprioception lombaire

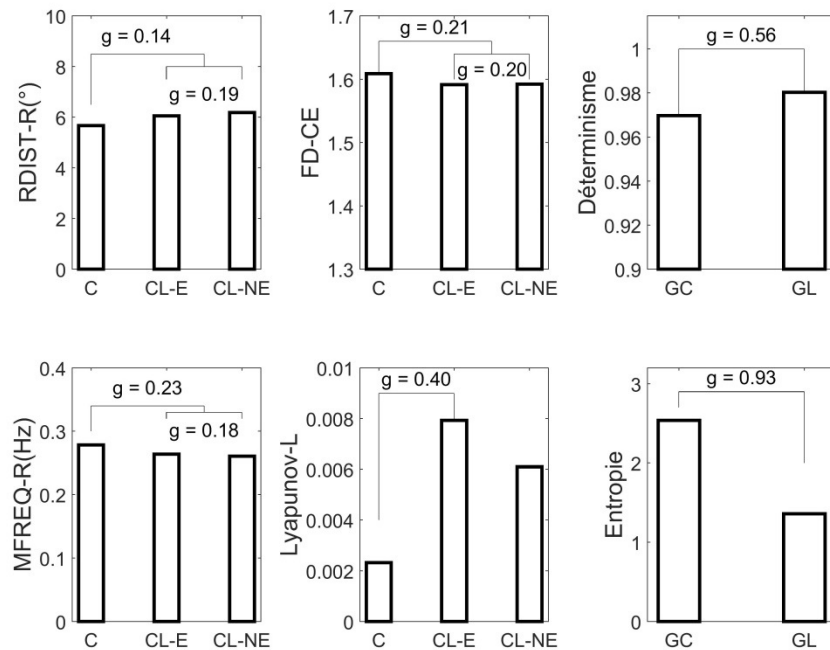
Les analyses ANOVA GROUPE  $\times$  CONDITION n'ont révélé aucune interaction et aucun effet principal CONDITION pour les quatre variables dépendantes, mais deux d'entre-elles (EC, EA) ont révélé un effet GROUPE (annexe D, tableau D.1). Les sujets lombalgiques ont démontré une moins bonne proprioception et les effets étaient importants selon les tailles d'effet calculées, et ce tant pour EC (GC :  $3,24 \pm 0,51 < GL : 4,07 \pm 0,29$ ;  $g = 2,17$ ) que EA (GC :  $3,64 \pm 0,54 < GL : 4,40 \pm 0,26$ ;  $g = 1,97$ ). Ces résultats concordent avec ceux d'une récente revue de la littérature portant sur le sujet et démontrant une moins bonne proprioception des sujets lombalgiques pour certaines mesures et postures spécifiques, telles que le sens du repositionnement en mode actif et en position assise (Tong *et al.*, 2016). Selon les résultats de la présente étude, cette déficience serait associée à la précision (biais ou variation systématique) et non à la variabilité (variation aléatoire) du repositionnement. Malheureusement, la revue de Tong *et al.* (2016), qui s'est concentrée sur l'EA, ne permet pas d'interpréter ces résultats plus spécifiques.

Bien que ces derniers résultats confirment ceux de certaines études (Brumagne *et al.*, 2000; O'Sullivan *et al.*, 2003), aucun effet CONDITION n'a été détecté, ce qui va à l'encontre des conclusions de travaux antérieurs (McNair et Heine, 1999; Newcomer *et al.*, 2001). En fait, l'étude de Newcomer *et al.* (2001) indiquait que bien que les deux groupes aient démontré une proprioception lombaire équivalente sans CL, le port d'une CL permettait d'améliorer la proprioception chez les sujets lombalgiques. L'étude de McNair et Heine (1999), qui était réalisée auprès de sujets sains seulement, a mis en relief un effet positif du port d'une CL chez les sujets qui présentaient une moins bonne proprioception lombaire au départ. La présente étude comporte les deux caractéristiques qui semblent associées à un effet positif d'une CL sur la proprioception lombaire, soit d'avoir des sujets lombalgiques et, de surcroît, qui ont une moins bonne proprioception que les sujets sains. Le fait de ne pas obtenir d'effet CONDITION apparaît donc étonnant. Or, les études précédentes ont utilisé une méthodologie incluant une tâche de flexion du tronc vers l'avant, en position debout, ce qui ne permettait pas d'exclure la contribution du système vestibulaire, contrairement à la présente étude. Une autre différence importante est le mouvement étudié, qui était en rotation axiale dans la présente étude. En effet, il est fort possible que le contact entre la CL et la peau dépende de la direction du mouvement. Afin d'éclaircir cette question, il serait donc nécessaire de reprendre ces travaux avec des méthodologies permettant d'étudier les trois plans de mouvement (rotation axiale, flexion avant et flexion latérale) tout en éliminant l'influence du système vestibulaire (Lee *et al.*, 2010).

Analyses ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques. Ces ANOVA (3 SOUS-GROUPES  $\times$  3 CONDITIONS) n'ont pas donné d'information additionnelle, car ni interaction ni effet CONDITION n'ont été détectés et l'effet GROUPE décrit ci-dessus ne faisait que se généraliser aux différents sous-groupes ( $n = 8$ ) de sujets lombalgiques, avec des tailles d'effet variant entre 1,64 et 2,10.

### 4.3.2 Équilibre postural

Les analyses ANOVA GROUPE × CONDITION n'ont révélé aucune interaction (annexe D, tableau D.2). Par contre, parmi les 10 variables dépendantes, quatre ont été influencées par l'effet CONDITION (RDIST-R, MFREQ-R, FD-CE, Lyapunov-L) et deux par l'effet GROUPE (Déterminisme, Entropie), comme illustré à la figure 14. L'effet CONDITION produit par le port d'une CL s'est traduit par une augmentation de RDIST (pour CL-E et CL-NE) et de Lyapunov-L (pour CL-E seulement) ainsi que par une diminution de MFREQ-R et FD-CE pour les deux types de CL, les tailles d'effet variant entre 0,14 et 0,40 pour tous ces effets.



**Figure 14 - Effets CONDITION et GROUPE détectés avec les variables d'équilibre postural.**

C, CL-E, CL-NE : sans ceinture lombaire (C- contrôle), avec une ceinture lombaire extensible (CL-E) ou non extensible (CL-NE); GC et GL : Groupe contrôle et groupe lombalgique. Les écarts-types ne sont pas illustrés afin de faciliter l'observation des différences.

Les effets du port d'une CL sur l'équilibre postural ont été évalués à deux reprises par le même groupe de recherche, chez 10 sujets sains (Reeves *et al.*, 2006) et puis chez 23 sujets sains (Cholewicki *et al.*, 2007), les deux études ne démontrant aucun effet sur le seul paramètre qu'ils ont considéré (MVELO). Bien que cela corresponde aux résultats de la présente étude, d'autres paramètres démontrent un effet, mais il faut reconnaître que les tailles d'effet correspondantes sont faibles. Le port d'une CL, peu importe le type, entraînerait donc une légère dégradation de la performance, comme le suggère RDIST-R (stabilogramme plus étendu). Par contre, MFREQ-R a diminué, ce qui indique le contraire. D'ailleurs, ces effets opposés pourraient expliquer pourquoi la variable MVELO n'a pas changé, car si les déséquilibres plus importants (RDIST-R) sont accompagnés par une moindre fréquence, cela devrait logiquement avoir un effet nul sur la vitesse moyenne (MVELO). Ces différents indicateurs de quantité de mouvement suggèrent,

dans le pire des cas, donc une dégradation très modeste de la performance. En ce qui a trait à la qualité du mouvement, les résultats de FD-CE suggèrent un patron de mouvements moins complexe avec une CL, c.-à-d. moins de variabilité dans les stratégies de contrôle de l'équilibre postural du tronc. Plusieurs maladies ou troubles se caractérisent par des comportements dynamiques moins complexes, ce qui rend les systèmes en cause moins flexibles pour s'adapter aux exigences d'un environnement constamment en évolution (Goldberger, 1996). Lyapunov-L, pour sa part, suggère que le système est moins stable avec le port de la CL-E. Ces deux indicateurs de la qualité de mouvement suggèrent donc une dégradation du contrôle du système, bien qu'encore une fois, les tailles d'effet soient faibles. Par contre, il faut se méfier des tailles d'effet en présence de phénomènes non linéaires, car la notion de proportionnalité ne tient plus.

Les effets GROUPE (annexe D, tableau D.2) nécessitent deux indicateurs de la qualité de mouvement (Déterminisme, Entropie). Les patients obtenaient des scores plus élevés de déterminisme, avec une taille d'effet moyen ( $g = 0,56$ ) et indiquant la présence plus importante de patrons spécifiques se répétant dans le temps. La variable Entropie, mesurant le degré de complexité d'un signal, va dans le même sens; elle indique que les patients produisent un signal moins complexe. L'interprétation associée à l'effet du port d'une CL, présentée dans le paragraphe précédent (adaptabilité réduite aux variations imposées par l'environnement), s'applique aussi à la présence d'une lombalgie chronique, ces deux effets pouvant potentiellement mener à des récurrences ou à la perpétuation de la lombalgie. À remarquer qu'ici, l'effet semble plus fort ( $g = 0,93$ ), du moins sur le plan statistique. Les résultats de la présente étude sont en adéquation avec ceux d'une étude démontrant un déterminisme plus élevé chez les sujets lombalgiques comparativement à des sujets sains, tel que mesuré avec la cinématique de la colonne vertébrale lors des levées et dépôts répétitifs d'une charge de 5 kg (Dideriksen, Gizzi, Petzke et Falla, 2014). Par contre, cette littérature porte à confusion, comme discuté dans une autre étude récente (Bauer *et al.*, 2015). D'ailleurs, cette étude a établi une relation indiquant une diminution du déterminisme avec l'augmentation de la douleur, tel que aussi mesuré avec les signaux de senseurs inertiels positionnés sur le sacrum et à L1, lors d'une tâche répétitive de levées et dépôts de caisses ( $n = 10$  cycles complets), chez 63 sujets lombalgiques (Bauer *et al.*, 2015). Cela n'apparaît pas concorder avec les résultats de la présente étude, bien qu'il ne s'agisse pas ici d'une comparaison entre groupes.

Aucun indicateur de la quantité de mouvement n'a révélé d'effet GROUPE, ce qui correspond aux résultats obtenus avec la même méthodologie (Larivière, Gagnon et Mecheri, 2015), mais ne recoupe pas ceux d'études qui ont utilisé une tâche similaire, mais plus difficile car la chaise était soutenue par un hémisphère, au lieu d'un pivot et des ressorts (Radebold *et al.*, 2001; Sung, Abraham, Plastaras et Silfies, 2015; Van Daele *et al.*, 2009; Willigenburg, Kingma et van Dieen, 2013). L'équipe de recherche n'exclut pas la possibilité que la difficulté de la tâche peut être à l'origine de ces résultats divergents, mais plusieurs éléments méthodologiques importants, affectant la validité et la fidélité des résultats, ne sont pas pris en compte par les études des autres groupes, comme discuté dans une précédente étude (Larivière *et al.*, 2015).

Analyses ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques. Ces ANOVA (3 SOUS-GROUPES  $\times$  3 CONDITIONS) n'ont mené à aucune interaction SOUS-GROUPE  $\times$  CONDITION significative (Tableau D-2). Par contre, les effets SOUS-GROUPE ont été différents pour les variables Déterminisme et Entropie. Les scores de déterminisme étaient plus élevés ( $g = 0,58$ ) chez les patients avec un score plus élevé de Instabilité-15Q, ce qui apparaît logique, du moins à première vue. En effet, on pourrait penser que les patients qui ont une



moins bonne stabilité lombaire adoptent des stratégies de contrôle moins complexes pour réaliser cette tâche, ce qui les rendrait à risque de récurrences. Pour la variable Entropie, une différence encore plus prononcée ( $g = 1,30$ ) fut observée dans les sous-groupes divisés avec FDAQ, les sujets lombalgiques ayant des scores inférieurs ( $1,07 \pm 1,37$ ) à ceux des sujets sains ( $2,53 \pm 0,73$ ). Ces résultats suggèrent donc que les sujets lombalgiques qui éprouvent les moins grandes peurs face à des activités spécifiques menaçantes pour le dos produisent un signal encore moins complexe. La relation entre de telles quantités non linéaires, de nature neuromécanique, et des variables psychologiques n'ayant jamais été réalisée, il est difficile d'en faire l'interprétation. Une seule étude avait pour objet ce type de relation chez 33 patients souffrant de lombalgie aiguë ou subaiguë et effectuant une tâche sur chaise instable et en considérant la variable FABQ-AP (Sung *et al.*, 2015). Par contre, cette étude ne considérait pas de variable non linéaire (seulement une variable équivalente à RDIST) et n'a observé aucune relation.

### 4.3.3 Rigidité lombaire

Les analyses ANOVA GROUPE  $\times$  CONDITION n'ont révélé aucune interaction et aucun effet principal GROUPE pour les deux variables dépendantes, mais une (K) a révélé un effet CONDITION (annexe D, tableau D.3). K représente la principale variable d'intérêt pour la rigidité intrinsèque (K - élasticité), c'est-à-dire la variable la plus associée au contrôle de la rigidité (Mirbagheri, Barbeau et Kearney, 2000; Zhang, Nuber, Butler, Bowen et Rymer, 1998). Cette variable a connu une hausse avec le port d'une CL, autant pour la CL-E ( $g = 0,90$ ) que pour la CL-NE ( $g = 1,03$ ), ce qui représente des effets forts selon les tailles d'effet. Ces résultats concordent avec ceux d'une étude préliminaire réalisée avec 20 sujets sains (Larivière *et al.*, 2015), mais permettent, cette fois, de généraliser ces effets aux sujets lombalgiques. Avec une participation de 60 sujets, la présente étude permet aussi de confirmer que l'absence de différence entre ces deux CL n'est pas attribuable à un manque de puissance statistique. Ces résultats sont aussi en accord avec ceux produits avec des méthodologies très différentes qui nécessitaient la mesure de la flexion avant du tronc lors de l'application d'une charge soudaine (Cholewicki, Juluru, Radebold, *et al.*, 1999; Cholewicki, Lee, *et al.*, 2010; Ivancic *et al.*, 2002; Lavender *et al.*, 2000; Thomas *et al.*, 1999).

Une seule de ces études a comparé des ceintures, une extensible (CL-E) et l'autre non extensible (CL-NE), et la rigidité lombaire a augmenté seulement avec la CL-NE (Cholewicki, Lee, *et al.*, 2010). Ce sont d'ailleurs ces résultats qui ont motivé la présente étude, beaucoup plus exhaustive. La variable K, soit la plus pertinente pour répondre aux questions soulevées par ce projet, révèle plutôt un effet comparable entre les deux CL, suggérant que si les CL sont souples, le même effet peut être attendu de ces deux catégories de CL. Ces résultats divergents doivent être examinés en relation avec le choix des CL et des méthodologies utilisées. Il est possible que la CL-NE (QuikDraw Pro, Aspen Medical Products Inc., Long Beach, CA, USA) étudiée par Cholewicki, Lee, *et al.* (2010) ne soit pas aussi souple que la CL-NE sélectionnée pour ce projet, car le système de mise en tension de la QuikDraw requérait des ancrages plus rigides (bandes de plastique verticales) dans sa partie arrière. Des tests mécaniques de rigidité en flexion des matériaux constituant les CL (Vu-Khanh *et al.*, 2008) permettraient de vérifier cette hypothèse. L'étude de Cholewicki, Lee, *et al.* (2010) n'a pas révélé d'effet de la CL-E, ce qui semble lié à la sensibilité de la méthodologie utilisée. Il est possible que la méthodologie de ce projet puisse être plus sensible pour deux raisons, soit (1) un meilleur contrôle des variables confondantes associées à la flexion du tronc en induisant de petites perturbations; (2) par des estimations potentiellement plus fidèles ou reproductibles, car

basées sur un très grand nombre de perturbations, ce qui, en retour, augmenterait la puissance statistique.

Analyses ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques. Ces ANOVA (3 SOUS-GROUPES  $\times$  3 CONDITIONS) n'ont mené à aucune interaction SOUS-GROUPE  $\times$  CONDITION significative. La rigidité réflexive n'a expliqué qu'environ 3 % de la rigidité lombaire totale, comme l'étude originale (Larivière *et al.*, 2015), ce qui explique le manque de sensibilité de la variable Gain-réflexe à l'effet CONDITION, bien qu'elle soit la seule à suggérer un effet SOUS-GROUPE. En effet, la variable Gain-réflexe a presque atteint le niveau de signification statistique ( $P = 0,064$ ) lors de la comparaison avec le groupe entier de sujets lombalgiques, et a produit une différence significative lorsque ce groupe était divisé avec FABQ-AP, le sous-groupe avec les plus grandes peurs démontrant des scores plus élevés que ceux des sujets sains, cela accompagné d'une taille d'effet non négligeable ( $g = 0,77$ ). Il y a une relation entre les peurs du mouvement et la réactivité des muscles du dos, lorsque les sujets lombalgiques pensent à des activités menaçantes pour leur dos (Vlaeyen *et al.*, 1999). L'explication la plus rationnelle voudrait qu'une augmentation des peurs entraîne une augmentation de l'activation musculaire, ce qui, en retour, entraînerait non seulement une augmentation de la rigidité intrinsèque, mais aussi une augmentation de la rigidité réflexive. Cela pourrait d'ailleurs expliquer la relation observée ( $r^2 = 0,33$ ) entre les peurs (mesurée avec le *Tampa scale of kinesiophobia*) et la rigidité lombaire telle que mesurée lors de perturbations du tronc (Karayannis, Smeets, van den Hoorn et Hodges, 2013). Ce mécanisme pourrait être particulièrement pertinent lors d'une tâche de perturbation du tronc, car cette tâche a le potentiel d'être perçue comme menaçante. Par contre, cette relation n'est pas clairement établie à la lumière des résultats très hétérogènes disponibles, obtenus avec différentes variables EMG, différentes mesures associées aux peurs de la douleur ou du mouvement, différentes tâches (la plupart non menaçantes) et différentes manipulations expérimentales (Karayannis *et al.*, 2013; Larivière, Butler, Sullivan et Fung, 2013; Lewis, Holmes, Woby, Hindle et Fowler, 2012; Ramprasad, Shenoy, Sandhu et Sankara, 2011; Vlaeyen *et al.*, 1999). Par exemple, aucune relation n'a été établie entre les peurs et l'amplitude EMG pour la tâche de flexion/extension sous-maximale du tronc (section 4.3.7), soit une tâche non menaçante du point de vue de la présente équipe de recherche, ce qui est aussi concordant avec les études sur la marche (Lamoth, Meijer, Daffertshofer, Wuisman et Beek, 2006; van der Hulst *et al.*, 2010). Par contre, des relations ont déjà été établies avec le concept de dramatisation de la douleur (Pakzad, Fung et Preuss, 2016; van der Hulst *et al.*, 2010), ce que n'avait pas pour objet la présente étude. À part cette variable (Gain-réflexe), les ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques n'ont pas donné d'information additionnelle.

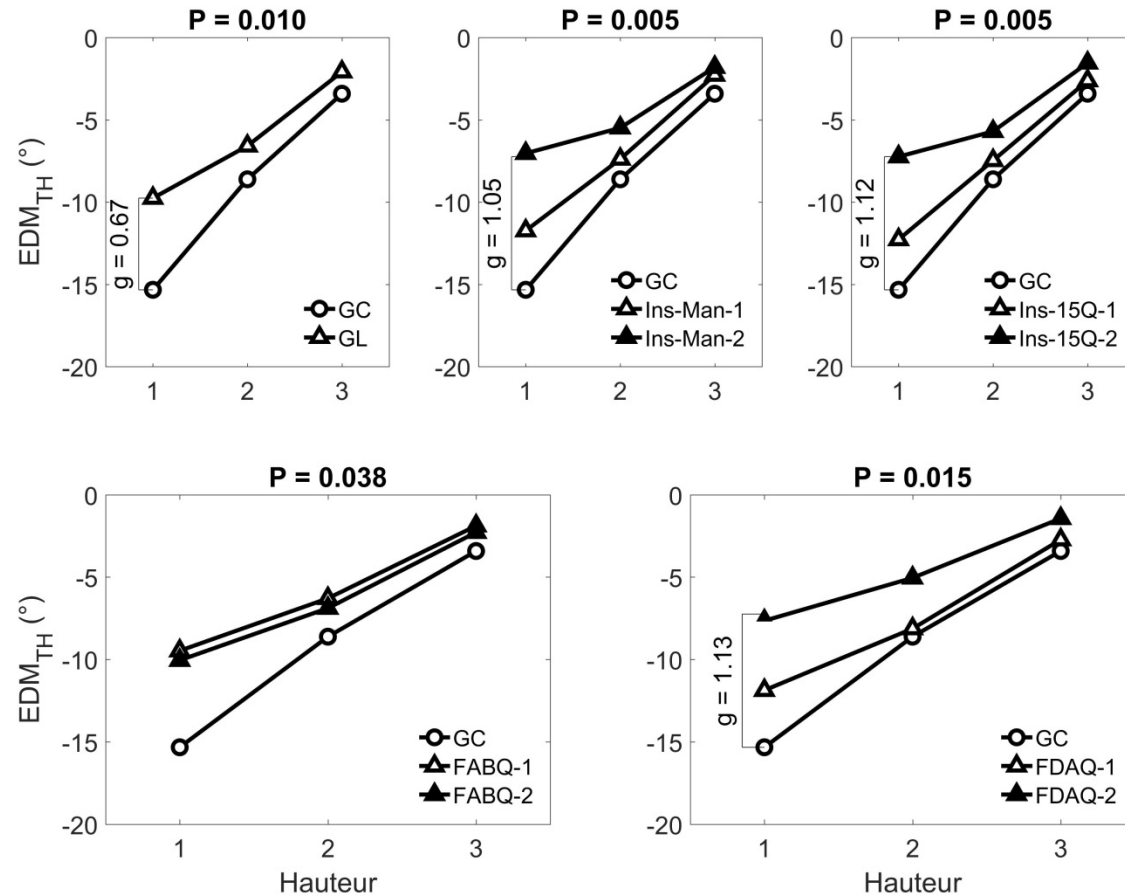
#### **4.3.4 Hygiène posturale lors de levées et dépôt de caisses**

Les ANOVA GROUPE  $\times$  CONDITION  $\times$  HAUTEUR n'ont révélé aucune interaction, à l'exception de la variable EDM<sub>TH</sub> (interaction GROUPE  $\times$  HAUTEUR) (annexe D, tableau D.4). Aucun effet principal GROUPE pour les cinq variables dépendantes, mais trois d'entre-elles (EDM<sub>LO</sub>, EDM<sub>TH</sub>, EDM<sub>TRONC</sub>) ont révélé un effet CONDITION et toutes ont été sensibles à l'effet HAUTEUR. Les effets HAUTEUR allaient tous dans la direction attendue et ne seront pas décrits et discutés. L'interaction avec les autres facteurs demeure ici d'intérêt.

Il n'y a pas eu d'effet CONDITION sur EDM<sub>CU</sub> et EDM<sub>BA</sub>, mais le port d'une CL, peu importe le type, a réduit EDM<sub>LO</sub> d'environ 4-5° (CL-E :  $g = 0,31$ ; CL-NE :  $g = 0,33$ ) et dans une moindre mesure (3°), EDM<sub>TRONC</sub> (CL-E :  $g = 0,14$ ; CL-NE :  $g = 0,16$ ). Cette diminution moins importante de EDM<sub>TRONC</sub> semble s'expliquer par une augmentation de 1° de EDM<sub>TH</sub> (CL-E :  $g = 0,19$ ; CL-

NE :  $g = 0,23$ ). En d'autres mots, la réduction de l'EDM lombaire a été partiellement compensée par une augmentation de l'EDM thoracique. En ce qui concerne l'étude de levées de caisses, il est normal qu'une réduction de la flexion lombaire due au port d'une CL soit contrebalancée par les segments adjacents. Or, bien que deux études aient observé une plus grande flexion du bassin (Granata *et al.*, 1997) ou de la hanche (Sparto, Parnianpour, Reinsel et Simon, 1998), une autre étude (McGorry et Hsiang, 1999), de même que celle-ci, n'a relevé aucun effet. Aucune étude n'avait pour objet la cinématique thoracique, mais les effets observés ici, bien que statistiquement significatifs, étaient faibles (environ  $1^\circ$ ; tailles d'effet faibles) et donc sans intérêt clinique. Toutefois, la description incomplète des CL étudiées dans les autres études (Granata *et al.*, 1997; McGorry et Hsiang, 1999; Sparto *et al.*, 1998) ne permet pas de juger de la pertinence des comparaisons entre les résultats de cette étude et les leurs, bien que dans chacune d'elle, au moins une CL élastique a été étudiée. Par contre, les tâches évaluées dans ces études étaient très différentes, tout d'abord elles ne nécessitaient aucun mouvement des pieds, c.-à-d. aucun déplacement d'un point à un autre. De plus, la prise de la caisse ne se faisait pas à partir du sol (mi-jambes ou genoux) et dans l'une des études (Sparto *et al.*, 1998), un dynamomètre isocinétique était fixé à la caisse, et les sujets devaient consentir des efforts maximaux lors des levées. Bien que la tâche étudiée dans la présente étude ne représente pas une tâche en milieu de travail, sa validité externe est supérieure aux tâches des précédentes études. Les résultats de la présente étude demandent donc à être répliqués lors de tâches simulant le mieux possible la manutention de charges.

Analyses ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques. Ces ANOVA (3 SOUS-GROUPES  $\times$  3 CONDITIONS) n'ont mené à aucune interaction SOUS-GROUPE  $\times$  CONDITION significative. Par contre, à la lumière de l'interaction GROUPE  $\times$  HAUTEUR obtenue pour l'EDM thoracique, il apparaît que les groupes ne se comportaient pas de la même façon lorsque la caisse reposait sur le sol plutôt que des positions plus élevées. Étant donné que les comparaisons post hoc entre les groupes étaient légèrement plus significatives lors des dépôts ( $P < 0,05$  dans tous les cas) que lors des levées ( $P < 0,05$  dans deux cas et entre 0,05 et 0,10 dans trois cas), les résultats correspondant aux dépôts ont été illustrés à la figure 15. Les valeurs négatives qui apparaissent dans cette figure indiquent une extension de la colonne thoracique comparativement à la posture lombaire. En somme, lorsque la caisse était au sol, les patients adoptaient une posture thoracique plus en flexion que les sujets sains (écart de  $6^\circ$ ;  $g = 0,67$ ), suggérant une compensation pour une moindre flexion lombaire. Or, cette tendance devenait plus manifeste pour certains sous-groupes de patients (écart de  $8^\circ$ ;  $g$  entre 1,05 et 1,13; figure 15), c.-à-d. pour les patients qui ont un test Instabilité-Man positif et les patients qui ont des scores plus élevés pour les variables Instabilité-15Q et FDAQ, tous ces résultats ayant certains fondements théoriques, sans vouloir trop spéculer sur ces questions. Par contre, ces résultats ne semblent pas influencés par le port d'une CL, comme le démontrent les interactions SOUS-GROUPE  $\times$  CONDITION  $\times$  HAUTEUR non significatives (valeurs  $P$  non rapportées dans le tableau D-4).



**Figure 15 - Illustration de l'interaction GROUPE x HAUTEUR de l'étendue de mouvement thoracique (EDM<sub>TH</sub>) observée dans les analyses de sous-groupes.**

Des analyses post hoc (ANOVA) ont été conduites afin de vérifier à quelle hauteur des différences entre groupes étaient détectées. GC : groupe contrôle; FDAQ-1 et -2 : sujets lombalgiques avec les plus petits scores (FDAQ -1) et plus grands scores (FDAQ-2) au questionnaire FDAQ (Fear of Daily Activities Questionnaire). Des différences significatives ont été obtenues seulement lorsque la caisse était au sol (HAUTEUR = 1) lors de la phase de dépôt, comme l'indiquent les valeurs  $P$  rapportées au-dessus de certains graphiques. Les tests de Tuckey ont ensuite déterminé entre quels groupes ces différences apparaissaient, telles qu'identifiées avec les valeurs  $g$  (tailles d'effet) correspondantes. Les écarts-types ne sont pas illustrés afin de faciliter l'observation des différences.

Le phénomène de rappel de l'hygiène posturale ne semble pas avoir eu lieu ici, car  $EDM_{CU}$  et  $EDM_{BA}$  n'ont pas changé en fonction du port de CL. Les effets observés pour  $EDM_{LO}$  sont ce qui est attendu en début de flexion avant du tronc lors de la tâche de flexion maximale du tronc, comme le démontre cette étude préliminaire chez de jeunes sujets sains (Larivière *et al.*, 2014) et comme répliqué dans la présente étude avec non seulement de nouveaux sujets sains, mais aussi des sujets lombalgiques (voir résultats de la sous-section 4.3.6). L'absence d'interaction  $CONDITION \times HAUTEUR$  observée ici ne fait que renforcer cet état de fait, car peu importe la hauteur de la caisse, l'effet du port d'une CL fut le même. Il faut reconnaître que la conception de la présente étude n'était pas optimale pour étudier ce phénomène. Elle aurait nécessité la réalisation de différentes conditions expérimentales à des jours différents, assez éloignés dans le temps pour éliminer le biais de mémoire de la tâche.

Les résultats lors du dépôt n'étaient pas tout à fait semblables, avec quelques effets GROUPE pour la variable EDM thoracique ( $3^\circ$  de différence) et quelques interactions  $CONDITION \times HAUTEUR$  ( $EDM_{CU}$ ;  $EDM_{LO}$ ;  $EDM_{TRONC}$ ), ces dernières étant aussi négligeables, car à peine perceptibles à l'œil (observation des graphiques). Les résultats de la phase levée représentaient donc très bien les résultats de la phase dépôt.

Les analyses plus détaillées par intervalles, réalisées lors de la levée de la caisse au sol, ont révélé sensiblement les mêmes effets GROUPE ( $EDM_{TH}$ ) et  $CONDITION$  ( $EDM_{LO}$ ;  $EDM_{TH}$ ), auxquels s'ajoutent un effet INTERVALLE pour chaque variable (figure 16). En effet, on remarque que la réduction de  $EDM_{LO}$  due au port d'une CL, documentée plus tôt ( $4-5^\circ$ ), se répartit à travers les intervalles ( $1$  à  $2^\circ$  / intervalle) lors du mouvement, ce qui est partiellement compensé par une plus grande flexion thoracique, notamment dans les derniers intervalles ( $0,5$  à  $1,0^\circ$  / intervalle). Cependant, les interactions  $CONDITION \times INTERVALLE$  se sont révélées non significatives à chaque segment ( $EDM_{CU}$ ;  $EDM_{BA}$ ;  $EDM_{LO}$ ;  $EDM_{TH}$ ), révélant que ces effets ne sont pas plus importants lors de certaines parties du mouvement. Les résultats correspondant à la phase de dépôt mènent exactement aux mêmes conclusions.

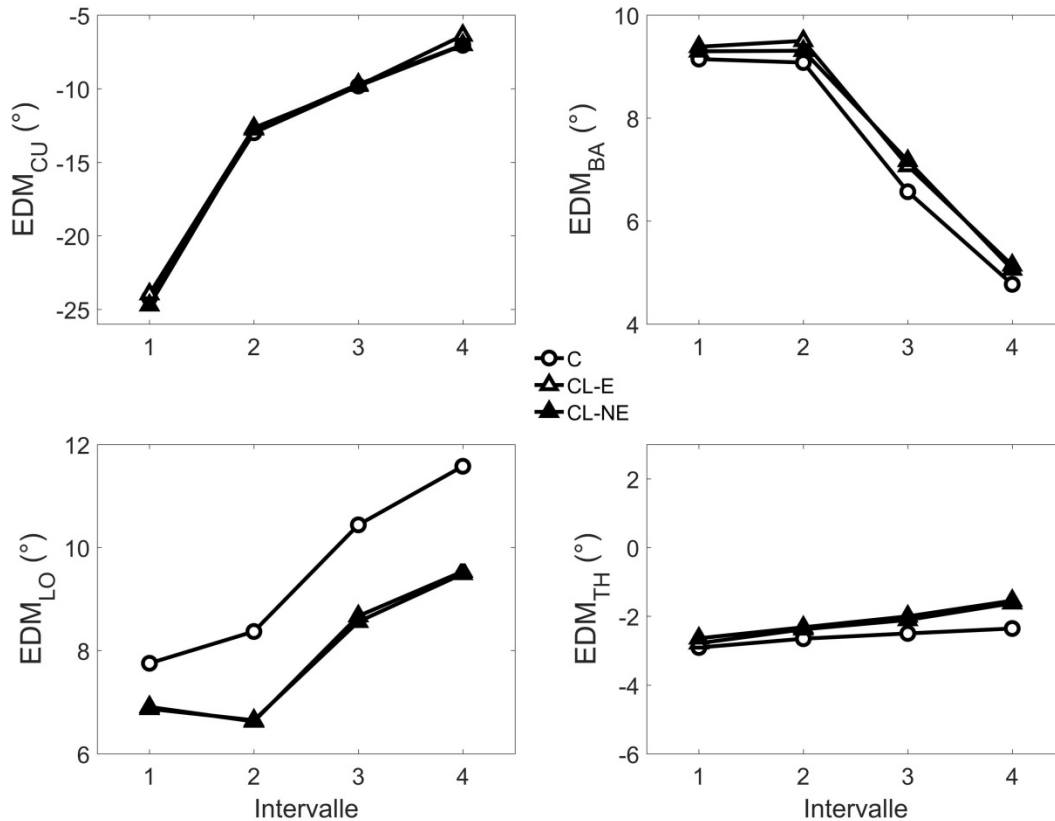
### **4.3.5 Ajustements posturaux anticipatoires**

#### **4.3.5.1 Variables confondantes potentielles**

La cinématique angulaire du bras, soit l'accélération angulaire maximale, s'est avérée équivalente entre les groupes ou sous-groupes et entre les conditions expérimentales, ce qui facilite l'interprétation des résultats.

#### **4.3.5.2 Variables dépendantes**

Les analyses ANOVA GROUPE  $\times$   $CONDITION$  n'ont révélé aucune interaction (annexe D, tableau D.5) à l'exception de la latence du mouvement lombaire (figure 17 – 1<sup>er</sup> graphique). Cette interaction indique que les sujets contrôles réagissent différemment des sujets lombalgiques lors de la condition avec CL-E, avec un mouvement de la région lombaire qui précède le mouvement du bras, contrairement à la condition sans CL ( $-13$  ms  $<$   $19$  ms;  $g = 0,52$ ). Il s'agit du seul effet  $CONDITION$  qui est ressorti des tests *a posteriori*, car les sujets lombalgiques n'ont pas démontré d'effet  $CONDITION$  (figure 17). Pour quelles raisons cet effet non négligeable ( $g = 0,52$ ) n'est-il observé que chez les sujets contrôles et lors du port de la CL-E? Pourquoi cet effet s'est-il produit dans cette direction alors qu'un support lombaire devrait plutôt retarder la réponse? Ces questions demeurent en suspens.



**Figure 16 - Illustration de l'interaction CONDITION  $\times$  INTERVALLE non significative observée pour toutes les variables d'étendue de mouvement (EDM<sub>CU</sub>; EDM<sub>BA</sub>; EDM<sub>LO</sub>; EDM<sub>TH</sub>), lors de la levée de la caisse au niveau du sol.**

Ces moyennes correspondent à l'ensemble des sujets sains et lombalgiques. Les écarts-types ne sont pas illustrés afin de faciliter l'observation des différences.

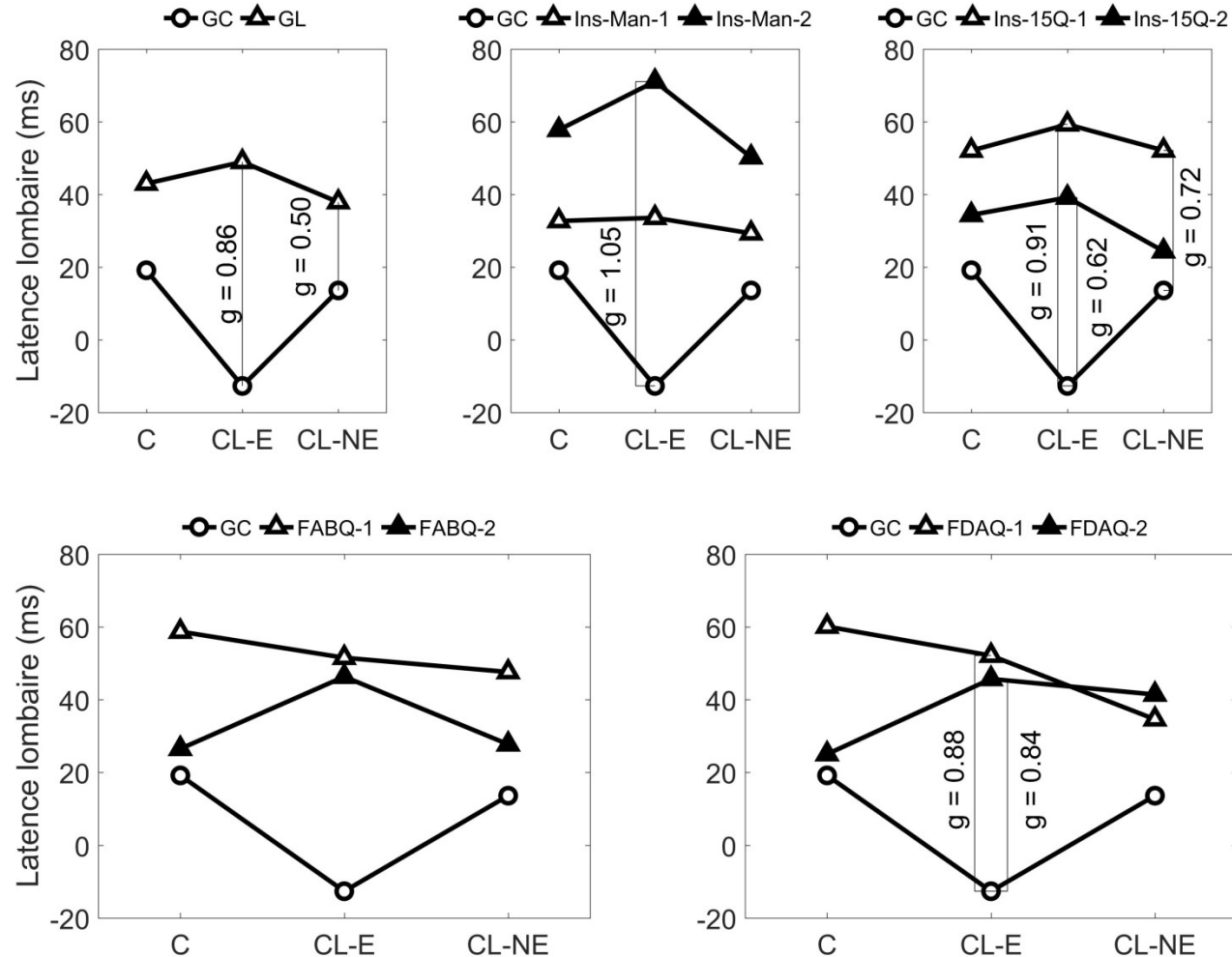
Plusieurs effets CONDITION ont été observés. En ce qui a trait aux réponses musculaires, le port d'une CL génère une augmentation des latences de trois muscles (L3-G, OE-G et OI-D;  $g$  entre 0,17 et 0,25) et une diminution des latences de trois autres muscles (DA-G, DA-D et OE-D;  $g$  entre 0,31 et 0,48), les tailles d'effet étant légèrement supérieures dans ce dernier cas de figure. En ce qui concerne les variables cinématiques de la région lombaire, les deux CL ont produit une EDM en rotation axiale plus élevée que dans la situation sans CL, avec des tailles d'effet non négligeables ( $g$  entre 0,46 et 0,66), mais plutôt moyennes. Les accélérations angulaires de la CL-E se sont avérées plus petites en flexion avant et flexion latérale, mais plus grandes en rotation axiale, mais ces tailles d'effet étaient faibles ( $g$  entre 0,17 et 0,32). Il s'agit de la première étude portant sur l'effet d'une CL sur les ajustements posturaux anticipatoires (APA). Les résultats sont mixtes, tantôt favorables, tantôt défavorables au maintien de la stabilité lombaire. Étant donné qu'aucun effet était important ( $g > 0,80$ ), il serait imprudent d'émettre une appréciation globale négative ou positive en ce qui a trait au port d'une CL. Il faut reconnaître que la tâche exigerait une perturbation du tronc très complexe, nécessitant une analyse tridimensionnelle. Ces résultats demandent donc à être répliqués,

possiblement avec une tâche induisant une perturbation du tronc moins complexe, telle que la flexion rapide des deux bras.

Deux effets GROUPE ont été observés, avec des tailles d'effet moyennes ( $g$  entre 0,55 et 0,57), les deux indiquant une latence retardée chez les sujets lombalgiques par rapport aux sujets sains, autant pour OE-D que pour le mouvement lombaire, comme présenté ci-dessus (interaction GROUPE  $\times$  CONDITION). À noter que des résultats semblables ont été obtenus ( $0,05 < P < 0,10$ ) pour deux autres muscles (OE-G et OI-D). Ces résultats concordent avec la littérature sur le sujet (Ferreira *et al.*, 2004; Hodges et Richardson, 1999; MacDonald *et al.*, 2009, 2010), bien que l'effet net sur la latence du mouvement lombaire soit étudié pour la première fois.

Analyses ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques. Ces ANOVA (3 SOUS-GROUPES  $\times$  3 CONDITIONS) ont produit des résultats différents pour la latence de EO-D et celle du mouvement lombaire. En ce qui a trait à la latence du mouvement lombaire, des interactions SOUS-GROUPE  $\times$  CONDITION ont atteint le niveau de signification statistique. L'observation des graphiques (figure 17) révèle que l'interaction s'explique principalement par le comportement du groupe contrôle tel que décrit ci-dessus (latence plus petites, et même négatives dans la condition CL-E par rapport à la condition contrôle;  $g = 0,52$ ), car les tests *a posteriori* n'ont révélé aucun autre effet CONDITION chez aucun des sous-groupes de patients. Ce comportement du groupe contrôle, qui avait produit une différence avec le groupe entier de patients ( $g = 0,86$ ), a généré des différences significatives comparables ( $g$  entre 0,84 et 0,91) avec certains sous-groupes de patients (définis par Instabilité-15Q et FADQ), mais aussi une différence plus importante ( $g = 1,05$ ) avec le sous-groupe avec Instabilité-Man positif, ce dernier ayant les latences les plus élevées (au-delà de 70 ms). Or, les résultats obtenus avec Instabilité-15Q montrent le contraire, car ce sont plutôt les patients ayant le moins de signes d'instabilité lombaire qui ont démontré les latences les plus élevées. Une étude a mesuré les APA chez des sous-groupes avec et sans instabilité lombaire, mais définis selon des critères d'imagerie interprétés par un chirurgien orthopédiste; des réponses retardées ont alors été observées seulement chez le sous-groupe avec instabilité, comparativement aux sujets sains (Silfies, Mehta, Smith et Karduna, 2009). Finalement, les critères pour définir l'instabilité lombaire n'étant pas suffisamment clairs, ces résultats contradictoires sont difficiles à interpréter.

Au regard des latences de EO-D, ce sont les effets SOUS-GROUPE qui étaient d'intérêt. Encore ici, les latences étaient plus décalées, mais seulement chez le sous-groupe avec Instabilité-Man positif, bien que la taille d'effet n'était que légèrement supérieure ( $g = 0,69$ ) par rapport à la comparaison avec le groupe entier de patients ( $g = 0,57$ ). Les effets GROUPE sont demeurés non significatifs ( $P = 0,06$ ) avec Instabilité-15Q. Pour ce qui est des sous-groupes en fonction des variables psychologiques (FABQ-AP et FDAQ), seuls ceux éprouvant le moins de peurs démontraient des latences décalées, mais pour OE-D seulement ( $g$  entre 0,69 et 0,71). Ces résultats sont similaires à des résultats antérieurs où les sujets des sous-groupes avaient été recrutés à l'aide des questionnaires PCS et TSK (Tampa scale of kinesiophobia) (Lariviere, Butler, *et al.*, 2013). Bien qu'il n'y avait pas de groupe contrôle, les sujets lombalgiques avec les plus bas scores ont démontré des latences décalées par rapport à l'autre sous-groupe. Les sujets lombalgiques qui éprouvent plus de peurs semblent donc réagir favorablement à ce type de perturbation pour protéger leur colonne vertébrale lombaire, ce qui pourrait s'expliquer par une plus grande préactivation de certains muscles du tronc, telle que le suggère aussi l'étude antérieure de (Lariviere, Butler, *et al.*, 2013). Le fait que le muscle OE-D ait été mis en cause n'est pas fortuit, car il dispose des meilleurs avantages mécaniques pour contrer la rotation axiale lombaire induite par le mouvement du bras.



**Figure 17 - Interactions GROUPE × CONDITION (Latence lombaire) observées dans les analyses de sous-groupes.**

C, CL-E, CL-NE : sans ceinture lombaire (C- contrôle), avec une ceinture lombaire extensible (CL-E) ou non extensible (CL-NE). GC : groupe contrôle; FABQ-1 et -2 : sujets lombalgiques avec les plus petits scores (FABQ -1) et plus grands scores (FABQ-2) au questionnaire FABQ (Fear Avoidance Beliefs Questionnaire). Pour chaque condition, les tests de Tuckey ont déterminé entre quels groupes des différences apparaissaient. Ces différences sont identifiées avec les valeurs g (tailles d'effet) correspondantes. Les écarts-types ne sont pas illustrés afin de faciliter l'observation des différences.



### 4.3.6 **Coordination du tronc lors de la flexion maximale**

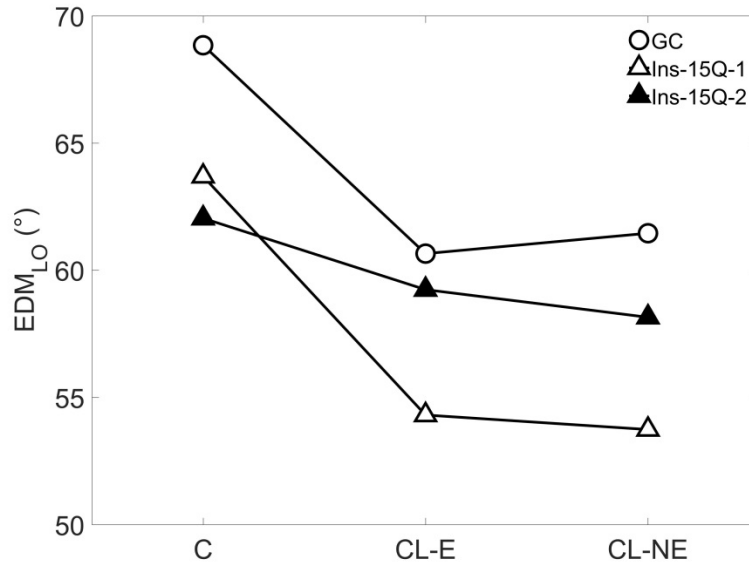
Les analyses ANOVA GROUPE  $\times$  CONDITION n'ont révélé aucune interaction. Par contre, des effets CONDITION ont été observés pour cinq des six variables considérées et un effet GROUPE a été obtenu pour la variable EDM<sub>TH</sub> (annexe D, tableau D.6). Précisons d'abord que les mêmes résultats statistiques et les mêmes effets, tels qu'ils seront présentés dans les prochains paragraphes, ont été obtenus avec les analyses réalisées durant la phase d'extension de cette tâche.

Les variables EMG ont permis de valider que les deux CL réduisaient le phénomène de flexion-relaxation des muscles dorsaux, bien que ces effets étaient faibles ( $g$  entre 0,20 et 0,31). Ces résultats sont attribuables à la réduction de la flexion lombaire d'environ 6-7° aussi observée pour les deux CL (CL-E :  $g = 0,51$ ; CL-NE :  $g = 0,57$ ). Comme mentionné ci-dessus, cet effet aurait le potentiel de diminuer l'occurrence d'un mécanisme de blessure qui est associé à la flexion lombaire répétée ou soutenue qui cause le fluage (*creep*) des tissus passifs postérieurs de la colonne vertébrale lombaire (Solomonow, 2012). Cela s'accompagnait d'une réduction d'environ 5-7° de EDM<sub>TRONC</sub> (CL-E :  $g = 0,30$ ; CL-NE :  $g = 0,44$ ) et d'une augmentation de 2° de EDM<sub>TH</sub>, mais qui ne s'est révélée significative que dans le cas de la CL-E ( $g = 0,22$ ). Aucun effet n'a été observé pour l'EDM<sub>BA</sub>, ce qui était attendu. Du point de vue clinique, la diminution de l'EDM lombaire peut réduire l'occurrence des mécanismes de blessures liées au fluage des tissus postérieurs de la colonne lombaire (Solomonow, 2012). En effet, ce fluage, qui est induit par une flexion lombaire (maximale ou presque) prolongée ou répétitive, est connu pour réduire la rigidité lombaire intrinsèque, pour nuire aux réponses réflexes des muscles du dos (Bazrgari *et al.*, 2011; Hendershot, B. *et al.*, 2011; Muslim *et al.*, 2013; Toosizadeh *et al.*, 2013) et pour perturber le contrôle postural tronc (Hendershot, B. D., Toosizadeh, Muslim, Madigan et Nussbaum, 2013). Le fluage peut aussi déclencher des processus inflammatoires et augmenter les spasmes musculaires (Solomonow, 2012).

Un effet GROUPE a été perçu, démontrant que les sujets lombalgiques ont une flexion thoracique (EDM<sub>TH</sub>) plus élevée ( $-2,4 \pm 8,2^\circ$ ) comparativement aux sujets sains ( $-6,6 \pm 6,4^\circ$ ), avec une taille d'effet moyenne ( $g = 0,55$ ). Ces résultats sont accompagnés par une moindre flexion lombaire chez les sujets lombalgiques ( $57,8 \pm 13,1^\circ$ ) par rapport aux sujets sains ( $63,6 \pm 12,0^\circ$ ), bien que cette différence ait tout juste frôlé le niveau de signification statistique ( $P = 0,072$ ). L'ensemble de ces résultats suggèrent que les sujets lombalgiques compensent la diminution de la flexion lombaire maximale (de 6°), en augmentant la flexion thoracique maximale (de 4°). Cependant, étant donné que les valeurs étaient négatives, indiquant une extension thoracique comparativement à la position thoracique de référence (en position debout), cet effet est sans conséquence.

Analyses ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques. Une interaction SOUS-GROUPE  $\times$  CONDITION a atteint le niveau de signification statistique pour la variable EDM<sub>LO</sub>. En effet, les sujets lombalgiques, dont la mesure par questionnaire a indiqué le plus d'indices d'instabilité lombaire, ont montré une diminution moins marquée de EDM<sub>LO</sub> avec le port des ceintures lombaires (figure 18). Les analyses post hoc ne révèlent aucune différence entre groupes, pour chaque condition expérimentale, mais indiquent plutôt, pour chaque groupe, une réduction de la flexion lombaire plus marquée ( $g$  variant entre 0,61 et 0,78) avec le port des ceintures lombaires chez les sujets contrôles et chez les sujets lombalgiques avec des scores Instabilité-15Q faibles, que chez les sujets lombalgiques avec des scores Instabilité-15Q plus élevés (C > CL-NE;  $g = 0,29$ ). Il est possible que ces derniers sujets produisent une cocontraction plus élevée des muscles entourant la colonne lombaire pour rétablir la stabilité

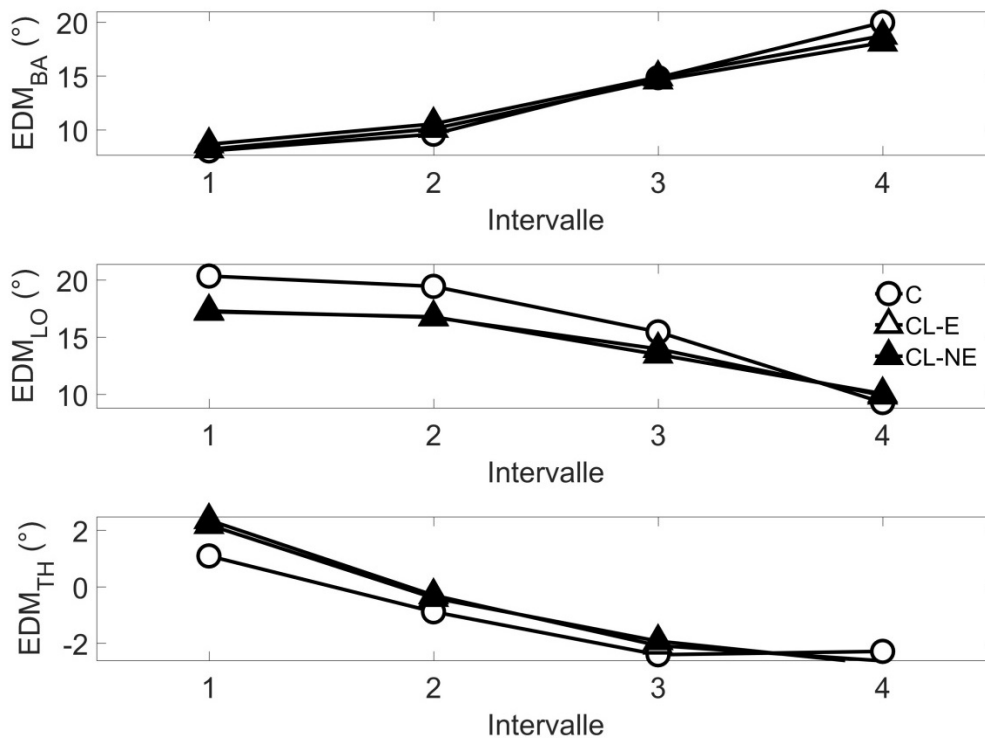
lombaire, ce qui en retour produirait déjà l'effet d'une CL. Cela expliquerait la raison pour laquelle l'ajout d'une CL n'induit pas un effet additionnel aussi important que pour les autres sous-groupes.



**Figure 18 - Étendue de mouvement lombaire ( $EDM_{LO}$ ) en fonction de la condition expérimentale (C : contrôle, CL-E et CL-NE : ceinture lombaire extensible et non extensible) et des groupes de sujets (GC : groupe contrôle), les sujets lombalgiques ayant ici été divisés selon les scores de la variable Instabilité-15Q.**

Les écarts-types ne sont pas illustrés afin de faciliter l'observation des différences.

Les analyses plus détaillées par intervalles ont révélé sensiblement les mêmes effets principaux (GROUPE, CONDITION), auxquels s'ajoute un effet INTERVALLE, qui a aussi été observé pour chaque variable (figure 19). Cependant, ce sont les interactions CONDITION  $\times$  INTERVALLE, significatives pour chaque segment du tronc ( $EDM_{BA}$ ;  $EDM_{LO}$ ;  $EDM_{TH}$ ), qui retiennent l'attention (figure 19). Si on observe les deux premiers intervalles, l'effet le plus évident était pour  $EDM_{LO}$  où les deux CL réduisaient la flexion de  $4^\circ$  à chaque intervalle, ce qui était compensé par une légère ( $1^\circ$ ) augmentation des contributions pelvienne et thoracique. Pour les trois segments, l'interaction CONDITION  $\times$  INTERVALLE s'explique lors du passage de l'intervalle trois vers le dernier intervalle, où il y a renversement de ces tendances, ce qui permet d'observer encore plus clairement les compensations entre les segments du tronc. Essentiellement, ces résultats indiquent, comme pour la tâche levée/dépôt de caisses, que les ceintures lombaires restreignent le mouvement lombaire dès le début de la flexion du tronc, ce qui permettrait d'avoir des effets autant pour les tâches de travail exigeant peu de mouvements du tronc que pour celles nécessitant beaucoup de flexion.



**Figure 19 - Illustration de l'interaction CONDITION × INTERVALLE observée pour toutes les variables d'étendue de mouvement (EDM<sub>BA</sub>; EDM<sub>LO</sub>; EDM<sub>TH</sub>).**

C, CL-E, CL-NE : sans ceinture lombaire (C- contrôle), avec une ceinture lombaire extensible (CL-E) ou non extensible (CL-NE). Ces moyennes correspondent à l'ensemble des sujets sains et lombalgiques. Les écarts-types ne sont pas illustrés afin de faciliter l'observation des différences.

#### 4.3.7 Activation musculaire lors de flexion/extension sous-maximales

##### 4.3.7.1 Variables confondantes potentielles

L'angle du tronc par rapport à la verticale, tel que mesuré avec le capteur positionné à la hauteur de T4, s'est avéré équivalent entre les différents groupes ou sous-groupes, et entre les conditions expérimentales. Chez tous les sujets confondus ( $n = 60$ ) et à travers les trois conditions expérimentales ( $n$  total 180), les angles étaient de  $19,7^\circ \pm 2,6^\circ$  et  $-19,1^\circ \pm 2,6^\circ$  en flexion et extension, respectivement. Cela démontre le bon contrôle de la tâche et indique que les différences entre les groupes pour lesquels les conditions expérimentales ne peuvent pas être attribuables à une différence dans l'amplitude de mouvement du tronc.

##### 4.3.7.2 Variables dépendantes

Les analyses ANOVA GROUPE × CONDITION n'ont révélé aucune interaction et aucun effet principal GROUPE au regard des neuf variables d'amplitude EMG (APDF) considérées, mais plusieurs effets CONDITION ( $n = 7/9$ ) ont été détectés (annexe D, tableau D.7). Pour les obliques externes, les deux CL ont diminué l'activation musculaire autant pour l'activité tonique (APDF<sub>10</sub>),

médiane (APDF<sub>50</sub>) et phasique (APDF<sub>90</sub>), avec les tailles d'effet les plus importantes ( $g$  entre 0,51 et 0,55) seulement pour APDF<sub>90</sub>, cette variable ayant généré des tailles d'effet similaires pour les droits de l'abdomen ( $g$  entre 0,46 et 0,59). Les autres effets sont plus variés, indiquant des différences entre les deux CL pour deux variables, et même une différence contraire aux attentes avec une augmentation de l'activation musculaire avec la CL-E (droit de l'abdomen - APDF<sub>10</sub>). Par contre, dans tous ces cas, les tailles d'effet étaient faibles, voire négligeables ( $g$  entre 0,12 et 0,21). Dans l'ensemble, ces résultats concordent avec ceux d'études qui se sont penchés sur une faible (1-2 % de l'EMG maximale) diminution de l'activation musculaire, cela lors d'une tâche d'équilibre postural du tronc en position assise sur une chaise instable (Cholewicki *et al.*, 2007; Reeves *et al.*, 2006). Leur façon de quantifier leurs signaux EMG (moyenne du signal) correspondrait à la variable APDF<sub>50</sub> de la présente étude. Bien que celle-ci n'ait pas normalisé ses propres variables d'amplitude, il est permis de croire que les effets obtenus pour APDF<sub>90</sub> étaient de l'ordre de 3 à 5 %, les tailles d'effets étant au moins le double par rapport à APDF<sub>50</sub>. Comme mentionné dans la sous-section 1.7, ces effets peuvent paraître petits, mais même une diminution de l'activité tonique (APDF<sub>10</sub>), lorsqu'appliquée sur une longue période de temps, a le potentiel de réduire les symptômes de douleur associés aux forces imposées sur la colonne vertébrale lombaire (Healey *et al.*, 2008, 2011; Healey *et al.*, 2005). En effet, l'activation des muscles du tronc, bien que nécessaire au maintien de la stabilité lombaire, impose des forces additionnelles (en plus du poids des segments supérieurs) sur la colonne vertébrale. Une CL a donc le potentiel de réduire l'effet cumulé de ces forces et ainsi d'aider les patients à récupérer plus rapidement.

Étant donné que les variables APDF ne sont pas normalisées, ce qui limite les comparaisons entre groupes, des analyses de covariance ont été menées pour la condition sans CL afin de comparer les groupes, mais en tenant compte d'une covariable, soit le pli cutané à L3 (au site de l'électrode droite) pour les muscles du dos, soit le pli cutané supra-iliaque droit pour les muscles abdominaux. Or, aucun effet GROUPE n'a été détecté, que les patients soient divisés en différents sous-groupes ou non.

Analyses ANOVA conduites avec la création de différents sous-groupes cliniques. Ces ANOVA (3 SOUS-GROUPES × 3 CONDITIONS) n'ont pas donné d'information additionnelle pour ce test.

#### **4.4 Attitude, sentiment d'efficacité fonctionnelle et stigmatisation anticipée associés au port d'une ceinture lombaire**

Au moment de leur participation à l'étude, 77,5 % des sujets lombalgiques ( $n = 31$ ) travaillaient, 65 % d'entre eux réalisant leurs tâches souvent ou toujours en position **assise** et 55 % d'entre eux réalisant leurs tâches « jamais », « parfois » ou « rarement » en position inclinée. La plus grande partie de l'échantillon de sujets lombalgiques ( $n = 25$ ; 62,5 %) n'avait jamais porté de CL et seulement 4 participants (10 %) en portaient une au moment de l'étude. Quant au type de CL utilisé lors de l'exécution des tâches en laboratoire, les participants n'exprimaient pas de préférence marquée pour un modèle en particulier. En fait, la répartition était égale entre la CL-E ( $n = 21$ ; 52,5 %) et la CL-NE ( $n = 19$ ; 47,5 %).

##### **4.4.1 Cohérence interne des échelles**

En général, les échelles de mesure ont montré des coefficients de cohérence interne satisfaisants ( $> 0,70$ ) (Corbière et Fraccaroli, 2014), à l'exception de la variable soulagement de la douleur lombaire qui, composée de seulement 3 items, présente un coefficient  $\alpha$  de 0,63 (tableau 6). Les deux sous-échelles de mesure du sentiment d'efficacité fonctionnelle sans/avec CL montrent un  $\alpha > 0,90$ . Comme rapporté par Tavakol et Dennick (2011), un coefficient supérieur à 0,90 pourrait être dû à certains éléments redondants testés dans plusieurs items.

Pourtant, l'échelle à 9 items montrait un *alpha* très satisfaisant de 0,88 dans d'autres travaux (Field *et al.*, 2010; Woby, Roach, *et al.*, 2007). Quatre items, à cause de leur forte corrélation avec d'autres items ( $r > 0,80$ ), ont dû être retirés dans cette étude (items 4, 5, 7 et 9) pour mener à des *alphas* acceptables (0,88 et 0,90 pour les échelles sans et avec CL, respectivement).

**Tableau 6 - Cohérence interne des différentes variables et échelles de mesure**

Variable	Item	Alpha	Échelle de mesure	Score	
Attitude à l'égard du port d'une CL	Confort	5	0,80	0 = Pas du tout d'accord à 4 = Tout à fait d'accord	Moyenne calculée pour chaque sous-dimension
	Soulagement de la douleur lombaire	3	0,63		
	Pratique (utile)	5	0,74		
	Sensation de support lors de tâches spécifiques	4	0,89		
Sentiment d'efficacité fonctionnelle (SEF)	SEF - sans CL	9 5	0,93 0,88	0 = Pas du tout sûr à 8 = Tout à fait sûr	Somme pour les 5 items = de 0 à 40
	SEF - avec CL	9 5	0,96 0,90		
Stigmatisation sociale anticipée (SSA)	SSA de la part de son supérieur immédiat, ses collègues, clients, sa famille, ses amis, son thérapeute.	7 items uniques	N/A	0 = Pas du tout d'accord à 4 = Tout à fait d'accord	Moyenne calculée pour chaque item

#### 4.4.2 Analyses descriptives et étude de l'effet de l'âge et du sexe

Analyses descriptives. Les participants ont démontré des attitudes favorables au port d'une CL. Sur une échelle variant de 0 (Pas du tout d'accord) à 4 (Tout à fait d'accord), les participants ont trouvé la CL globalement confortable ( $2,85 \pm 0,70$  sur 4) pour effectuer différents mouvements (par exemple, se pencher), et ce, dans différentes positions (assise, debout). Par rapport à la dimension de soulagement de la douleur lombaire, la plupart des répondants indiquent, par exemple, que le port d'un CENTILITRE amenuise leur mal au dos ( $3,13 \pm 0,75$  sur 4). Les participants ont trouvé que la CL était pratique ( $2,70 \pm 0,72$  sur 4), c'est-à-dire facile à mettre, à ajuster et qu'elle les aiderait à accomplir leurs tâches au travail ainsi que leurs activités quotidiennes (par exemple, les travaux domestiques). Ils ont aussi ressenti que le port d'une CL leur offre un soutien lors de l'exécution de tâches spécifiques ( $3,14 \pm 0,67$  sur 4), par exemple s'ils soulèvent une charge ou s'ils adoptent des postures ou mouvements spécifiques comme se pencher, s'asseoir ou se lever.

Quant au sentiment d'efficacité fonctionnelle (pouvant varier de 0 à 40), les participants se sentent plus efficaces ( $P \leq 0,001$ ;  $g = 0,35$ ) pour accomplir des activités avec une CL ( $34,98 \pm 6,65$ ) que sans la CL ( $32,50 \pm 7,24$ ), par exemple pour marcher un demi-mille (0,8 km) sur une surface plane, pour soulever une boîte de 10 lb (4,5 kg).

En ce qui a trait à la stigmatisation sociale anticipée, les participants ont perçu<sup>2</sup> des attitudes plutôt favorables de la part de leur entourage professionnel et personnel quant à l'utilisation d'une CL. En

<sup>2</sup> Nous avons observé les réponses des participants sur l'échelle de « désaccord et accord » et fait la somme des observations « Pas du tout d'accord » et « Tout à fait d'accord ».

particulier, d'après les répondants, les membres de la famille ( $n = 34$ ; 85 %), les amis ( $n = 32$ ; 80 %) et les collègues ( $n = 32$ ; 80 %) estimeraient qu'ils ont raison d'en porter une. Quant au milieu de travail, 21 participants (53 %) ont perçu que leur supérieur immédiat considérait important pour le travailleur de porter une CL lorsqu'il a mal au dos. Les scores moyens ainsi que les écarts-types pour chaque énoncé de cette échelle sont rapportés dans le tableau D-8.

Étude de l'effet de l'âge et du sexe. La distribution en âge des hommes (25-59 ans) et des femmes (23-64 ans) étant différente, la médiane de l'âge de chaque sexe (H : 36 ans; F : 46 ans) a été utilisée pour créer des sous-groupes (jeunes, âgés) égaux en nombre. Les analyses permettront ainsi d'évaluer convenablement les effets principaux (âge et sexe). Par contre, la médiane de l'âge pour chaque sexe, utilisée pour diviser les groupes, montrant un écart de 10 ans, l'interprétation de l'interaction entre ces facteurs n'a pas été possible.

Parmi toutes les variables associées aux attitudes, au sentiment d'efficacité fonctionnelle et à la stigmatisation sociale anticipée, trois ont été sensibles au sexe, soit les dimensions soulagement de la douleur ( $F > H$ ,  $P = 0,029$ ) et sensation de support lors de tâches spécifiques ( $F > H$ ,  $P = 0,046$ ) du questionnaire portant sur les attitudes à l'égard du port d'une CL, ainsi que l'item les membres de ma famille estimeraient que j'ai raison de porter une CL ( $F > H$ ,  $P = 0,030$ ) du questionnaire portant sur la stigmatisation sociale anticipée. L'effet de l'âge est ressorti pour la dimension sensation de support lors de tâches spécifiques (jeunes < âgés,  $P = 0,026$ ) du questionnaire sur les attitudes, ainsi que pour l'item mon thérapeute ne chercherait pas à me dissuader de porter une CL (jeunes > âgés,  $P = 0,008$ ) du questionnaire portant sur la stigmatisation sociale anticipée. Ces analyses exploratoires n'avaient pour but que d'expliquer ces différences, ce qui apparaît d'ailleurs difficile. D'ailleurs, il n'est pas clair si les différences associées au sexe, qui est un concept lié aux différences biologiques entre les hommes et les femmes, ne sont pas plutôt liées au genre, concept lié aux différences sur les plans psychosocial, culturel et économique. Ces résultats permettent plutôt d'anticiper des comportements d'adoption du port de la CL potentiellement différents en fonction de l'âge et du sexe/genre. Néanmoins, seule une étude longitudinale portant sur le port prolongé d'une CL, et dont l'échantillon serait plus important, permettrait de tester cette hypothèse.

#### **4.4.3 Analyses corrélationnelles**

Corrélations entre les variables d'attitude à l'égard du port d'une CL, d'efficacité fonctionnelle et de stigmatisation sociale anticipée.

La matrice de corrélations est présentée dans le tableau D-8, où seule la variable portant sur l'efficacité fonctionnelle sans CL n'a pas été retenue, car elle ne pouvait être mise en relation avec les autres mesures où il est question du port d'une CL. Comme attendu, les quatre dimensions reliées aux attitudes positives (favorables) au port d'une CL sont significativement interreliées, avec des corrélations variant entre 0,41 et 0,74. Des corrélations variant entre 0,33 et 0,36, en plus d'une corrélation de 0,79, ont aussi été observées entre certains items utilisés pour mesurer la stigmatisation sociale anticipée<sup>3</sup>. Ce sont les deux items qui réfèrent à l'entourage hors travail du participant (famille, amis) qui ont mené à la corrélation de 0,79.

Les dimensions confort ( $r = 0,35$ ;  $p < 0,05$ ) et soulagement de la douleur lombaire ( $r = 0,37$ ;  $p < 0,05$ ) du questionnaire sur les attitudes corrélaient aussi positivement avec le sentiment d'efficacité

<sup>3</sup> À interpréter comme suit : plus le score est élevé, plus l'entourage est favorable au port d'une CL, donc la stigmatisation est faible.

fonctionnelle à réaliser différentes activités avec le port d'une CL, ce qui était aussi attendu. Toutefois, une seule corrélation (sur une possibilité de 28) est ressortie entre les attitudes positives du participant quant au port d'une CL et les items mesurant la stigmatisation sociale anticipée, suggérant que dans l'ensemble, ce que ressentent (confort, soulagement, pratique et support) ceux qui la portent n'a aucun lien avec la perception (support) des autres. La seule corrélation significative ( $r = 0,36$ ;  $p < 0,05$ ) résultait de la relation entre la sensation de support lors de l'exécution de tâches spécifiques et le fait que les collègues estimeraient que le participant a tout à fait raison de porter une CL.

Corrélations entre les variables d'attitude et de sentiment d'efficacité fonctionnelle et les variables de peurs et dramatisation mesurées durant les tâches jugées menaçantes.

Des variables de changement des peurs ( $\Delta$ Peur = peur avec CL-E - peur sans CL) et de la dramatisation ( $\Delta$ Dramatisation = dramatisation avec CL-E - dramatisation sans CL) ont été créées. Ces scores de changement étant équivalents avec la CL-NE, les analyses n'ont pas été reprises pour eux. Les corrélations entre les attitudes favorables au port d'une CL et le sentiment d'efficacité fonctionnelle et  $\Delta$ Peur et  $\Delta$ Dramatisation (tableau 7) n'ont pas été nombreuses, mais ont mis en lumière des relations très plausibles.

**Tableau 7 - Corrélations entre les attitudes à l'égard du port d'une CL et le sentiment d'efficacité fonctionnelle et  $\Delta$ Peur et  $\Delta$ Dramatisation mesurées durant les tâches jugées menaçantes.**

Variable	$\Delta$ Peur				$\Delta$ Dramatisation			
	T2	T4	T5	T6	T2	T4	T5	T6
<b>Attitude à l'égard du port d'une CL</b>								
Confort								
Soulagement		-0,37		-0,44		-0,45	-0,32	-0,54
Pratique				-0,40		<u>-0,30</u>		-0,47
Support								-0,37
<b>Sentiment d'efficacité fonctionnelle</b>								
Sans CL								
Avec CL								

Seules les corrélations significatives ( $P < 0,05$ ) ou presque significatives ( $0,05 < P < 0,10$ ; ces corrélations sont soulignées) sont rapportées.

$\Delta$ Peur = peur avec CL-E - peur sans CL

$\Delta$ Dramatisation = dramatisation avec CL-E - dramatisation sans CL

T2 : Équilibre postural en position assise; T4 : Levées/dépôts de caisse; T5 : Mouvement rapide du bras droit; T6 : Flexion maximale du tronc

Des corrélations (étendue : -0,37 à -0,54) sont d'abord notées entre la variable « Soulagement de la douleur lombaire » et  $\Delta$ Peur ou  $\Delta$ Dramatisation, notamment pour les tâches jugées les plus menaçantes comme celles révélées par les analyses portant sur les peurs de la douleur (sous-section 4.2), soit les levées/dépôts de caisse et la flexion maximale du tronc. Ces résultats indiquent qu'un soulagement de la douleur due au port d'une CL est associé à une

diminution des peurs et de la dramatisation de la douleur. Des résultats similaires ( $r$  entre -0,30 et -0,47) sont notés avec la dimension pratique (utile) de la CL, c'est-à-dire la facilité avec laquelle le sujet peut la mettre et l'ajuster et l'aide qu'elle apporte pour accomplir les tâches au travail et les activités quotidiennes (par ex. : travaux domestiques). En d'autres mots, le fait de percevoir la CL comme pratique et utile est associé à une diminution des peurs et de la dramatisation de la douleur attribuable au port de la CL lors de ces mêmes tâches (levées/dépôts de caisse, flexion maximale du tronc). Aussi, la dimension sensation de support lors de tâches spécifiques était corrélée plus spécifiquement à une diminution de la dramatisation lors de la tâche de flexion maximale du tronc, ce qui apparaît aussi logique étant donné que cette flexion maximale s'applique spécifiquement la région lombaire.

Une seule corrélation a été établie avec une autre tâche, soit le mouvement rapide du bras, ce qui indique que dans l'ensemble, avoir des attitudes positives face au port d'une CL semble important pour diminuer les peurs ou la dramatisation de la douleur associées aux tâches qui nécessitent un chargement plus important des structures de la colonne lombaire. En effet, les tâches d'équilibre postural et de mouvement rapide du bras exigent des chargements moins importants sur les structures lombaires. Il peut paraître étonnant qu'aucune corrélation ne soit apparue entre le sentiment d'efficacité fonctionnel et la diminution des peurs et de la dramatisation due au port d'une CL. En fait, ces résultats ne sont pas soutenus par l'adaptation du modèle peur-évitement qui ajoute le concept de sentiment d'efficacité fonctionnelle à la suite des peurs reliées à la douleur (figure 2). Par contre, l'échelle de sentiment d'efficacité fonctionnel réfère à des activités de la vie quotidienne au travail et hors travail qui peuvent être assez différentes, selon les individus, des tâches spécifiques exécutées par les sujets dans la présente étude. De plus, les scores étaient relativement élevés, ce qui peut produire un plafonnement et ainsi réduire leur variabilité et la possibilité de détecter des corrélations avec d'autres variables.



## **5. DISCUSSION GÉNÉRALE**

Cette section a pour but de prendre un recul par rapport à l'ensemble des résultats qui concerne directement les effets des CL pour en dégager les grands constats. En d'autres mots, l'effet principal GROUPE ne sera pas discuté, ni l'interaction GROUPE x CONDITION, car trop rarement observés, suggérant la présence d'erreurs statistiques (dans la marge d'erreur acceptée, soit 5 %). Cet exercice permettra de se positionner en ce qui a trait aux effets immédiats du port d'une CL et de l'avancement des connaissances nécessaires pour mieux en comprendre les effets à long terme.

### **5.1 Effets sur la douleur et les variables psychologiques associées**

Les deux CL ont permis de réduire la douleur, du moins en position debout sans effort, et cela avec des tailles d'effet qualifiées de moyennes, une réduction de douleur ayant été ressentie par 63 % de notre échantillon alors que seulement 5 % des sujets éprouvaient une douleur plus élevée. Cette démonstration est simple, mais n'avait jamais été réalisée auparavant. Ces résultats ont été accompagnés d'autres effets positifs, soit une diminution des peurs et de la dramatisation de la douleur associées à des tâches spécifiques qui peuvent être perçues comme menaçantes pour une personne souffrant de lombalgie. Bien que les tailles d'effet associées à ces bienfaits aient été plus faibles, ces effets ont aussi été démontrés pour la première fois. Comme anticipé, les effets des deux CL ont été comparables.

Néanmoins, ces résultats peuvent difficilement être généralisés au port prolongé d'une CL lié, par exemple, à une intervention clinique. Dans de telles conditions, l'hypothèse selon laquelle le port d'une CL pourrait renforcer les peurs du mouvement notamment lorsque le sujet la retire pourrait se vérifier. Or, une récente étude en laboratoire (Volders, Meulders, De Peuter et Vlaeyen, 2015), parue à la fin de la présente étude, suggère que le contexte motivationnel dans lequel l'intervention d'exposition graduelle aux peurs est réalisée notamment lorsque cette intervention est combinée avec un comportement de protection (par ex. : prise de médication, support mécanique externe, port d'une CL) peut influencer les résultats. En effet, selon ces résultats, on pourrait inférer que si la CL est utilisée dans l'unique but de diminuer la douleur, le retrait de la CL ramènerait les peurs du mouvement telles qu'elles étaient avant l'intervention d'exposition graduelle. Cependant, si c'est plutôt dans le but de réintégrer graduellement les activités et de favoriser le retour au travail ou le maintien au travail, la disparition des peurs persisterait dans le temps, même après le retrait de la CL. Il apparaît donc que la prescription du port de la CL devrait se faire de manière à ce que la motivation du patient soit orientée sur le retour ou le maintien au travail et non pas uniquement sur l'évitement de la douleur.

Bien que ces effets positifs, portant sur les variables associées à la douleur, puissent être accompagnés d'une intervention appropriée des professionnels de la santé, il faut aussi s'assurer que le port d'une CL apporte un support biomécanique à la colonne vertébrale lombaire afin de rehausser la sécurité du patient. Cette question a été traitée avec les tests neuromécaniques et sera discutée dans la prochaine sous-section.

### **5.2 Effets neuromécaniques**

Dans l'ensemble, les effets neuromécaniques ont été équivalents pour les deux CL investiguées. Ces résultats suggèrent, du moins en ce qui concerne les tâches retenues pour les différents

tests, que la CL-NE ne produirait pas plus de pression intra-abdominale que la CL-E par son manque d'extensibilité lors de perturbations ou changements de posture du tronc. L'équipe de recherche avait avancé que ce manque d'adaptabilité de la CL-NE produirait momentanément une plus grande pression intra-abdominale qui, en retour, rigidifierait la colonne vertébrale lombaire et induirait des effets sur les différentes mesures neuromécaniques. Bien entendu, la présente recherche souffre de cette limite de ne pas avoir mesuré cette pression intra-abdominale, qui aurait exigé des mesures plus invasives. Par contre, la batterie exhaustive de tests effectués suggère que même si la pression intra-abdominale associée aux deux CL n'était pas la même, la différence n'était pas suffisante pour induire des effets significatifs sur le plan neuromécanique. Il apparaît donc que toute forme de CL souple peut donner les mêmes résultats, du moins en ce qui a trait aux effets immédiats. La suite de la discussion portera donc sur les effets du port d'une CL souple, peu importe si elle est extensible ou non. Cette discussion a d'abord pour objet les effets relatifs au contrôle moteur (proprioception, ajustements posturaux anticipatoires, équilibre postural), ensuite les effets de nature mécanique (rigidité lombaire, flexion maximale du tronc, activation musculaire lors de flexions/extensions sous maximales) et finalement les effets sur le plan fonctionnel (levées/dépôts de caisses). La question des effets associés aux sous-groupes cliniques sera ensuite abordée.

### **5.2.1 Effets sur les mécanismes de contrôle moteur**

Alors qu'aucun effet n'a été observé en ce qui a trait à la proprioception lombaire, plusieurs effets CONDITION ont été observés avec les mesures d'ajustements posturaux anticipatoires. Or, les résultats étaient divergents, tantôt favorables, tantôt défavorables au maintien de l'équilibre postural, et presque toujours accompagnés de faibles tailles d'effet. Étant donné qu'aucun de ces effets n'était puissant ( $g > 0,80$ ), il serait imprudent, sur la base de ces mesures, d'émettre une appréciation globale négative ou positive du port d'une CL.

Des effets CONDITION ont aussi été relevés pour différentes variables décrivant la performance lors du test d'équilibre postural. Ce test est intéressant dans la mesure où il intègre la contribution de trois mécanismes du contrôle moteur, soit la proprioception lombaire, les ajustements posturaux anticipatoires et les réponses réflexes des muscles du tronc. Or, comme pour les ajustements posturaux anticipatoires, les résultats étaient contradictoires, accompagnés de faibles tailles d'effet ( $g$  entre 0,14 et 0,40). Dans le pire des cas, certains indicateurs de quantité et de qualité de mouvement suggèrent une dégradation très modeste de la performance. Encore une fois, compte tenu des faibles tailles d'effet, il serait prématuré de suggérer, sur la base de ces mesures, un effet négatif ou positif du port d'une CL.

Tous les résultats relatifs aux effets du port d'une CL présentés dans cette section sont originaux; aucune analyse aussi complète n'ayant été réalisée. Ils sont inédits autant en matière de proprioception lombaire, qui a ici été mesurée lors d'une rotation axiale en position assise; que d'ajustements posturaux anticipatoires évalués pour la première fois, et d'équilibre postural avec une variété de mesures aussi complète. Ils demandent donc à être répliqués avant d'en tirer des conclusions définitives. Or, bien que les effets soient modestes, voire faibles, ces résultats ne peuvent pas exclure la possibilité que le port prolongé d'une CL puisse éventuellement induire des effets négatifs sur le plan du contrôle de la stabilité de la colonne lombaire (Cholewicki, Juluru, Radebold, *et al.*, 1999), comme décrit au début de ce rapport (sous-section 1.7.3.2). Les auteurs estiment que la prescription d'une CL en suivant certains paramètres (CL souple avec utilisation au besoin, sur une période limitée, chez des travailleurs avec lombalgie en phase aiguë ou subaiguë) réduit beaucoup ce risque, mais seul un essai clinique randomisé d'une durée significative permettrait de répondre avec assurance à cette question.

### 5.2.2 Effets mécaniques

L'analyse des effets mécaniques a donné des résultats plus clairs, tout d'abord avec un effet appréciable ( $g$  entre 0,90 et 1,03 pour les deux CL) sur la rigidité lombaire (variable K). Ceux-ci indiquent que l'augmentation de la rigidité passive produite par une CL est plus importante que la diminution de la rigidité « active » (diminution de l'activité musculaire) aussi induite par le port d'une ceinture; ils mènent donc à un effet net positif. Cette augmentation de la rigidité lombaire permettrait d'expliquer les résultats obtenus lors des tâches de flexion/extension du tronc de nature maximale et sous-maximale, comme discuté ci-dessous.

Lors de la flexion maximale du tronc, le phénomène de flexion/relaxation des muscles dorsaux a perdu de l'importance; ses effets étaient faibles ( $g$  entre 0,20 et 0,31). Cela serait attribuable à la réduction d'environ 6-7° de la flexion lombaire, pour laquelle les tailles d'effet étaient plus importantes ( $g$  entre 0,51 et 0,57). Comme détaillé ci-dessus, la diminution de l'étendue de mouvement lombaire ( $EDM_{LO}$ ) peut réduire l'occurrence des mécanismes de blessures liées au fluage des tissus postérieurs de la colonne lombaire (Solomonow, 2012). Ce phénomène de fluage se produit lors de l'exposition répétitive ou soutenue à une flexion importante du tronc, ce qui est courant dans les tâches spécifiques à de nombreuses professions (par ex. : manutentionnaires, couvreurs, maçons, jardiniers, déménageurs, etc.), et même pour les tâches en position assise de façon prolongée, notamment lorsque les travailleurs adoptent une posture lombaire affaissée nécessitant une flexion lombaire (Howarth, Glisic, Lee et Beach, 2013). Le port d'une CL pourrait donc être particulièrement utile pour les travailleurs qui initient un RaT et sont exposés à ce type de tâches, notamment si leurs lésions lombaires affectent les structures postérieures de la colonne lombaire. Le port de la ceinture pourrait également être bénéfique dans ce sens lorsque les tâches de travail induisent de la fatigue des muscles dorsaux. En effet, une flexion lombaire plus importante s'installe progressivement dans ces circonstances (Caldwell, McNair et Williams, 2003) afin que la charge du tronc soit prise par les tissus passifs postérieurs de la colonne vertébrale au lieu de la musculature dorsale. Or, cette augmentation de la tension dans les tissus passifs place les travailleurs à risque de blessure, soit lorsqu'il y a un chargement soudain (non anticipé) de la colonne vertébrale, soit par le phénomène de fluage tel qu'expliqué plus tôt. Cet élément n'est pas à négliger sachant que plusieurs études démontrent une fatigabilité accrue des muscles dorsaux chez les sujets lombalgiques (Steele, Bruce-Low et Smith, 2014).

Pour ce qui est de la flexion/extension sous-maximale du tronc, les résultats concordent avec ceux des études qui ont observé une faible (1-2 % de l'EMG maximale) diminution de l'activation musculaire, cela lors d'une tâche d'équilibre postural du tronc en position assise sur une chaise instable (Cholewicki *et al.*, 2007; Reeves *et al.*, 2006). Comme mentionné ci-dessus, il ne faut pas négliger l'effet cumulatif de cette petite baisse d'activation musculaire, car elle a le potentiel de soulager les symptômes de douleur associés aux forces imposées sur la colonne vertébrale lombaire (Healey *et al.*, 2008, 2011; Healey *et al.*, 2005). Bien qu'une aussi petite baisse ne puisse pas faire la différence pour des tâches exigeantes pour la région lombaire, cela peut être très différent pour les tâches en position assise ou debout qui demandent peu de chargement lombaire (peu de flexion du tronc et ne concernant pas la tenue de charges importantes), comme c'est le cas pour le travail de bureau, de caissiers ou de plusieurs tâches associées aux services à la clientèle. Ces travailleurs plus « sédentaires », qui sont associés à une forte proportion de notre économie, pourraient donc aussi bénéficier du port d'une CL pour le MaT ou lors de leur RaT.

### 5.2.3 Effets sur le plan fonctionnel

Une des tâches les plus significatives sur le plan fonctionnel est la manutention de charges, ici simulée par les levées/dépôts de caisses à différentes hauteurs. C'est d'ailleurs pour cette raison que ces types de tâches sont intégrés dans tous les tests d'évaluation de la capacité fonctionnelle. Les résultats ont démontré que le port d'une CL réduit EDM<sub>LO</sub> d'environ 4-5° ( $g$  entre 0,31 et 0,33) et EDM<sub>TRONC</sub> de 3° ( $g$  entre 0,14 et 0,16). Bien que toutes les tailles d'effet étaient faibles, une réduction de 4-5° de EDM<sub>LO</sub> apparaît cliniquement significative, notamment en fin d'amplitude articulaire où la tension dans les ligaments augmente très rapidement (Dreischarf *et al.*, 2014). Encore ici, une telle réduction de EDM<sub>LO</sub> peut diminuer l'occurrence des mécanismes de blessures liées au fluage des tissus postérieurs de la colonne lombaire (Solomonow, 2012).

Contrairement aux résultats de certaines études démontrant une plus grande flexion du bassin (Granata *et al.*, 1997) ou de la hanche (Sparto *et al.*, 1998) en lien avec le port d'une CL, aucune compensation des segments adjacents à la région lombaire (EDM<sub>CU</sub>, EDM<sub>BA</sub>) n'a été observée, à l'exception d'une augmentation négligeable de 1° de EDM<sub>TH</sub> ( $g$  entre 0,19 et 0,23). En faisant fi des différences importantes entre la tâche étudiée ici et celle étudiée dans les études antérieures (sous-section 4.3.4), les effets à la hanche ou au bassin (plus en flexion) étaient de l'ordre de 3 à 7°. Bien que des différences de cet ordre puissent être non négligeables pour la colonne vertébrale lombaire, notamment en flexion maximale lombaire, elles ne le sont probablement pas pour les hanches et le bassin.

### 5.2.4 Étude exploratoire portant sur les sous-groupes cliniques

L'étude de la présence de sous-groupes cliniques avec l'utilisation des analyses ANOVA, c'est-à-dire en subdivisant préalablement les sujets lombalgiques en fonction des variables associées à l'instabilité lombaire (Instabilité-Man, Instabilité-15Q) ou à la peur de la douleur/mouvement (FABQ-AP, FDAQ), n'a pas produit beaucoup d'effets. L'intérêt principal était de débusquer des interactions SOUS-GROUPE  $\times$  CONDITION, mais seulement deux variables parmi les sept tests ont atteint le niveau de signification statistique. Quelques effets SOUS-GROUPE ont aussi été relevés, mais n'allaient pas nécessairement dans la direction attendue, rendant leur interprétation difficile. Dans l'ensemble, étant donné le grand nombre d'analyses statistiques réalisées, il est fort possible que ces résultats statistiquement significatifs soient liés au hasard (erreur statistique de type I). Les auteurs ne peuvent donc pas exclure la possibilité d'erreurs de type II dues à un manque de puissance statistique pour détecter les effets, notamment les interactions. Cette étude exploratoire de la présence possible de sous-groupes cliniques ne permet de conclure avec fermeté.

## 5.3 Variables potentiellement associées à l'adoption du port d'une ceinture lombaire

D'entrée de jeu, les sujets lombalgiques n'ont pas indiqué une préférence marquée pour l'une ou l'autre des CL (extensible, non extensible), ce qui ne donne aucune indication, considérant les autres mesures (neuromécanique, psychologique), qu'une de ces deux CL ait un quelconque avantage par rapport à l'autre.

Les sujets lombalgiques ont démontré des attitudes favorables au port d'une CL, cela pour les quatre dimensions investiguées (confort, pratique/utile, soulagement de la douleur lombaire, sensation de support lors de l'exécution de tâches spécifiques). Ils ont également démontré un

plus grand sentiment d'efficacité fonctionnelle avec la CL choisie que sans CL. En ce qui a trait à la stigmatisation sociale anticipée, les participants estiment que leur entourage aurait des attitudes plutôt favorables de la part de leur entourage au travail et hors travail au regard de l'utilisation d'une CL. Ces résultats viennent donc en quelque sorte s'ajouter aux mesures de la douleur et des variables psychologiques associées à la douleur (peur et dramatisation) indiquant un effet favorable du port d'une CL. De plus, les corrélations négatives entre les attitudes favorables au port d'une CL et le changement mesuré à l'égard des peurs et de la dramatisation de la douleur confirment l'association entre ces concepts. Tous ces indicateurs pointent donc dans la même direction et permettent fortement de suggérer que le port d'une CL aurait pour effet de rassurer les patients souffrant d'une lombalgie, du moins ceux qui ont achevé la phase aiguë. Bien que cela reste à être démontré par une étude longitudinale, il est envisageable que cette réassurance soit suffisante pour aider les travailleurs à maintenir leur travail durant les périodes de récurrences des symptômes, ou pour les convaincre, en période de réadaptation, d'initier un RaT plus rapidement qu'anticipé, c'est-à-dire avant que les douleurs aient fortement diminué.

#### **5.4 Convaincre les patients, mais d'abord les professionnels de la santé**

Les auteurs d'une récente étude déclarent que même si les preuves scientifiques existent en faveur de la prescription du port d'une CL, le défi le plus important sera d'en informer les professionnels de la santé et de les convaincre de changer leur pratique (Kawchuk, Edgecombe, Wong, Cojocar et Prasad, 2015). Même si les preuves scientifiques demeurent incomplètes, les auteurs de la présente étude partagent le même avis, car, bien que certaines prises de position publiées dans des revues pour les professionnels de la santé soient favorables aux CL (Gauthier, 2015), d'autres n'expriment pas le même point de vue (Groupe d'étude canadien sur les soins de santé préventifs, 2003). L'objectif de cette sous-section est de faire un bref état de la question.

Comme démontré en introduction, contrairement à la croyance populaire, les CL n'induisent pas de faux sentiment de sécurité (Ciriello, 2008; van Poppel *et al.*, 2000) et leur port prolongé n'affaiblit pas nécessairement les muscles du tronc (Azadinia *et al.*, 2017). Néanmoins, ces hypothèses font mauvaise presse aux CL. Pour convaincre les professionnels de la santé que le port de la CL ne compromet pas la sécurité de leurs patients (Groupe d'étude canadien sur les soins de santé préventifs, 2003), des données probantes sont requises. Avec des preuves plus solides, les cliniciens pourront prescrire le port d'une CL souple, tel que proposé (section 1.3; utilisation au besoin seulement, combiné avec des recommandations sur la poursuite des activités physiques), sans crainte d'altérer négativement, à long terme, la force musculaire et les fonctions neuromécaniques responsables de la stabilité lombaire.

En ce qui a trait aux effets à court terme (effets immédiats) d'une CL, le port d'une CL aurait pour effet de rassurer les patients souffrant d'une lombalgie, ce qui en retour pourrait aider au MaT ou à un RaT plus rapide. Cette hypothèse est formulée à la lumière des résultats des nouveaux indicateurs portant sur les variables psychologiques associées à la douleur et à l'adoption du port d'une CL. À cela s'ajoutent les résultats des mesures neuromécaniques qui, dans leur ensemble, suggèrent un effet protecteur ayant le potentiel de favoriser ce Mat ou RaT de façon sécuritaire et durable. D'ailleurs, certains de ces résultats ont été démontrés à plusieurs reprises dans le passé.

En ce qui a trait aux effets à long terme, il est établi que le port d'une CL n'est pas efficace en prévention primaire, mais les résultats sont plus controversés en ce qui a trait à la prévention

secondaire (van Duijvenbode, I. C. *et al.*, 2008). Malheureusement, il ne semble toujours pas y avoir d'études en prévention tertiaire, qui s'intéressent exclusivement aux travailleurs absents du travail pour cause de lombalgie. Les essais cliniques randomisés (ECR) concernant la prévention secondaire produisent des résultats controversés possiblement en raison de la faible qualité de plusieurs de ces études, de la variation dans la durée des interventions et de l'hétérogénéité des populations étudiées, comme discuté ici.

Selon les critères d'une revue Cochrane (van Duijvenbode, I., Jellema, van Poppel et van Tulder, 2011), avant 1995, toutes les études (Coxhead, Inskip, Meade, North et Troup, 1981; Doran et Newell, 1975; Hsieh, Phillips, Adams et Pope, 1992; Penrose *et al.*, 1991; Valle-Jones *et al.*, 1992) à l'exception d'une seule (Hsieh *et al.*, 1992) sont de piètre qualité. Elles souffrent généralement de l'utilisation de mesures de résultats discutables par rapport aux standards plus récents. L'étude de Hsieh *et al.* (1992), jugée de haute qualité, ne comportait pas cette limite, mais disposait de petits groupes (celui avec CL étant composé de 12 patients) ne permettant pas de détecter une amélioration de la perception d'incapacité (questionnaire Roland-Morris) comparativement au groupe ayant reçu un massage. Aucun ECR n'a ensuite été publié avant 2007.

Les études plus récentes, publiées entre 2007 et 2015, ont généralement utilisé de meilleures et de plus nombreuses mesures de résultats. Deux d'entre elles se caractérisent par une courte intervention de 2 semaines (Kawchuk *et al.*, 2015; Morrisette, Cholewicki, Logan, Seif et McGowan, 2014). Kawchuk *et al.* (2015) se sont intéressés à des patients en phase aiguë et ont démontré une diminution significative, mais faible (3,5 %) des perceptions d'incapacité, telles que mesurées par le questionnaire Oswestry, comparativement à des sujets sains. L'étude ne comportait pas de patients sans traitement ou avec traitement standard et n'a pas considéré de mesure de douleur, ce qui limite beaucoup les interprétations. Morrisette *et al.* (2014) ont utilisé un échantillon mixte de patients (phases aiguë, subaiguë et chronique) chez qui les deux CL étudiées (CL-E et CL-NE) ont produit une diminution significative des perceptions d'incapacité selon le questionnaire Oswestry (CL-E : diminution de 8,1 %; CL-NE : diminution de 14 %) comparativement au groupe contrôle (traitement standard). Deux autres études ont montré des effets positifs (Calmels *et al.*, 2009; Roelofs *et al.*, 2007), bien que ces effets soient modestes. Dans l'ECR de Roelofs *et al.* (2007), après une période de 12 mois, les auteurs observaient une réduction de 13 % de la douleur, une amélioration de 14 % du statut fonctionnel et une réduction de 45 % du nombre de jours de lombalgie par rapport au groupe contrôle. Dans l'ECR de Calmels *et al.* (2009), la douleur et les perceptions d'incapacité des sujets ont diminué respectivement de 15 % et de 10 % de plus par rapport au groupe contrôle après 90 jours de port de la CL. De plus, la proportion de patients qui ne prenaient plus de médication était de 61 % comparativement à 40 % pour le groupe contrôle. Les principales caractéristiques de ces deux ECR (Calmels *et al.*, 2009; Roelofs *et al.*, 2007) sont la durée des symptômes (aucun travailleur phase chronique) et la durée de l'intervention qui était plus longue ( $\geq 3$  mois) que dans les ECR antérieurs, soit d'environ 2 à 6 semaines (Coxhead *et al.*, 1981; Doran et Newell, 1975; Valle-Jones *et al.*, 1992), ce qui pourrait laisser plus de temps aux travailleurs pour ressentir les bienfaits du port d'une CL. La durée de l'intervention est d'ailleurs un élément qui est ressorti clairement d'un ECR, mais chez des patients en phase chronique, bien que la qualité de l'essai apparaît douteuse (Shakoor, Islam, Rahman, Rahman et Moyeenuzzaman, 2015). En effet, les effets relatifs à la douleur sont passés de non significatifs après une, deux et trois semaines, à presque significatifs ( $P = 0,06$ ) après quatre semaines et finalement à significatifs ( $P = 0,005$ ) après cinq semaines d'intervention. Il apparaît qu'une seule étude de haute qualité (Oleske, Lavender, Andersson et Kwasny, 2007) n'a pas produit de résultats positifs. Pourtant, cette étude comportait des effectifs importants (groupe expérimental

de 222 travailleurs : CL élastique + éducation; groupe contrôle de 211 travailleurs : éducation seulement), un suivi de 12 mois, la considération de certaines variables confondantes potentielles (âge, sexe, exposition physique au travail) dans les analyses statistiques, ainsi que plusieurs mesures de résultats (douleur, perceptions d'incapacité, SF-12, visites médicales, absentéisme). Par contre, les auteurs ont observé une tendance à avoir moins de récurrences (23 % < 31 %;  $P = 0,059$ ), même en ajustant pour les variables confondantes ( $P = 0,085$ ), ce qui était d'ailleurs manifeste (35 % < 63 %;  $P = 0,016$ ) dans une des trois divisions du secteur de l'automobile ayant participé à l'étude. Cette division fournissait les pièces (secteur des services), comparativement aux deux autres qui étaient des manufactures (fabrication de produits métalliques, montage de camions), mais les raisons sous-jacentes à cet effet différencié ne sont pas claires selon les nombreuses hypothèses formulées par les auteurs. Ce qui est évident toutefois, c'est qu'une étude de cette nature doit être reproduite dans un contexte de prévention tertiaire.

Des ECR réalisés dans des contextes de prévention de l'absence chez des travailleurs au travail (prévention secondaire) et de prévention de l'absence prolongée chez des travailleurs en absence du travail (prévention tertiaire), et considérant des mesures de résultats en lien avec le RaT et le MaT, en plus des mesures cliniques recommandées (Deyo, R.A. *et al.*, 1998) pour l'étude des lombalgies (douleur, perceptions d'incapacité, bien-être général, satisfaction du traitement), sont nécessaires pour examiner la valeur des CL. De telles études devraient aussi considérer la possibilité d'établir des sous-groupes cliniques (ou de travailleurs) qui auraient le potentiel de mieux répondre à ce type d'intervention, en y intégrant des mesures liées à des facteurs biomécaniques et psychologiques lors de l'examen initial (ou en fonction du type de travail effectué). Dans le pire des scénarios, par exemple si les effets cliniques étaient absents, ce qui pourrait se produire chez des patients à risque de chronicité, un RaT plus rapide, tout en étant sécuritaire, pourrait être bénéfique pour eux. En effet, en soi, un RaT pas trop tardif représente une bonne solution pour la santé des travailleurs, tel que documenté plus tôt (voir sous-section 1.1). Un tel ECR devrait être réalisé sur une durée de temps significative et devrait comprendre des mesures neuromécaniques afin de déterminer si l'utilisation prolongée (mais au besoin seulement) d'une CL souple ne produit pas d'effets à long terme qui pourraient menacer le contrôle de la stabilité lombaire.

## 5.5 Forces et limites

La présente étude comporte plusieurs forces, mais également plusieurs limites. Parmi les forces, le caractère plus holistique de cette étude est inédit. Aucune étude n'avait jusqu'à maintenant considéré les effets psychologiques en plus des effets neuromécaniques associés au port d'une CL. Par rapport aux effets psychologiques, l'étude des peurs et de la dramatisation en relation avec le port d'une CL a été réalisée pour la première fois, de même que l'évaluation de l'effet sur la douleur. En ce qui a trait aux dimensions neuromécaniques, bien que plusieurs éléments aient déjà été documentés, aucune étude n'avait combiné des tests couvrant un aussi large spectre de fonctions neuromécaniques, cela avec des méthodologies à la fine pointe des développements dans ce domaine. D'ailleurs, certains tests ont été utilisés pour la première fois pour étudier les effets du port d'une CL, comme les ajustements posturaux anticipatoires et l'évaluation de l'activation des muscles du tronc lors d'une tâche permettant de bien isoler les variables confondantes. Mentionnons aussi la considération d'échantillons relativement importants de sujets pour ce type d'étude en laboratoire.

La limite la plus importante de cette étude est sa nature transversale, puisqu'elle ne permet que l'examen des effets immédiats du port d'une CL. Les effets à long terme restent pratiquement inconnus, notamment en ce qui a trait à la possibilité que le port prolongé d'une CL puisse induire des adaptations indésirables du système nerveux et, en retour, rendre le système neuromusculaire moins efficient pour assurer la stabilité lombaire. Les auteurs estiment que la prescription d'une CL, en suivant certains paramètres (CL souple avec utilisation au besoin et sur une période limitée), réduit beaucoup ce risque, mais seul un essai clinique randomisé d'une durée significative permettra de répondre à cette question.

Une autre limite importante concerne l'utilisation d'un échantillon de sujets lombalgiques en phases subaiguë et chronique. Ce choix avait été fait pour s'assurer que les travailleurs étaient en douleur lors des évaluations. Par contre, comme mentionné en introduction, suivre la recommandation de ne pas utiliser une CL pendant plusieurs semaines ou jours consécutifs (McGill, S. M., 1999) exclurait forcément les travailleurs en phase chronique. La généralisation des résultats de la présente étude aux travailleurs victimes de lombalgies récurrentes apparaît la plus risquée. En effet, si ces récurrences impliquent des douleurs plus intenses pendant quelques jours, cela peut impliquer de façon plus importante les mécanismes de protection d'origine neuromécanique ou psychologique. D'ailleurs, les résultats équivoques obtenus en ce qui a trait à cette question, tels que repris dans le prochain paragraphe, pourraient être différents pour les cas de lombalgies récurrentes.

La présente étude contenait un volet plus exploratoire en ce qui a trait à l'influence possible de certaines variables modificatrices de l'effet sur les variables neuromécaniques, comme proposé par les modèles de peur-évitement et de stabilité de la colonne vertébrale lombaire. Or, malgré la considération d'un échantillon de patients deux fois plus importants ( $n = 40$ ) que l'échantillon de sujets sains ( $n = 20$ ) pour explorer cette question, et malgré l'utilisation de plus d'une mesure des peurs ou de l'instabilité lombaire, une conclusion claire n'a pu être tirée. En ce qui a trait aux peurs de la douleur ou du mouvement, bien que l'étendue des scores des deux échelles utilisées (FABQ-AP, FDAQ) était relativement grande, il est fort possible que les patients les plus craintifs n'aient pas accepté de participer à cette étude, ce qui peut avoir réduit les chances de faire ressortir l'association entre ces peurs et les mesures neuromécaniques. D'ailleurs, relié à cette possibilité est le fait que la majorité des sujets lombalgiques de la présente étude (78 %) n'étaient pas en arrêt de travail, ce qui limite la généralisation des résultats à cette population. Au regard de l'instabilité lombaire, il faut aussi reconnaître que sa mesure reste un défi très important, qui requérait le développement de mesures valides avant d'aborder la question de sous-groupes cliniques basés sur ce concept.



## 6. CONCLUSION

La présente étude a permis d'analyser plusieurs effets immédiats, mais équivalents, du port des deux ceintures lombaires souples qui ont été comparées (CL-E et CL-NE). En effet, ni les mesures associées à la douleur, ni les mesures neuromécaniques, ni les mesures potentiellement associées à l'adhésion, ni même la préférence pour l'une ou l'autre des CL n'ont permis d'établir qu'une des deux CL génère davantage d'effets positifs. Il est donc possible de conclure que les deux CL offrent les mêmes avantages, du moins en ce qui a trait aux effets immédiats. Sur le plan mécanique, ces résultats suggèrent aussi que la ceinture CL-NE ne produirait pas plus de pression intra-abdominale que la CL-E, en raison de son manque d'extensibilité lors de perturbations ou changements de posture du tronc, bien que cela reste à être vérifié avec une mesure directe de la pression intra-abdominale.

Les deux CL ont engendré une diminution de la douleur en position debout et une diminution de la peur et de la dramatisation de la douleur lors de différentes tâches jugées menaçantes pour le dos, notamment lors des tâches qui imposent un chargement plus important des structures. En ce qui a trait aux variables neuromécaniques, plusieurs effets ont été observés, et la quasi-absence d'interaction GROUPE  $\times$  CONDITION indique que ces effets sont équivalents entre les sujets sains et les sujets lombalgiques. Tout d'abord, les effets sur les variables liés aux mécanismes du contrôle moteur étaient mixtes, c'est-à-dire sans effet sur la proprioception lombaire et avec des effets de faible amplitude qui étaient tantôt favorables, tantôt défavorables au regard des ajustements posturaux anticipatoires et de l'équilibre postural. Ensuite, les variables neuromécaniques liées aux effets mécaniques ont produit des impacts plus clairs et positifs en termes de hausse de la rigidité lombaire, de diminution de la flexion lombaire maximale et de réduction de l'activation des muscles du tronc. Finalement, les effets sur le plan fonctionnel, c'est-à-dire lors d'une tâche levées/dépôts de caisses, ont aussi été positifs, avec une réduction de la flexion lombaire sans, en contrepartie, affecter négativement le mouvement des segments adjacents tel que la flexion thoracique, du bassin ou des genoux.

Dans l'ensemble, l'exploration de la présence possible de sous-groupes cliniques, formés sur la base d'hypothèses neuromécanique (stabilité lombaire) et psychologique (peur de la douleur/mouvement), n'a pas été concluante, mais demeure une idée à considérer dans un éventuel essai clinique permettant d'étudier les effets à long terme. Par contre, l'étude exploratoire des variables qui sont présumées associées à l'adoption du port d'une CL, soient les attitudes favorables au port d'une CL, le sentiment d'efficacité fonctionnelle et la stigmatisation anticipée, mesurés chez les sujets lombalgiques, a produit des résultats encourageants, peu importe l'âge et le sexe. Ces résultats laissent même croire en une association entre les attitudes favorables au port d'une CL et la diminution des peurs et de la dramatisation de la douleur lors des tâches jugées menaçantes pour le dos.

En somme, les variables psychologiques associées à la douleur et celles présumément associées au port d'une CL corroborent l'hypothèse voulant que le fait de porter une ceinture rassure les patients souffrant d'une lombalgie, ce qui en retour pourrait favoriser un RaT plus rapide. Les variables neuromécaniques, de leur côté, indiquent que les effets mécaniques ont le potentiel de rendre cette pratique sécuritaire. Un essai clinique randomisé visant la prévention secondaire (prévention de l'arrêt de travail) et tertiaire (prévention de l'arrêt prolongé) serait nécessaire pour vérifier ces hypothèses auprès d'une population de travailleurs dans la phase subaiguë de leur lombalgie ou souffrant d'une lombalgie récurrente. Des résultats probants permettraient d'ajouter cet outil (CL) aux interventions actuelles portant notamment sur les facteurs psychosociaux reliés à l'individu et son environnement de travail, pour ainsi faciliter le RaT et le MaT.



## BIBLIOGRAPHIE

- Ajzen, I. (1991). The theory of planned behaviour. *Organ Behav Hum Decis Proces*, 50(2), 179-211.
- Ajzen, I. (1996). *The directive influence of attitudes on behavior*. New York: NY: Guilford Press.
- Alaranta, H. et Hurri, H. (1988). Compliance and subjective relief by corset treatment in chronic low back pain. *Scand.J Rehabil Med*, 20(3), 133-136.
- Anderson, K. O., Dowds, B. N., Pelletz, R. E. *et al.* (1995). Development and initial validation of a scale to measure self-efficacy beliefs in patients with chronic pain. *Pain*, 63(1), 77-84.
- Arjmand, N. et Shirazi-Adl, A. (2006). Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *Eur Spine J*, 15(8), 1265-1275.
- Aruin, A. S. et Latash, M. L. (1995). Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp.Brain Res.*, 103(2), 323-332.
- Azadinia, F., Ebrahimi, E. T., Kamyab, M. *et al.* (2017). Can lumbosacral orthoses cause trunk muscle weakness? A systematic review of literature. *Spine J*, 17(4), 589-602. doi: 10.1016/j.spinee.2016.12.005
- Baecke, J. A. H., Burema, J. et Frijters, J. E. R. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36(5), 936-942.
- Bandura, A. (1997). *Self-efficacy: The exercise of control*. New York: Freeman.
- Bauer, C. M., Rast, F. M., Ernst, M. J. *et al.* (2015). Pain intensity attenuates movement control of the lumbar spine in low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(6), 919-927. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.10.004
- Bazrgari, B., Hendershot, B., Muslim, K. *et al.* (2011). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviours following prolonged trunk flexion: influences of duration and external load on creep-induced effects. *Ergonomics*, 54(11), 1043-1052.
- Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R. *et al.* (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, 25(8), 989-994.
- Burton, A. K., Waddell, G., Tillotson, K. M. *et al.* (1999). Information and advice to patients with back pain can have a positive effect. A randomized controlled trial of a novel educational booklet in primary care. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 24(23), 2484-2491.
- Caldwell, J. S., McNair, P. J. et Williams, M. (2003). The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, 18(8), 704-711.
- Calmels, P., Queneau, P., Hamonet, C. *et al.* (2009). Effectiveness of a lumbar belt in subacute low back pain: an open, multicentric, and randomized clinical study. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 34(3), 215-220.
- Cholewicki, J. (2004). The effects of lumbosacral orthoses on spine stability: what changes in EMG can be expected? *J Orthop.Res.*, 22(5), 1150-1155.
- Cholewicki, J., Ivancic, P. C. et Radebold, A. (2002). Can increased intra-abdominal pressure in humans be decoupled from trunk muscle co-contraction during steady state isometric exertions? *Eur J Appl Physiol*, 87(2), 127-133.

- Cholewicki, J., Juluru, K. et McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 32(1), 13-17.
- Cholewicki, J., Juluru, K., Radebold, A. et al. (1999). Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *Eur Spine J*, 8(5), 388-395.
- Cholewicki, J., Lee, A. S., Reeves, N. P. et al. (2010). Comparison of trunk stiffness provided by different design characteristics of lumbosacral orthoses. *Clin Biomech (Bristol, Avon.)*, 25(2), 110-114.
- Cholewicki, J., McGill, K. C., Shah, K. R. et al. (2010). The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. *BMC Musculoskelet.Disord.*, 11 154.
- Cholewicki, J., Peter, R. N., Everding, V. Q. et al. (2007). Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *J.Biomech.*, 40(8), 1731-1736.
- Cholewicki, J., Shah, K. R. et McGill, K. C. (2006). The effects of a 3-week use of lumbosacral orthoses on proprioception in the lumbar spine. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, 36(4), 225-231.
- Ciriello, V. M. (2008). Does Wearing a Non-Expanding Weight Lifting Belt Change Psychophysically Determined Maximum Acceptable Weights and Forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 38(11-12), 1045-1050.
- CLIP. (2006). *Guide pratique : Clinique des lombalgies interdisciplinaire en première ligne (CLIP)*.
- Cook, C., Brismee, J. M. et Sizer, P. S., Jr. (2006). Subjective and objective descriptors of clinical lumbar spine instability: a Delphi study. *Man.Ther.*, 11(1), 11-21.
- Corbière, M. et Fraccaroli, F. (2014). Chapitre 24 - La conception, la validation, la traduction et l'adaptation transculturelle d'outils de mesure : Exemples dans le domaine de la santé mentale. Dans M. Corbière et N. Larivière (Édit.), *Méthodes qualitatives, quantitatives et mixtes dans la recherche en sciences humaines, sociales et de la santé* (p. 577-620). Québec: Presses de l'Université du Québec (PUQ).
- Coxhead, C. E., Inskip, H., Meade, T. W. et al. (1981). Multicentre trial of physiotherapy in the management of sciatic symptoms. *Lancet*, 1(8229), 1065-1068.
- Crawford, C., Ryan, K. et Shipton, E. (2007). Exploring general practitioner identification and management of psychosocial Yellow Flags in acute low back pain. *N.Z.Med J*, 120(1254), U2536.
- CSST. (2012). *Statistiques sur les affections vertébrales - 2008-2011*.
- Darlow, B., Fullen, B. M., Dean, S. et al. (2012). The association between health care professional attitudes and beliefs and the attitudes and beliefs, clinical management, and outcomes of patients with low back pain: a systematic review. *Eur J Pain*, 16(1), 3-17.
- Delignieres, D., Deschamps, T., Legros, A. et al. (2003). A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open- and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact? *J Mot.Behav.*, 35(1), 86-97.
- Deyo, R. A., Battie, M., Beurskens, A. J. H. M. et al. (1998). Outcome measures for low back pain research. A proposal for standardized use. *Spine*, 23(18), 2003-2013.
- Deyo, R. A., Dworkin, S. F., Amtmann, D. et al. (2015). Report of the NIH Task Force on research standards for chronic low back pain. *Journal of Pain*, 15(6), 569-585. doi: 10.1016/j.jpain.2014.03.005

- Dideriksen, J. L., Gizzi, L., Petzke, F. *et al.* (2014). Deterministic accessory spinal movement in functional tasks characterizes individuals with low back pain. *Clin Neurophysiol*, 125(8), 1663-1668. doi: 10.1016/j.clinph.2013.11.037
- Doran, D. M. et Newell, D. J. (1975). Manipulation in treatment of low back pain: a multicentre study. *Br.Med.J*, 2(5964), 161-164.
- Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A. *et al.* (2014). Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *J Biomech*, 47(8), 1757-1766. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.04.002
- Durand, M. J., Loisel, P. et Durand, P. (1998). Le retour thérapeutique au travail comme une intervention de réadaptation centralisée dans le milieu de travail: description et fondements théoriques. *La revue canadienne d'ergothérapie*, 65(2), 72-80.
- Durnin, J. V. G. A. et 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(1), 77-97.
- Edwards, R. R., Campbell, C. M. et Fillingim, R. B. (2005). Catastrophizing and experimental pain sensitivity: only in vivo reports of catastrophic cognitions correlate with pain responses. *J Pain*, 6(5), 338-339.
- Edwards, R. R., Smith, M. T., Stonerock, G. *et al.* (2006). Pain-related catastrophizing in healthy women is associated with greater temporal summation of and reduced habituation to thermal pain. *Clin J Pain*, 22(8), 730-737.
- Fayolle-Minon, I. et Calmels, P. (2008). Effect of wearing a lumbar orthosis on trunk muscles: study of the muscle strength after 21 days of use on healthy subjects. *Joint Bone Spine*, 75(1), 58-63.
- Ferguson, S. A. et Marras, W. S. (1997). A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 211-226.
- Ferreira, P. H., Ferreira, M. L. et Hodges, P. W. (2004). Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. *Spine*, 29(22), 2560-2566.
- Field, J. R., Newell, D. et McCarthy, P. W. (2010). Preliminary study into the components of the fear-avoidance model of LBP: change after an initial chiropractic visit and influence on outcome. *Chiropr.Osteopat.*, 18 21.
- Frank, J. W., Brooker, A. S., Demaio, S. E. *et al.* (1996). Disability resulting from occupational low back pain. Part II: What do we know about secondary prevention ? A review of the scientific evidence on prevention after disability begins. *Spine*, 21(24), 2918-2929.
- Gagnon, D., Plamondon, A. et Lariviere, C. (2016). A biomechanical comparison between expert and novice manual materials handlers using a multi-joint EMG-assisted optimization musculoskeletal model of the lumbar spine. *J Biomech*, 49 2938-2945. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.07.009
- Gauthier, M.-A. (2015). Ceinture lombaire. Équipement de protection individuelle ou dispositif thérapeutique? *Références en santé au travail*(141), 117-118.
- Geisser, M. E., Haig, A. J., Wallbom, A. S. *et al.* (2004). Pain-Related Fear, Lumbar Flexion, and Dynamic EMG Among Persons With Chronic Musculoskeletal Low Back Pain. *Clin.J Pain*, 20(2), 61-69.

- George, S. Z., Valencia, C., Zeppieri, G., Jr. *et al.* (2009). Development of a self-report measure of fearful activities for patients with low back pain: the fear of daily activities questionnaire. *Phys.Ther.*, 89(9), 969-979.
- Goldberger, A. L. (1996). Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *Lancet*, 347(9011), 1312-1314.
- Granata, K. P., Marras, W. S. et Davis, K. G. (1997). Biomechanical assessment of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. *Clin Biomech (Bristol., Avon.)*, 12(2), 107-115.
- Granata, K. P., Slota, G. P. et Bennett, B. C. (2004). Paraspinal muscle reflex dynamics. *J Biomech.*, 37(2), 241-247.
- Groupe d'étude canadien sur les soins de santé préventifs. (2003). Utilisation des ceintures lombaires pour prévenir la lombalgie professionnelle : recommandations officielles. *Médecin du Québec*, 38(3), 83-85.
- Hall, L., Tsao, H., MacDonald, D. *et al.* (2009). Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr.Kinesiol.*, 19(5), 763-773.
- Hasenbring, M. I. et Verbunt, J. A. (2010). Fear-avoidance and endurance-related responses to pain: new models of behavior and their consequences for clinical practice. *Clin J Pain*, 26(9), 747-753.
- Hashemi, L., Webster, B. S., Edward, A. *et al.* (1997). Length of Disability and Cost of Workers' Compensation Low Back Pain Claims. *Journal of Occupational and Environment Medicine*, 39(10), 937-945.
- Healey, E. L., Burden, A. M., McEwan, I. M. *et al.* (2008). The impact of increasing paraspinal muscle activity on stature recovery in asymptomatic people. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 89(4), 749-753.
- Healey, E. L., Burden, A. M., McEwan, I. M. *et al.* (2011). Diurnal variation in stature: Do those with chronic low-back pain differ from asymptomatic controls? *Clin Biomech (Bristol., Avon.)*, 26(4), 331-336.
- Healey, E. L., Fowler, N. E., Burden, A. M. *et al.* (2005). Raised paraspinal muscle activity reduces rate of stature recovery after loaded exercise in individuals with chronic low back pain. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 86(4), 710-715.
- Hemingway, M. A., Biedermann, H. J. et Inglis, J. (1995). Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness. *Biofeedback and Self-Regulation*, 20(1), 39-49.
- Hendershot, B., Bazrgari, B., Muslim, K. *et al.* (2011). Disturbance and recovery of trunk stiffness and reflexive muscle responses following prolonged trunk flexion: influences of flexion angle and duration. *Clin Biomech (Bristol., Avon.)*, 26(3), 250-256.
- Hendershot, B. D., Toosizadeh, N., Muslim, K. *et al.* (2013). Evidence for an exposure-response relationship between trunk flexion and impairments in trunk postural control. *J Biomech*, 46(14), 2554-2557.
- Hestbaek, L., Leboeuf-Yde, C. et Manniche, C. (2003). Low back pain: what is the long-term course? A review of studies of general patient populations. *Eur Spine J*, 12(2), 149-165.
- Hicks, G. E., Fritz, J. M., Delitto, A. *et al.* (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(9), 1753-1762.

- Hicks, G. E., Fritz, J. M., Delitto, A. *et al.* (2003). Interrater reliability of clinical examination measures for identification of lumbar segmental instability. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 84(12), 1858-1864.
- Hirsch, G., Beach, G., Cooke, C. *et al.* (1991). Relationship between performance on lumbar dynamometry and Waddell score in a population with low-back pain. *Spine*, 16(9), 1039-1043.
- Hodges, P. W. et 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(22), 2640-2650.
- Hodges, P. W. et 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(9), 1005-1012.
- Holmstrom, E. et Moritz, U. (1992). Effects of lumbar belts on trunk muscle strength and endurance: a follow-up study of construction workers. *J Spinal Disord.*, 5(3), 260-266.
- Howarth, S. J., Glisic, D., Lee, J. G. *et al.* (2013). Does prolonged seated deskwork alter the lumbar flexion relaxation phenomenon? *J Electromyogr Kinesiol*, 23(3), 587-593. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.01.004
- Hoy, D., March, L., Brooks, P. *et al.* (2014). The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*, 73(6), 968-974.
- Hsieh, C. Y., Phillips, R. B., Adams, A. H. *et al.* (1992). Functional outcomes of low back pain : comparaison of four treatment groups in a randomized controlled trial. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 15(1), 4-9.
- Ivancic, P. C., Cholewicki, J. et Radebold, A. (2002). Effects of the abdominal belt on muscle-generated spinal stability and L4/L5 joint compression force. *Ergonomics*, 45(7), 501-513.
- Jellema, P., Bierma-Zeinstra, S. M., van Poppel, M. N. *et al.* (2002). Feasibility of lumbar supports for home care workers with low back pain. *Occup.Med.(Lond)*, 52(6), 317-323.
- Jonsson, B. (1978). Quantitative electromyographic evaluation of muscular load during work. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine (Suppl)*, 6 69-74.
- Jorgensen, M. J. et Marras, W. S. (2000). The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. *Clinical Biomechanics*, 15(4), 292-294.
- Karayannis, N. V., Smeets, R. J., van den Hoorn, W. *et al.* (2013). Fear of Movement Is Related to Trunk Stiffness in Low Back Pain. *PLoS One*, 8(6), e67779. doi: 10.1371/journal.pone.0067779
- Katsuhirra, J., Sasaki, H., Asahara, S. *et al.* (2008). Comparison of low back joint moment using a dynamic 3D biomechanical model in different transferring tasks wearing low back belt. *Gait Posture*, 28(2), 258-264.
- Kawchuk, G. N., Edgecombe, T. L., Wong, A. Y. *et al.* (2015). A non-randomized clinical trial to assess the impact of nonrigid, inelastic corsets on spine function in low back pain participants and asymptomatic controls. *Spine J*, 15(10), 2222-2227. doi: 10.1016/j.spinee.2015.06.047
- Kingma, I., Faber, G. S., Suwarganda, E. K. *et al.* (2006). Effect of a stiff lifting belt on spine compression during lifting. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 31(22), E833-E839.
- Koes, B. W., van Tulder, M. W. et Thomas, S. (2006). Diagnosis and treatment of low back pain. *BMJ*, 332(7555), 1430-1434.

- Krag, M. H., Fox, M. J. et Haugh, L. D. (2003). Comparison of three lumbar orthoses using motion assessment during task performance. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 28(20), 2359-2367.
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol*, 4 863. doi: 10.3389/fpsyg.2013.00863
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Daffertshofer, A. et al. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur.Spine J.*, 15(1), 23-40.
- Lariviere, C., Arsenault, A. B., Gravel, D. et al. (2002). Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: reliability and validity issues. *Arch Phys Med Rehabil.*, 83(9), 1206-1214.
- Lariviere, C., Bilodeau, M., Forget, R. et al. (2010). Poor Back Muscle Endurance Is Related to Pain Catastrophizing in Patients With Chronic Low Back Pain. *Spine*, 35(22), E1178-E1186.
- Lariviere, C., Butler, H., Sullivan, M. J. et al. (2013). An exploratory study on the effect of pain interference and attentional interference on neuromuscular responses during rapid arm flexion movements. *Clin J Pain*, 29(3), 265-275.
- Larivière, C., Caron, J.-M., Preuss, R. et al. (2014). The effect of different back belt designs on the lumbopelvic rhythm in healthy subjects. *BMC Musculoskelet.Disord.*, 15 307.
- Lariviere, C., Forget, R., Vadeboncoeur, R. et al. (2010). The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl.Physiol*, 109(4), 577-590.
- Lariviere, C., Gagnon, D. et Loisel, P. (2000). 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(2), 79-91.
- Lariviere, C., Gagnon, D. H. et Mecheri, H. (2015). Trunk postural control in unstable sitting: Effect of sex and low back pain status. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30 933-939. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.07.006
- Lariviere, C., Gravel, D., Gagnon, D. et al. (2006). Gender influence on fatigability of back muscles during intermittent isometric contractions: A study of neuromuscular activation patterns. *Clin Biomech*, 21(9), 893-904.
- Lariviere, C., Gravel, D., Gardiner, P. et al. (2009). A submaximal test to assess back muscle capacity: evaluation of construct validity. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, 19(6), e422-e429.
- Larivière, C., Kearney, R. E., Mecheri, H. et al. (2012). *Évaluation biomécanique des déterminants de la stabilité lombaire: une étude exploratoire* (Rapport n° R-742). Montréal, Canada:
- Larivière, C., Ludvig, D., Kearney, R. E. et al. (2015). Identification of intrinsic and reflexive contributions to low-back stiffness: medium-term reliability and construct validity. *Journal of Biomechanics*, 48 254-261.
- Lariviere, C., Mecheri, H., Shahvarpour, A. et al. (2013). Criterion validity and between-day reliability of an inertial-sensor-based trunk postural stability test during unstable sitting. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(4), 899-907.
- Larivière, C., Sullivan, M. J. L., Fung, J. et al. (2010). *Lombalgie chronique - La relation entre les facteurs psychologiques associés à la douleur et certaines mesures neuromusculaires de déficiences lombaires* (Rapport n° R-658). Montréal, Canada: Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/files/documents/PubIRSST/R-658.pdf>



- Laslett, M. (2008). Evidence-based diagnosis and treatment of the painful sacroiliac joint. *J Man.Manip.Ther.*, 16(3), 142-152.
- Lavender, S. A., Shakeel, K., Andersson, G. B. J. *et al.* (2000). Effects of a lifting belt on spine moments and muscle recruitments after unexpected sudden loading. *Spine*, 25(12), 1569-1578.
- Lee, A. S., Cholewicki, J., Reeves, N. P. *et al.* (2010). Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 91(9), 1327-1331.
- Leeuw, M., Goossens, M. E., van Breukelen, G. J. *et al.* (2007). Measuring perceived harmfulness of physical activities in patients with chronic low back pain: the Photograph Series of Daily Activities--short electronic version. *J Pain*, 8(11), 840-849.
- Leinonen, V., Kankaanpaa, M., Luukkonen, M. *et al.* (2001). Disc herniation-related back pain impairs feed-forward control of paraspinal muscles. *Spine*, 26(16), E367-E372.
- Lewis, S., Holmes, P., Woby, S. *et al.* (2012). The relationships between measures of stature recovery, muscle activity and psychological factors in patients with chronic low back pain. *Man.Ther.*, 17(1), 27-33.
- Linton, S. J., Vlaeyen, J. et Ostelo, R. (2002). The back pain beliefs of health care providers: are we fear-avoidant? *J Occup.Rehabil.*, 12(4), 223-232.
- MacDonald, D., Moseley, G. L. et Hodges, P. W. (2009). Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. *Pain*, 142(3), 183-188.
- MacDonald, D., Moseley, G. L. et Hodges, P. W. (2010). People With Recurrent Low Back Pain Respond Differently to Trunk Loading Despite Remission From Symptoms. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 35(7), 818-824.
- Magnusson, M. L., Aleksiev, A., Wilder, D. G. *et al.* (1996). Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *European Spine Journal*, 5(1), 23-35.
- Main, C. J. et George, S. Z. (2011). Psychosocial influences on low back pain: why should you care? *Phys.Ther.*, 91(5), 609-613.
- Marwan, N., Romano, M. C., Thiel, M. *et al.* (2007). Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports-Review Section of Physics Letters*, 438 237-329.
- Matsudaira, K., Hara, N., Arisaka, M. *et al.* (2011). Comparison of physician's advice for non-specific acute low back pain in Japanese workers: advice to rest versus advice to stay active. *Ind.Health*, 49(2), 203-208.
- McGill, S. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(1), 91-103.
- McGill, S. M. (1999). Should industrial workers wear abdominal belts? Prescription based on the recent literature. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23 633-636.
- McGill, S. M. et Kippers, V. (1994). Transfer of loads between lumbar tissues during flexion-relaxation phenomenon. *Spine*, 19(19), 2190-2196.
- McGill, S. M., Seguin, J. et Bennett, G. (1994). Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation. Effect of belt wearing and breath holding. *Spine*, 19(6), 696-704.

- McGorry, R. W. et Hsiang, S. M. (1999). The effect of industrial back belts and breathing technique on trunk and pelvic coordination during a lifting task. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 24(11), 1124-1130.
- McNair, P. J. et Heine, P. J. (1999). Trunk proprioception: enhancement through lumbar bracing. *Arch.Phys.Med.Rehabil*, 80(1), 96-99.
- Meyer, J. P. (2000). Lombalgie et ceinture lombaire. *Dossier médico-technique*.
- Million, R., Nilsen, K. H., Jayson, M. I. *et al.* (1981). Evaluation of low back pain and assessment of lumbar corsets with and without back supports. *Ann.Rheum.Dis.*, 40(5), 449-454.
- Mirbagheri, M. M., Barbeau, H. et Kearney, R. E. (2000). Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position. *Exp.Brain Res.*, 135(4), 423-436.
- Morrisette, D. C., Cholewicki, J., Logan, S. *et al.* (2014). A randomized clinical trial comparing extensible and inextensible lumbosacral orthoses and standard care alone in the management of lower back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 39(21), 1733-1742. doi: 10.1097/BRS.0000000000000521
- Muslim, K., Bazrgari, B., Hendershot, B. *et al.* (2013). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviors following repeated static trunk flexion: influences of duration and duty cycle on creep-induced effects. *Appl.Ergon.*, 44(4), 643-651.
- Nachemson, A. L. et Jonsson, E. (2000). *Neck and back pain* (1st<sup>e</sup> éd.). New York, U.S.A.: Lippincott Williams & Wilkins.
- Neblett, R., Mayer, T. G., Gatchel, R. J. *et al.* (2003). Quantifying the Lumbar Flexion-Relaxation Phenomenon: Theory, Normative Data, and Clinical Applications. *Spine*, 28(13), 1435-1446.
- Newcomer, K., Laskowski, E. R., Yu, B. *et al.* (2001). The effects of a lumbar support on repositioning error in subjects with low back pain. *Arch.Phys.Med.Rehabil*, 82(7), 906-910.
- Newcomer, K., Laskowski, E. R., Yu, B. *et al.* (2000). Repositioning error in low back pain. Comparing trunk repositioning error in subjects with chronic low back pain and control subjects. *Spine*, 25(2), 245-250.
- Nimbarte, A. D., Aghazadeh, F. et Harvey, C. M. (2005). Effect of Back Belt on Inter-Joint Coordination and Postural Index. *Occupational Ergonomics*, 5(4), 219-233.
- O'Sullivan, P. B., Burnett, A., Floyd, A. N. *et al.* (2003). Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine*, 28(10), 1074-1079.
- Oleske, D. M., Lavender, S. A., Andersson, G. B. *et al.* (2007). Are back supports plus education more effective than education alone in promoting recovery from low back pain?: Results from a randomized clinical trial. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 32(19), 2050-2057.
- Ostelo, R. W., Deyo, R. A., Stratford, P. *et al.* (2008). Interpreting change scores for pain and functional status in low back pain: towards international consensus regarding minimal important change. *Spine*, 33(1), 90-94.
- Pakzad, M., Fung, J. et Preuss, R. (2016). Pain catastrophizing and trunk muscle activation during walking in patients with chronic low back pain. *Gait Posture*, 49 73-77. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.06.025

- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383-389.
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, 13(4), 371-379.
- Panjabi, M. M. (2006). A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*, 15(5), 668-676.
- Parsons, S., Harding, G., Breen, A. *et al.* (2007). The influence of patients' and primary care practitioners' beliefs and expectations about chronic musculoskeletal pain on the process of care: a systematic review of qualitative studies. *Clin J Pain*, 23(1), 91-98.
- Penrose, K. W., Chook, K. et Stump, J. L. (1991). Acute and chronic effects of pneumatic lumbar support on muscular strength, flexibility, and functional impairment index. *Sports Training, Medicine and Rehabilitation*, 2 121-129.
- Phaner, V., Fayolle-Minon, I., Lequang, B. *et al.* (2009). Are there indications (other than scoliosis) for rigid orthopaedic brace treatment in chronic, mechanical low back pain? *Ann.Phys.Rehabil Med.*, 52(5), 382-393.
- Potvin, J. R., McGill, S. M. et Norman, R. W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine*, 16(9), 1099-1107.
- Preuss, R. et Fung, J. (2005). Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Man.Ther.*, 10(1), 14-20.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G. *et al.* (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, 43(9), 956-966.
- Rabin, A., Shashua, A., Pizem, K. *et al.* (2013). The interrater reliability of physical examination tests that may predict the outcome or suggest the need for lumbar stabilization exercises. *J Orthop.Sports Phys.Ther.*, 43(2), 83-90.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Palzhofer, G. K. *et al.* (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724-730.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M. *et al.* (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25(8), 947-954.
- Ramprasad, M., Shenoy, D. S., Sandhu, J. S. *et al.* (2011). The influence of kinesiophobia on trunk muscle voluntary responses with pre-programmed reactions during perturbation in patients with chronic low back pain. *J Bodyw Mov Ther*, 15(4), 485-495. doi: 10.1016/j.jbmt.2010.12.002
- Reddell, C. R., Congleton, J. J., Dale, H. R. *et al.* (1992). An evaluation of a weightlifting belt and back injury prevention training class for airline baggage handlers. *Appl.Ergon.*, 23(5), 319-329.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J. et Milner, T. E. (2005). Muscle reflex classification of low-back pain. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, 15(1), 53-60.
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J. *et al.* (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Exp.Brain Res.*, 174(4), 694-700.

- Reeves, N. P., Narendra, K. S. et Cholewicki, J. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, 22(3), 266-274.
- Roelofs, P. D. (2009). *Managing low back pain with lumbar supports and medication*. (Universiteitsbibliotheek Vrije Universiteit (VU) Amsterdam).
- Roelofs, P. D., Bierma-Zeinstra, S. M., van Poppel, M. N. *et al.* (2007). Lumbar supports to prevent recurrent low back pain among home care workers: a randomized trial. *Ann.Intern.Med.*, 147(10), 685-692.
- Roelofs, P. D., Bierma-Zeinstra, S. M., van Poppel, M. N. *et al.* (2010). Cost-effectiveness of lumbar supports for home care workers with recurrent low back pain: an economic evaluation alongside a randomized-controlled trial. *Spine (Phila Pa 1976.)*, 35(26), E1619-E1626.
- Roelofs, P. D., van Poppel, M. N., Bierma-Zeinstra, S. M. *et al.* (2010). Determinants of the intention for using a lumbar support among home care workers with recurrent low back pain. *European Spine Journal*, 19 1502-1507.
- Roland, M. et 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(2), 141-144.
- Rosenstein, M. T., Collins, J. J. et De Luca, C. J. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 65 117-134.
- Rueda, S., Chambers, L., Wilson, M. *et al.* (2012). Association of returning to work with better health in working-aged adults: a systematic review. *Am.J Public Health*, 102(3), 541-556.
- Schmidt, R. A. et Lee , T. D. (2005). Sensory contributions to motor control. Dans *Motor Control and Learning: A Behavioural Emphasis* (p. 125-162). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, Inc.
- Shakoor, A., Islam, M. T., Rahman, M. *et al.* (2015). Evaluation of the effects of lumbosacral corset on the patients with chronic non-specific low back pain. *IJPMR*, 26(3), 65-69.
- Silfies, S. P., Cholewicki, J., Reeves, N. P. *et al.* (2007). Lumbar position sense and the risk of low back injuries in college athletes: a prospective cohort study. *BMC.Musculoskelet.Disord.*, 8 129.
- Silfies, S. P., Mehta, R., Smith, S. S. *et al.* (2009). Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch.Phys.Med.Rehabil.*, 90(7), 1159-1169.
- Smeets, R. J., Vlaeyen, J. W., Kester, A. D. *et al.* (2006). Reduction of pain catastrophizing mediates the outcome of both physical and cognitive-behavioral treatment in chronic low back pain. *J Pain*, 7(4), 261-271.
- Solomonow, M. (2012). Neuromuscular manifestations of viscoelastic tissue degradation following high and low risk repetitive lumbar flexion. *J Electromyogr.Kinesiol.*, 22(2), 155-175.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E. *et al.* (1998). The effect of lifting belt use on multijoint motion and load bearing during repetitive and asymmetric lifting. *Journal of Spinal Disorders*, 11(1), 57-64.
- Spitzer, W. O., Leblanc, F. E. et Dupuis, M. (1987). Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. *Spine*, 12(7S), S1-S59.
- Stauder, G. H. (2001). Precise onset detection of human motor responses using a whitening filter and the log-likelihood-ratio test. *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, 48(11), 1292-1305.

- Steele, J., Bruce-Low, S. et Smith, D. (2014). A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning. *Curr Med Res Opin*, 30(5), 865-911.
- Stokes, I. A., Gardner-Morse, M. G. et Henry, S. M. (2011). Abdominal muscle activation increases lumbar spinal stability: Analysis of contributions of different muscle groups. *Clin Biomech (Bristol., Avon.)*, 26(8), 797-803.
- Sullivan, M. J. et Adams, H. (2010). Psychosocial treatment techniques to augment the impact of physiotherapy interventions for low back pain. *Physiother.Can.*, 62(3), 180-189.
- Sullivan, M. J. L., Bishop, S. R. et Pivik, J. (1995). The Pain Catastrophizing Scale: Development and validation. *Psychological Assessment*, 7 524-532.
- Sung, W., Abraham, M., Plastaras, C. et al. (2015). Trunk motor control deficits in acute and subacute low back pain are not associated with pain or fear of movement. *Spine J*, 15(8), 1772-1782. doi: 10.1016/j.spinee.2015.04.010
- Symonds, T. L., Burton, A. K., Tillotson, K. M. et al. (1996). Do attitudes and beliefs influence work loss due to low back trouble? *Occup.Med (Lond)*, 46(1), 25-32.
- Tavakol, M. et Dennick, R. (2011). Making sense of Cronbach's alpha. *International Journal of Medical Education*, 2 53-55.
- Thomas, J. S., France, C. R., Sha, D. et al. (2008). The influence of pain-related fear on peak muscle activity and force generation during maximal isometric trunk exertions. *Spine*, 33(11), E342-E348.
- Thomas, J. S., Lavender, S. A., Corcos, D. M. et al. (1999). Effect of lifting belts on trunk muscle activation during a suddenly applied load. *Hum Factors*, 41(4), 670-676.
- Tong, M. H., Mousavi, S. J., Kiers, H. et al. (2016). Is There a Relationship Between Lumbar Proprioception and Low Back Pain? A Systematic Review With Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 98(1), 120-136. doi: 10.1016/j.apmr.2016.05.016
- Toosizadeh, N., Bazrgari, B., Hendershot, B. et al. (2013). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviours following repetitive lifting: influences of flexion angle and lift rate on creep-induced effects. *Ergonomics*, 56(6), 954-963.
- Valle-Jones, J. C., Walsh, H., O'Hara, J. et al. (1992). Controlled trial of a back support ('Lumbotrain') in patients with non-specific low back pain. *Curr.Med.Res.Opin.*, 12(9), 604-613.
- Van Daele, U., Hagman, F., Truijen, S. et al. (2009). Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting. *Spine*, 34(11), 1233-1238.
- van der Hulst, M., Vollenbroek-Hutten, M. M., Rietman, J. S. et al. (2010). Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a "guarding" hypothesis. *Clin J Pain*, 26(1), 30-37.
- van Dieen, J. H., Selen, L. P. et Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J.Electromyogr.Kinesiol.*, 13(4), 333-351.
- van Duijvenbode, I., Jellema, P., van Poppel, M. et al. (2011). Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain. *Cochrane.Database.Syst.Rev.*(2), CD001823.
- van Duijvenbode, I. C., Jellema, P., van Poppel, M. N. et al. (2008). Lumbar supports for prevention and treatment of low back pain. *Cochrane.Database.Syst.Rev.*(2), CD001823.
- van Poppel, M. N. M., De Looze, M. P., Koes, B. W. et al. (2000). Mechanisms of action of lumbar supports. A systematic review. *Spine*, 25(16), 2103-2113.

- van Poppel, M. N. M., Koes, B. W., van der Ploeg, T. *et al.* (1998). Lumbar supports and education for the prevention of low back pain in industry. A randomized controlled trial. *JAMA (Journal of the American Medical Association)*, 279(22), 1789-1794.
- Vlaeyen, J. W. S. et Linton, S. J. (2000). Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, 85(3), 317-332.
- Vlaeyen, J. W. S., Seelen, H. A. M., Peters, M. *et al.* (1999). Fear of movement / (re)injury and muscular reactivity in chronic low back pain patients: an experimental investigation. *Pain*, 82(3), 297-304.
- Volders, S., Meulders, A., De Peuter, S. *et al.* (2015). The Reduction of Fear of Movement-related Pain: Does Motivational Context Matter? *Clin J Pain*, 31(11), 933-945. doi: 10.1097/AJP.0000000000000187
- Vu-Khanh, T., Dolez, P. I., Harrabi, L. *et al.* (2008). *Caractérisation de la souplesse des gants de protection par des méthodes mécaniques et biomécaniques* (Rapport n° R-506). Montréal, Canada: Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-506.pdf?v=2017-06-02>
- Waddell, G., Newton, M., Henderson, I. *et al.* (1993). A fear-avoidance beliefs questionnaire (FABQ) and the role of fear-avoidance beliefs in chronic low back pain and disability. *Pain*, 52 157-168.
- Walsh, N. E. et Schwartz, R. K. (1990). The influence of prophylactic orthoses on abdominal strength and low back injury in the workplace. *Am.J Phys.Med.Rehabil*, 69(5), 245-250.
- Watson, P. J., Booker, C. K., Main, C. J. *et al.* (1997). Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: the development of the flexion relaxation ratio. *Clinical Biomechanics*, 12(3), 165-171.
- Willigenburg, N. W., Kingma, I. et van Dieen, J. H. (2013). Center of pressure trajectories, trunk kinematics and trunk muscle activation during unstable sitting in low back pain patients. *Gait Posture*, 38(4), 625-630.
- Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M. *et al.* (2007). The relation between cognitive factors and levels of pain and disability in chronic low back pain patients presenting for physiotherapy. *Eur.J.Pain*, 11(8), 869-877.
- Woby, S. R., Urmston, M. et Watson, P. J. (2007). Self-efficacy mediates the relation between pain-related fear and outcome in chronic low back pain patients. *Eur.J.Pain*, 11(7), 711-718.
- Zhang, L. Q., Nuber, G., Butler, J. *et al.* (1998). In vivo human knee joint dynamic properties as functions of muscle contraction and joint position. *J Biomech*, 31(1), 71-76.

## ANNEXE A - Signes cliniques d'instabilité lombaire issus de l'histoire médicale (version francophone)

	Énoncé	Tout à fait d'accord	Plutôt d'accord	Indécis	Pas vraiment d'accord	Pas du tout d'accord
1	Impression que le dos « se dérobe », « cède » ou « lâche »					
2	Fréquent besoin de se craquer le dos					
3	Fréquentes périodes ou épisodes de symptômes					
4	Antécédents de coincement ou de blocage douloureux de la colonne lombaire en flexion ou en torsion					
5	Douleurs ressenties lors des changements de posture (p. ex., assis à debout)					
6	Augmentation de la douleur lors du redressement après une flexion					
7	Augmentation de la douleur lors de mouvements brusques, anodins ou légers					
8	Difficulté à rester assis longtemps sans support dorsal et atténuation des symptômes avec un appui dorsal					
9	Symptômes accrus lors du maintien prolongé d'une posture et possibilité réduite de trouver une posture statique non douloureuse					
10	Aggravation progressive de la condition (p. ex., épisodes douloureux plus fréquents)					
11	Antécédents de trouble chronique de longue date					
12	Soulagement temporaire avec une ceinture ou un corset lombaire					
13	Fréquents épisodes de spasmes musculaires					
14	Peur de bouger et affaiblissement de la volonté de bouger					
15	Antécédents de blessure au dos ou de traumatisme					

Cotation :

- Fortement en accord : 5
- En accord : 4
- Indécis : 3
- En désaccord : 2
- Fortement en désaccord : 1

} Addition de tous les scores (score / 75)

Note : Étant donné qu'il est peut être difficile de répondre à une échelle avec ces nuances de réponse, le score a été recalculé en créant un score dichotomique (1 pour « Fortement en accord » ou « En accord » et 0 pour les autres réponses). Le score total du questionnaire est donc de 15.





## **ANNEXE B - Questionnaires sur les dimensions psychologiques associées à la dramatisation et aux peurs liées à la douleur (versions francophones)**

### **QUESTIONNAIRE SUR LA DRAMATISATION DE LA DOULEUR**

**Directives :** Veuillez indiquer si vous avez eu les pensées ou les impressions suivantes en accomplissant la tâche que vous venez de terminer.

#### Tâche d'équilibre sur chaise instable

- |  |   |
|--|---|
| 1. Je me demandais quand ça allait finir.                              | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 2. Je craignais que la douleur devienne plus forte que moi.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 3. J'avais l'impression de ne pas pouvoir soutenir cette tâche.        | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 4. Je ne pouvais pas m'empêcher de penser à quel point ça faisait mal. | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 5. Je n'avais qu'une pensée en tête, et c'était d'en finir.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 6. Les procédures me semblaient terribles.                             | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |

#### Tâche de manutention de charges

- |  |   |
|--|---|
| 1. Je me demandais quand ça allait finir.                              | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 2. Je craignais que la douleur devienne plus forte que moi.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 3. J'avais l'impression de ne pas pouvoir soutenir cette tâche.        | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 4. Je ne pouvais pas m'empêcher de penser à quel point ça faisait mal. | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 5. Je n'avais qu'une pensée en tête, et c'était d'en finir.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 6. Les procédures me semblaient terribles.                             | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |

#### Tâche de mouvement rapide du bras

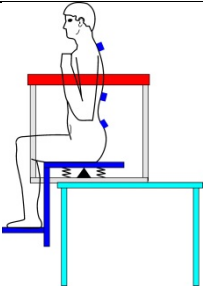
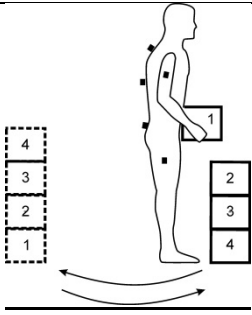
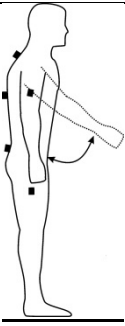
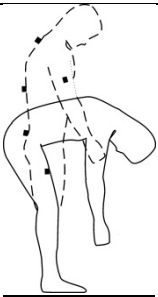
- |  |   |
|--|---|
| 1. Je me demandais quand ça allait finir.                              | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 2. Je craignais que la douleur devienne plus forte que moi.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 3. J'avais l'impression de ne pas pouvoir soutenir cette tâche.        | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 4. Je ne pouvais pas m'empêcher de penser à quel point ça faisait mal. | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 5. Je n'avais qu'une pensée en tête, et c'était d'en finir.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 6. Les procédures me semblaient terribles.                             | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |

#### Tâche de flexion maximale du tronc

- |  |   |
|--|---|
| 1. Je me demandais quand ça allait finir.                              | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 2. Je craignais que la douleur devienne plus forte que moi.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 3. J'avais l'impression de ne pas pouvoir soutenir cette tâche.        | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 4. Je ne pouvais pas m'empêcher de penser à quel point ça faisait mal. | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 5. Je n'avais qu'une pensée en tête, et c'était d'en finir.            | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| 6. Les procédures me semblaient terribles.                             | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |

**ÉVALUATION DES PEURS LIÉES À LA DOULEUR**

**Directives :** Les personnes atteintes de douleur persistante ont souvent peur que certaines activités aggravent leur douleur. Veuillez indiquer la mesure pour laquelle vous craignez que les activités ci-dessous aggravent votre état en traçant un X à l'endroit approprié sur la ligne.

	<p style="text-align: center;"> ----- </p> <p>Pas du tout <span style="float: right;">Extrêmement</span></p> <p>inquiet <span style="float: right;">inquiet</span></p>
	<p style="text-align: center;"> ----- </p> <p>Pas du tout <span style="float: right;">Extrêmement</span></p> <p>inquiet <span style="float: right;">inquiet</span></p>
	<p style="text-align: center;"> ----- </p> <p>Pas du tout <span style="float: right;">Extrêmement</span></p> <p>inquiet <span style="float: right;">inquiet</span></p>
	<p style="text-align: center;"> ----- </p> <p>Pas du tout <span style="float: right;">Extrêmement</span></p> <p>inquiet <span style="float: right;">inquiet</span></p>

## **ANNEXE C - Questionnaires sur les dimensions psychologiques potentiellement associées à l'adoption du port d'une ceinture lombaire (versions francophones)**

Pourriez-vous nous indiquer quelle ceinture lombaire vous préférez?

Ceinture avec une attache en velcro



ou

Ceinture avec 2 attaches en velcro



ou

Pas de préférence

### Attitudes à l'égard du port d'une ceinture lombaire

Compte tenu de la ceinture lombaire choisie, dans quelle mesure êtes-vous d'accord avec les énoncés suivants ?

	Pas du tout d'accord	Pas vraiment d'accord	Indécis	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	0	1	2	3	4
1.				0	1 2 3 4
2.				0	1 2 3 4
3.				0	1 2 3 4
4.				0	1 2 3 4
5.				0	1 2 3 4
6.				0	1 2 3 4
7.				0	1 2 3 4
8.				0	1 2 3 4
9.				0	1 2 3 4
10.				0	1 2 3 4
11.				0	1 2 3 4
12.				0	1 2 3 4
13.				0	1 2 3 4
14.				0	1 2 3 4
15.				0	1 2 3 4
16.				0	1 2 3 4
17.				0	1 2 3 4

Items pour la composante « Confort » = 1 - 2 - 3 - 4 - 15

Items pour la composante « Soulagement de la douleur lombaire » = 5 - 16 - 17

Items pour la composante « Pratique (utile) » = 6 - 11 - 12 - 13 - 14

Items pour la composante « Sensation de support lors de tâches spécifiques » = 7 - 8 - 9 - 10

## **Sentiment d'efficacité fonctionnelle (sans ceinture lombaire)**

**SANS ceinture lombaire, dans quelle mesure croyez-vous pouvoir accomplir les activités suivantes ?**

Pas du tout sûr	Moyennement sûr							Tout à fait sûr
0	1	2	3	4	5	6	7	8

**Dans quelle mesure croyez-vous pouvoir...**

1. ... marcher 1/2 mile (0,8 km) sur une surface plane ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
2. ... soulever une boîte de 10 lb (4,5 kg) ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
3. ... suivre un programme d'exercices quotidien à la maison ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
4. ... accomplir vos tâches ménagères ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
5. ... faire l'épicerie ou d'autres courses ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
6. ... prendre part à des activités sociales ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
7. ... pratiquer un hobby ou des activités récréatives ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
8. ... participer à des activités en famille ?	0	1	2	3	4	5	6	7	8
9. ... accomplir les tâches de travail que vous aviez avant d'avoir mal au dos ? (si vous êtes une personne au foyer, veuillez considérer vos tâches ménagères comme étant vos tâches de travail)	0	1	2	3	4	5	6	7	8

**Note :** Le même questionnaire a été répété mais avec cet énoncé au début : « AVEC la ceinture lombaire choisie, dans quelle mesure croyez-vous pouvoir accomplir les activités suivantes ? »

### Stigmatisation sociale anticipée

Dans quelle mesure êtes-vous d'accord avec les énoncés suivants sur la façon dont les gens de votre entourage pourraient percevoir l'utilisation d'une ceinture lombaire ?

Pas du tout d'accord 0	Pas vraiment d'accord 1	Indécis 2	Plutôt d'accord 3	Tout à fait d'accord 4
------------------------------	-------------------------------	--------------	-------------------------	------------------------------

1.	Mon supérieur immédiat estimerait qu'il est important pour moi de porter une ceinture lombaire lorsque j'ai mal au dos.	0	1	2	3	4
2.	Si je portais une ceinture lombaire au travail, mes collègues auraient l'impression que je m'apitoie sur mon sort.	0	1	2	3	4
3.	(S'il y a lieu) Mes clients trouveraient ridicule que je porte une ceinture lombaire au travail.	0	1	2	3	4
4.	Mes collègues de travail estimerait que je fais bien de porter une ceinture lombaire.	0	1	2	3	4
5.	Les membres de ma famille estimerait que je fais bien de porter une ceinture lombaire.	0	1	2	3	4
6.	Mes amis estimerait que je fais bien de porter une ceinture lombaire.	0	1	2	3	4
7.	(S'il y a lieu) Mon thérapeute chercherait à me dissuader de porter une ceinture lombaire.	0	1	2	3	4

## ANNEXE D - Résultats des tests neuromécaniques

**Tableau D-1 - Proprioception lombaire. Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur les comparaisons entre les sujets sains et les sujets lombalgiques (facteur GROUPE) et entre les conditions expérimentales (facteur CONDITION).**

Variable	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA			Test post hoc (Tuckey)	
	GRP (G)	COND (C)	G×C	GRP*	COND†
Aucun sous-groupe de sujets lombalgiques (n = 38)					
EV	0,737	0,822	0,640		/
EC	<b>0,000</b>	0,286	0,650	GC < GL ( <i>g</i> = 2,17)	/
EA	<b>0,000</b>	0,156	0,285	GC < GL ( <i>g</i> = 1,97)	/
ET	0,157	0,798	0,274		/
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-Man (GL 1 : n = 23; GL2 : n = 17) : Résultats similaires, exception pour 1 variable					
EC	<b>0,000</b>	0,278	0,265	GC < GL1 ( <i>g</i> = 2,08); GC < GL2 ( <i>g</i> = 1,83)	/
EA	<b>0,000</b>	0,150	0,146	GC < GL1 ( <i>g</i> = 1,83); GC < GL2 ( <i>g</i> = 1,65)	/
ET	<b>0,026</b>	0,801	0,595	/	/
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-15Q (GL1 : n = 19; GL2 : n = 20) : Résultats similaires, exception pour 1 variable					
EC	<b>0,000</b>	0,293	0,931	GC < GL1 ( <i>g</i> = 1,96); GC < GL2 ( <i>g</i> = 2,00)	/
EA	<b>0,000</b>	0,161	0,637	GC < GL1 ( <i>g</i> = 1,75); GC < GL2 ( <i>g</i> = 1,76)	/
Sujets lombalgiques divisés avec FABQ-AP (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 1 variable					
EC	<b>0,000</b>	0,292	0,891	GC < GL1 ( <i>g</i> = 2,04); GC < GL2 ( <i>g</i> = 1,89)	/
EA	<b>0,000</b>	0,161	0,614	GC < GL1 ( <i>g</i> = 1,84); GC < GL2 ( <i>g</i> = 1,65)	/
Sujets lombalgiques divisés avec FDAQ (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 1 variable					
EC	<b>0,000</b>	0,292	0,911	GC < GL1 ( <i>g</i> = 2,10); GC < GL2 ( <i>g</i> = 1,85)	/
EA	<b>0,000</b>	0,160	0,597	GC < GL1 ( <i>g</i> = 1,85); GC < GL2 ( <i>g</i> = 1,64)	/

GRP : Groupe; COND : Condition expérimentale. Les valeurs  $P \leq 0,05$  sont identifiées en gras alors que les valeurs situées entre 0,05 et 0,10 sont soulignées

\* Les groupes comportent toujours un groupe contrôle (GC) mais les sujets lombalgiques sont soit considéré tous ensemble (GL), ou bien divisés en deux sous-groupes (GL1 : petits scores; GL2 : grands scores) formés pour répondre à des hypothèses ayant des fondements biomécaniques (sous-groupes Instabilité-Man ou Instabilité-15Q) ou psychologiques (FABQ-AP, FDAQ). † Conditions expérimentales : sans CL ou contrôle (C), avec CL extensible (E), avec CL non extensible (NE). Les valeurs *g* entre parenthèses correspondent à la taille de l'effet.

**Tableau D-2 - Équilibre postural. Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur les comparaisons entre les sujets sains et les sujets lombalgiques (facteur GROUPE) et entre les conditions expérimentales (facteur CONDITION).**

Variable	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA			Test post hoc (Tuckey)	
	GRP (G)	COND (C)	G×C	GRP*	COND†
Aucun sous-groupe de sujets lombalgiques (n = 40)					
RDIST-RD	0,580	<b>0,001</b>	0,847	/	C < E (g = 0,14); C < NE (g = 0,19)
MVELO-RD	0,644	0,842	0,437	/	/
MFREQ-RD	0,181	<b>0,000</b>	0,894	/	C > E (g = 0,18); C > NE (g = 0,23)
FD-CE	0,116	<b>0,001</b>	0,758	/	C > E (g = 0,21); C > NE (g = 0,20)
HRRA-AP	0,414	0,375	0,788	/	/
HRRA-ML	0,238	0,403	0,908	/	/
Déterminisme	<b>0,026</b>	0,109	0,494	GC < GL (g = 0,56)	/
Entropie	<b>0,041</b>	0,704	0,192	GC > GL (g = 0,93)	/
Lyapunov-S	0,521	0,124	0,485	/	/
Lyapunov-L	0,458	<b>0,004</b>	0,524	/	C < E (g = 0,40)
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-Man (GL1 : n = 23; GL2 : n = 17) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Déterminisme	<u>0,074</u>	0,108	0,409	/	/
Entropie	0,107	0,703	0,236	/	/
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-15Q (GL1 : n = 19; GL2 : n = 20) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Déterminisme	<b>0,045</b>	0,113	0,705	GC < GL2 (g = 0,58)	/
Entropie	<u>0,097</u>	0,679	0,544	/	/
Sujets lombalgiques divisés avec FABQ-AP (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Déterminisme	<u>0,057</u>	0,112	0,575	/	/
Entropie	0,123	0,677	0,427	/	/
Sujets lombalgiques divisés avec FDAQ (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Déterminisme	<u>0,054</u>	0,112	0,604	/	/
Entropie	<b>0,039</b>	0,678	0,488	GC > GL1 (g = 1,30)	/

Note : Consulter la note de bas de page sous le tableau D-1 pour comprendre la signification des abréviations et l'organisation du tableau.



**Tableau D-3 - Rigidité lombaire. Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur les comparaisons entre les sujets sains et les sujets lombalgiques (facteur GROUPE) et entre les conditions expérimentales (facteur CONDITION).**

Variable	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA			Test post hoc (Tuckey)	
	GRP (G)	COND (C)	G×C	GRP*	COND†
neuromécanique					
Aucun sous-groupe de sujets lombalgiques (n = 40)					
K (N/m)	0,343	<b>0,000</b>	0,966	/	C < E (g = 0,90); C < NE (g = 1,03)
Gain (N·s <sup>2</sup> /m)	0,064	0,453	0,866	/	/
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-Man (GL1 : n = 23; GL2 : n = 17) : Résultats similaires					
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-15Q (GL1 : n = 19; GL2 : n = 21) : Résultats similaires					
Sujets lombalgiques divisés avec FABQ-AP (GL1 : n = 21; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 1 variable					
Gain (N·s <sup>2</sup> /m)	<b>0,023</b>	0,458	0,957	C < GL2 (g = 0,77)	/
Sujets lombalgiques divisés avec FDAQ (GL1 : n = 21; GL2 : n = 19) : Résultats similaires					

**Tableau D-4 - Hygiène posturale. Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur les comparaisons entre les sujets sains et les sujets lombalgiques (facteur GROUPE) et entre les conditions expérimentales (facteur CONDITION).**

Variable	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA						Test post hoc (Tuckey)	
	G	C	H	G×C	G×H	C×H	GROUPE	CONDITION
Aucun sous-groupe de sujets lombalgiques (n = 38)								
EDM <sub>CU</sub> (°)	0,772	0,883	<b>0,000</b>	0,931	0,559	<u>0,081</u>	/	/
EDM <sub>BA</sub> (°)	0,302	0,241	<b>0,000</b>	0,905	0,557	0,510	/	/
EDM <sub>LO</sub> (°)	0,685	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,113	0,526	0,157	/	C > E ( <i>g</i> = 0,31); C > NE ( <i>g</i> = 0,33)
EDM <sub>TH</sub> (°)	0,286	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,710	<b>0,000</b>	0,785	/	C < E ( <i>g</i> = 0,19); C < NE ( <i>g</i> = 0,23)
EDM <sub>TRONC</sub> (°)	0,229	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,124	0,887	0,521	/	C > E ( <i>g</i> = 0,14); C > NE ( <i>g</i> = 0,16)
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-Man (GL1 : n = 22; GL2 : n = 16) : Résultats similaires, exception pour 1 variable								
EDM <sub>TH</sub> (°)	0,556	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,347	<b>0,000</b>	0,785	/	C < E ( <i>g</i> = 0,19); C < NE ( <i>g</i> = 0,23)
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-15Q (GL1 : n = 19; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 1 variable								
EDM <sub>TH</sub> (°)	0,315	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,237	<b>0,000</b>	0,783	/	C < E ( <i>g</i> = 0,19); C < NE ( <i>g</i> = 0,23)
Sujets lombalgiques divisés avec FABQ-AP (GL1 : n = 19; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 1 variable								
EDM <sub>TH</sub> (°)	0,309	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,593	<b>0,000</b>	0,770	/	C < E ( <i>g</i> = 0,19); C < NE ( <i>g</i> = 0,23)
Sujets lombalgiques divisés avec FDAQ (GL1 : n = 19; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 1 variable								
EDM <sub>TH</sub> (°)	0,357	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,665	<b>0,000</b>	0,783	/	C < E ( <i>g</i> = 0,19); C < NE ( <i>g</i> = 0,23)

Note : Consulter la note de bas de page sous le tableau D-1 pour comprendre la signification des abréviations et l'organisation du tableau.

**Tableau D-5 - Ajustements posturaux anticipatoires. Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur les comparaisons entre les sujets sains et les sujets lombalgiques (facteur GROUPE) et entre les conditions expérimentales (facteur CONDITION).**

Variable	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA			Test post hoc (Tuckey)	
	GRP (G)	COND (C)	GxC	GRP*	COND†
Aucun sous-groupe de sujets lombalgiques (n = 39)					
Latence-L3-G	0,667	<b>0,003</b>	0,480	/	C < NE (g = 0,22)
Latence-L3-D	0,464	0,715	0,186	/	/
Latence-DA-G	0,980	<b>0,002</b>	0,664	/	C > E (g = 0,45); C > NE (g = 0,34)
Latence-DA-D	0,873	<b>0,000</b>	0,777	/	C > E (g = 0,48); C > NE (g = 0,48)
Latence-OE-G	<u>0,054</u>	<b>0,005</b>	0,238	/	C < E (g = 0,17); C < NE (g = 0,24)
Latence-OE-D	<b>0,012</b>	<b>0,003</b>	0,275	GC < GL (g = 0,57)	C > E (g = 0,40); C > NE (g = 0,31)
Latence-OI-G	0,558	<b>0,049</b>	0,087	/	/
Latence-OI-D	<u>0,097</u>	<b>0,015</b>	0,565	/	C < NE (g = 0,25)
Latence lombaire	<b>0,026</b>	0,702	<b>0,012*</b>	*voir figure 17	
EDM-FE (°)	0,862	0,937	0,120	/	/
EDM-FL (°)	0,562	0,352	0,948	/	/
EDM-RA (°)	0,413	<b>0,000</b>	0,069	/	C < E (g = 0,66); C < NE (g = 0,46)
AccAng-FE (°/s <sup>2</sup> )	0,598	<b>0,004</b>	0,632	/	C > E (g = 0,32)
AccAng-FL (°/s <sup>2</sup> )	0,975	<b>0,021</b>	0,740	/	C > E (g = 0,17)
AccAng-RA (°/s <sup>2</sup> )	0,275	<b>0,018</b>	0,809	/	C < E (g = 0,24)
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-Man (GL1 : n = 23; GL2 : n = 16) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Latence- OE-D	<b>0,028</b>	<b>0,003</b>	0,494	GC < GL2 (g = 0,69)	C > E (g = 0,40); C > NE (g = 0,31)
Latence lombaire	<b>0,041</b>	0,705	<b>0,047**</b>	**voir figure 17	
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-15Q (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Latence- OE-D	<u>0,061</u>	<b>0,003</b>	0,445		C > E (g = 0,40); C > NE (g = 0,31)
Latence lombaire	<u>0,064</u>	0,700	<b>0,018†</b>	†voir figure 17	
Sujets lombalgiques divisés avec FABQ-AP (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Latence- OE-D	<b>0,026</b>	<b>0,003</b>	0,273	GC < GL1 (g = 0,71)	C > E (g = 0,40); C > NE (g = 0,31)
Latence lombaire	<u>0,051</u>	0,706	<u>0,059</u>	/	/
Sujets lombalgiques divisés avec FDAQ (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
Latence- OE-D	<b>0,043</b>	<b>0,003</b>	0,461	GC < GL1 (g = 0,69)	C > E (g = 0,40); C > NE (g = 0,31)
Latence lombaire	<u>0,081</u>	0,699	<b>0,017‡</b>	‡voir figure 17	

Note : Consulter la note de bas de page sous le tableau D-1 pour comprendre la signification des abréviations et l'organisation du tableau.

**Tableau D-6 - Coordination du tronc. Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur les comparaisons entre les sujets sains et les sujets lombalgiques (facteur GROUPE) et entre les conditions expérimentales (facteur CONDITION).**

Variable	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA			Test post hoc (Tuckey)	
	GRP (G)	COND (C)	G×C	GRP*	COND†
Aucun sous-groupe de sujets lombalgiques (n = 39)					
EMG-RFR-G	0,438	<b>0,001</b>	0,962	/	C > NE ( <i>g</i> = 0,20); E > NE ( <i>g</i> = 0,31)
EMG-RFR-D	0,162	<b>0,004</b>	0,535	/	C > NE ( <i>g</i> = 0,25); E > NE ( <i>g</i> = 0,30)
EDM <sub>BA</sub> (°)	0,995	0,221	<u>0,080</u>	/	/
EDM <sub>LO</sub> (°)	<u>0,072</u>	<b>0,000</b>	0,639	/	C > E ( <i>g</i> = 0,51); C > NE ( <i>g</i> = 0,57)
EDM <sub>TH</sub> (°)	<b>0,027</b>	<b>0,011</b>	0,347	GC < GL ( <i>g</i> = 0,55)	C < E ( <i>g</i> = 0,22)
EDM <sub>TRONC</sub> (°)	0,714	<b>0,000</b>	0,125	/	C > E ( <i>g</i> = 0,30); C > NE ( <i>g</i> = 0,44)
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-Man (GL1 : n = 22; GL2 : n = 17) : Résultats similaires, exception pour 1 variable					
EDM <sub>TH</sub> (°)	<u>0,085</u>	<b>0,012</b>	0,566	/	C < E ( <i>g</i> = 0,22)
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-15Q (GL1 : n = 18; GL2 : n = 21) : Résultats similaires, exception pour 3 variables					
EDM <sub>LO</sub> (°)	0,178	<b>0,000</b>	<b>0,032</b>	/	C > E ( <i>g</i> = 0,51); C > NE ( <i>g</i> = 0,57)
EDM <sub>TH</sub> (°)	<b>0,008</b>	<b>0,011</b>	0,419	GC < GL1 ( <i>g</i> = 0,99)	C < E ( <i>g</i> = 0,22)
Sujets lombalgiques divisés avec FABQ-AP (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 1 variable					
EDM <sub>TH</sub> (°)	<b>0,006</b>	<b>0,010</b>	0,141	GC < GL2 ( <i>g</i> = 0,99)	C < E ( <i>g</i> = 0,22)
Sujets lombalgiques divisés avec FDAQ (GL1 : n = 20; GL2 : n = 19) : Résultats similaires, exception pour 2 variables					
EDM <sub>LO</sub> (°)	<b>0,040</b>	<b>0,000</b>	0,814	GC > GL2 ( <i>g</i> = 0,68)	C > E ( <i>g</i> = 0,51); C > NE ( <i>g</i> = 0,57)
EDM <sub>TH</sub> (°)	<u>0,073</u>	<b>0,010</b>	0,102	/	C < E ( <i>g</i> = 0,22)

Note : Consulter la note de bas de page sous le tableau D-1 pour comprendre la signification des abréviations et l'organisation du tableau.

**Tableau D-7 - Flexion/extension en position neutre ( $\pm 20^\circ$ ). Résultats statistiques (valeurs *P*) portant sur les comparaisons entre les sujets sains et les sujets lombalgiques (facteur GROUPE) et entre les conditions expérimentales (facteur CONDITION).**

Variable	Valeur <i>P</i> de l'ANOVA			Test post hoc (Tuckey)	
	GRP (G)	COND (C)	GxC	GRP*	COND†
Aucun sous-groupe de sujets lombalgiques (n = 40)					
L3-APDF <sub>10</sub>	0,209	0,313	0,184	/	/
L3-APDF <sub>50</sub>	0,279	0,733	0,186	/	/
L3-APDF <sub>90</sub>	0,674	<b>0,000</b>	0,407	/	C > NE ( <i>g</i> = 0,14)
DA-APDF <sub>10</sub>	0,812	<b>0,022</b>	0,573	/	C < E ( <i>g</i> = 0,20)
DA-APDF <sub>50</sub>	0,880	<b>0,017</b>	0,199	/	E > NE ( <i>g</i> = 0,12)
DA-APDF <sub>90</sub>	0,206	<b>0,000</b>	0,172	/	C > E ( <i>g</i> = 0,46); C > NE ( <i>g</i> = 0,59); E > NE ( <i>g</i> = 0,21)
OE-APDF <sub>10</sub>	0,910	<b>0,000</b>	0,539	/	C > E ( <i>g</i> = 0,17); C > NE ( <i>g</i> = 0,21)
OE-APDF <sub>50</sub>	0,273	<b>0,000</b>	0,350	/	C > E ( <i>g</i> = 0,35); C > NE ( <i>g</i> = 0,41)
OE-APDF <sub>90</sub>	0,059	<b>0,000</b>	0,865	/	C > E ( <i>g</i> = 0,51); C > NE ( <i>g</i> = 0,55)
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-Man (GL1 : n = 23; GL2 : n = 17) : Résultats ANOVA similaires					
Sujets lombalgiques divisés avec Instabilité-15Q (GL1 : n = 19; GL2 : n = 21) : Résultats ANOVA similaires					
Sujets lombalgiques divisés avec FABQ-AP (GL1 : n = 21; GL2 : n = 19) : Résultats ANOVA similaires					
Sujets lombalgiques divisés avec FDAQ (GL1 : n = 21; GL2 : n = 19) : Résultats ANOVA similaires					

Note : Consulter la note de bas de page sous le tableau D-1 pour comprendre la signification des abréviations et l'organisation du tableau.



**Tableau D-8 - Statistiques descriptives, matrice de corrélations des variables à l'étude**

Variable <sup>a</sup>	M	É.t.	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.	12.
1. Confort	2,85	0,70	-											
2. Soulagement	3,13	0,75	0,41*	-										
3. Pratique	2,71	0,72	0,74**	0,61**	-									
4. Support	3,14	0,67	0,54**	0,59**	0,70**	-								
5. SEF avec CL	34,98	6,65	0,35*	0,37*			-							
6. SSA_supérieur (+)	2,65	1,10						-						
7. SSA_collègues (+) <sup>b</sup>	1,13	1,24							-					
8. SSA_clients (+) <sup>c</sup>	1,19	1,18								-				
9. SSA_collègues (+) <sup>d</sup>	2,98	0,62				0,36*		0,33*			-			
10. SSA_famille (+)	3,35	0,74										-		
11. SSA_amis (+)	3,23	0,83							0,35*	0,36*	0,79**		-	
12. SSA_thérapeute (+) <sup>e</sup>	1,61	1,46										0,35*		-

Note : N = 40. \*  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$  ; CL : ceinture lombaire; SEF : sentiment d'efficacité fonctionnelle; SSA : stigmatisation sociale anticipée. Seules les corrélations significatives ( $P < 0,05$ ) sont rapportées. Les régions en gris identifient les relations entre les dimensions ou items d'une même échelle

<sup>a</sup> Toutes les analyses sont effectuées sur la base des scores moyens

<sup>b</sup> Item : Si je portais une ceinture lombaire au travail, mes collègues auraient l'impression que je m'apitoie sur mon sort.

<sup>c</sup>  $n = 37$

<sup>d</sup> Item : Mes collègues de travail estimeraient que je fais bien de porter une ceinture lombaire.

<sup>e</sup>  $n = 33$