

**UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES**

**EFFET DE LA DOULEUR EXPÉRIMENTALE SUR LA RIGIDITÉ  
VERTÉBRALE ET LE PHÉNOMÈNE DE FLEXION-RELAXATION DES  
ÉRECTEURS DU RACHIS LOMBAIRE CHEZ DES INDIVIDUS SAINS**

**COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA MAÎTRISE EN SCIENCE DE  
L'ACTIVITÉ PHYSIQUE**

**PAR  
PIERRE MOUNIER**

**FÉVRIER 2024**

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire, de cette thèse ou de cet essai a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire, de sa thèse ou de son essai.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire, cette thèse ou cet essai. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire, de cette thèse et de son essai requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES  
MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

**Direction de recherche :**

---

Martin Descarreaux Directeur de recherche

---

Mégane Pasquier Codirectrice de recherche

**Jury d'évaluation**

---

Mégane Pasquier Codirectrice de recherche

---

Jacques Abboud Évaluateur

---

Arnaud Delafontaine Évaluateur

## **Résumé et mots clefs**

Les douleurs lombaires sont parmi les douleurs les plus invalidantes et génèrent chaque année un pourcentage conséquent des frais de prise en charge pour les caisses d'assurance maladie partout dans le monde. La complexité anatomique et neurophysiologique de cette pathologie et l'influence de facteurs psychosociaux rendent cette pathologie complexe à étudier et à traiter. De plus, de nombreux phénomènes adaptatifs se mettent en places et évoluent en présence de douleurs. Parmi ces phénomènes on retrouve notamment une modification du comportement des muscles et une rigidité accrue du rachis. Ainsi, de nouvelles façons d'étudier la douleur lombaire sous forme réversible sont de plus en plus utilisées, ce sont les modalités de douleur dites expérimentales. Pour le traitement des patients atteints de lombalgie, de multiples outils sont proposés. Afin de sélectionner l'outil le plus adéquat, il apparaît essentiel de comprendre les différents contributeurs de la douleur. Ainsi, un rachis lombaire rigide répondra bien à un protocole incluant des manipulations vertébrales quand un rachis souple aura plus besoin de stabilisation. La rigidité rachidienne lombaire dépend de plusieurs facteurs et au-delà de la rigidité propre des éléments passifs du rachis, la contribution de la contraction musculaire comme phénomène d'adaptation à la douleur n'est encore que peu étudié.

L'objectif de ce mémoire a été de comparer la rigidité vertébrale du rachis lombaire et le comportement neuromusculaire des érecteurs du rachis sans douleur et en présence de douleur lombaire expérimentale sous forme de courbature post-effort.

Pour ce faire, 17 participants asymptomatiques ont été recrutés pour réaliser un protocole de mesure sur les trois paramètres suscités. L'étude s'est déroulée en deux sessions de mesure. Une première sans douleur et une seconde 24 à 48 h plus tard, en présence de courbatures post-effort. Les différents paramètres témoignant de la rigidité du rachis, du comportement des muscles érecteurs du rachis et de la composante douloureuse ont ainsi été mesurés avant et après courbatures.

Il en ressort qu'en présence de courbatures post-effort lombaire, on observe une augmentation significative de la rigidité vertébrale lombaire. Il apparaît également une modification de la façon dont se contractent les érecteurs du rachis dans une tâche de flexion rachidienne traduisant un besoin de stabilité active augmenté en présence de douleur lombaire expérimentale.

Mots-clefs :

Courbature post-effort

Lombalgie non spécifique

Rigidité vertébrale

Phénomène de flexion relaxation

## Table des matières

Résumé et mots clef.....	i
Table des matières.....	iii
LISTE DES FIGURES .....	v
LISTE DES TABLEAUX .....	vi
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	vii
REMERCIEMENTS ET AVANT-PROPOS .....	viii
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 : REVUE DE LA LITTÉRATURE .....	4
La douleur lombaire expérimentale.....	4
La rigidité vertébrale .....	12
Le phénomène de flexion-relaxation.....	18
Hypothèses et objectifs.....	22
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE .....	24
Participants.....	24
Devis de recherche .....	24
Mesure de la rigidité vertébrale.....	25
Mesure du phénomène de flexion relaxation .....	26
Protocole d'induction de DOMS.....	28
Présentation des variables.....	29
Description de l'échantillon .....	29

Données principales.....	29
Analyses Statistiques .....	35
Description de la population .....	35
Données principales.....	35
CHAPITRE 6 : RÉSULTATS .....	36
Données descriptives .....	36
DOMS.....	36
Rigidité vertébrale .....	37
Phénomène de flexion relaxation .....	39
Cinématique de la tâche de flexion .....	40
CHAPITRE 7 : DISCUSSION .....	42
Rappel des objectifs et hypothèses.....	42
Résumé des résultats.....	42
DOMS.....	43
La rigidité vertébrale .....	44
Les ratios du phénomène de flexion-relaxation .....	46
La cinématique du phénomène de flexion relaxation.....	48
Force et limites.....	50
Applications cliniques .....	51
CHAPITRE 9 : CONCLUSION .....	53
BIBLIOGRAPHIE .....	54
ANNEXES.....	63

## LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Modèle d'adaptation à la douleur.....	2
Figure 2 : Les différents contributeurs des douleurs lombaires .....	6
Figure 3 : Évolution temporelle de l'intensité douloureuse par le protocole de DOMS ...	9
Figure 4 : Mise en place d'un protocole d'induction de DOMS .....	11
Figure 5 : Evolution des techniques de mesure de la rigidité vertébrale .....	14
Figure 6 : Dispositif XpressO.....	17
Figure 7 : Le phénomène de flexion-relaxation .....	20
Figure 8 : Représentation des différentes sessions .....	25
Figure 9 : Positionnement du goniomètre .....	25
Figure 10 : Courbe d'étalonnage du goniomètre numérique.....	34
Figure 11 : Evolution des niveaux de douleurs sur échelle numérique simple et de courbature sur échelle de Likert (à droite) .....	37
Figure 12 : Représentation des évolutions des paramètres de rigidité vertébrale .....	38
Figure 13 : Histogramme des médianes des différents ratios de flexion relaxation.....	40
Figure 14 : Evolution des angles avant et après DOMS. ....	41
Figure 15 : Augmentation de l'activation des muscles érecteurs du rachis .....	48

## **LISTE DES TABLEAUX**

Figure 1: Tableau présenté pour auto-évaluer le niveau d'activité physique.....	29
Figure 2 : Échelle de Likert des courbatures.....	30
Figure 3 : Caractéristiques des participants.....	36

## **LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS**

DOMS : Delayed Onset Muscle Soreness ou Courbatures Post Effort en Français

EMG : Electromyographie

ERR : Extension Relaxation Ratio ou Ratio d'Extension Relaxation en Français

FRP : Flexion Relaxation Phenomenon ou Phénomène de Flexion Relaxation en Français

FRR : Flexion Relaxation Ratio ou Ratio de Flexion Relaxation en Français

MVC : Maximal Voluntary Contraction ou Contraction Maximale volontaire en Français

NSLBP : Non Specific Low Back Pain ou Lombalgies non spécifiques en Français

PPT : Pressure Point Treshold ou Seuil de Pression à la Douleur en Français

SMT : Spinal Manipulative Therapy ou Manipulation Rachidienne en Français

## **REMERCIEMENTS ET AVANT-PROPOS**

Je souhaiterais tout d'abord remercier mes directeurs et co-directeurs de recherche, monsieur Martin Descarreaux et madame Mégane Pasquier pour m'avoir fait connaître ce cursus et m'avoir accompagné et motivé tout au long du parcours. Merci pour votre rétroaction et votre soutien à toutes les étapes du projet. Je souhaiterais également remercier monsieur Greg Kawchuk pour les précieux échanges et sa disponibilité sur la partie liée à la rigidité vertébrale. Merci également à messieurs Delafontaine et Lardon et madame Memari pour leur aide sur la partie organisationnelle de l'étude, sur l'éthique et sur la partie statistique.

Enfin merci à tous les participants de l'étude, qu'ils soient étudiants, encadrants pédagogiques, chiropracteurs ou chercheurs et qui ont accepté ces courbatures et qui auront ainsi permis de mener à bien ce projet.

## CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Le corps humain présente une capacité intrinsèque à se mouvoir sans douleur grâce aux possibilités du système nerveux à s'adapter à son environnement. En effet, de nombreuses informations neurologiques sont en permanence remontées au système nerveux central et lui permettent de contrôler les muscles, en synergie, afin d'effectuer une tâche motrice ou d'assurer une fonction physiologique. Cependant, la présence de douleur altère de manière importante cette capacité motrice.

Parmi les douleurs musculosquelettiques les plus communes, on trouve les douleurs lombaires non spécifiques (NSLBP pour Non Specific Low Back Pain). En effet, la lombalgie représente la pathologie musculosquelettique la plus fréquente (Vos et al., 2012) avec environ 37 % des adultes qui présenteront au moins un épisode au cours d'une année (Hartvigsen et al., 2018) avec une forte incapacité et un coût de santé publique non-négligeable pour les sociétés (Lee et al., 2015). De nombreux mouvements du tronc sont altérés en présence de NSLBP. Cela est consécutif à plusieurs phénomènes d'adaptation à la douleur (Hodges & Tucker, 2011 ; Lund, Donga, Widmer, & Stohler, 1991) qui ont pour but de protéger la zone lésée ou supposée lésée de toute perturbation supplémentaire.

Ces adaptations se manifestent notamment par une modification de l'activation des muscles stabilisateurs du tronc (Dubois, Piché, Cantin, & Descarreaux, 2011) ainsi qu'une augmentation de la rigidité rachidienne (Brodeur & Delre, 1999; Ferreira et al., 2009; Latimer, Lee, Adams, & Moran, 1996) limitant ainsi la capacité du tronc à se mouvoir. La figure 1 représente l'enchevêtrement des phénomènes d'adaptation à la

douleur et leurs conséquences selon Hodges et Tucker. L'étude de ces phénomènes est un enjeu important tant la prévalence des NSLBP et l'incapacité associée sont importantes (Hartvigsen et al., 2018; Lee et al., 2015; Vos et al., 2012).

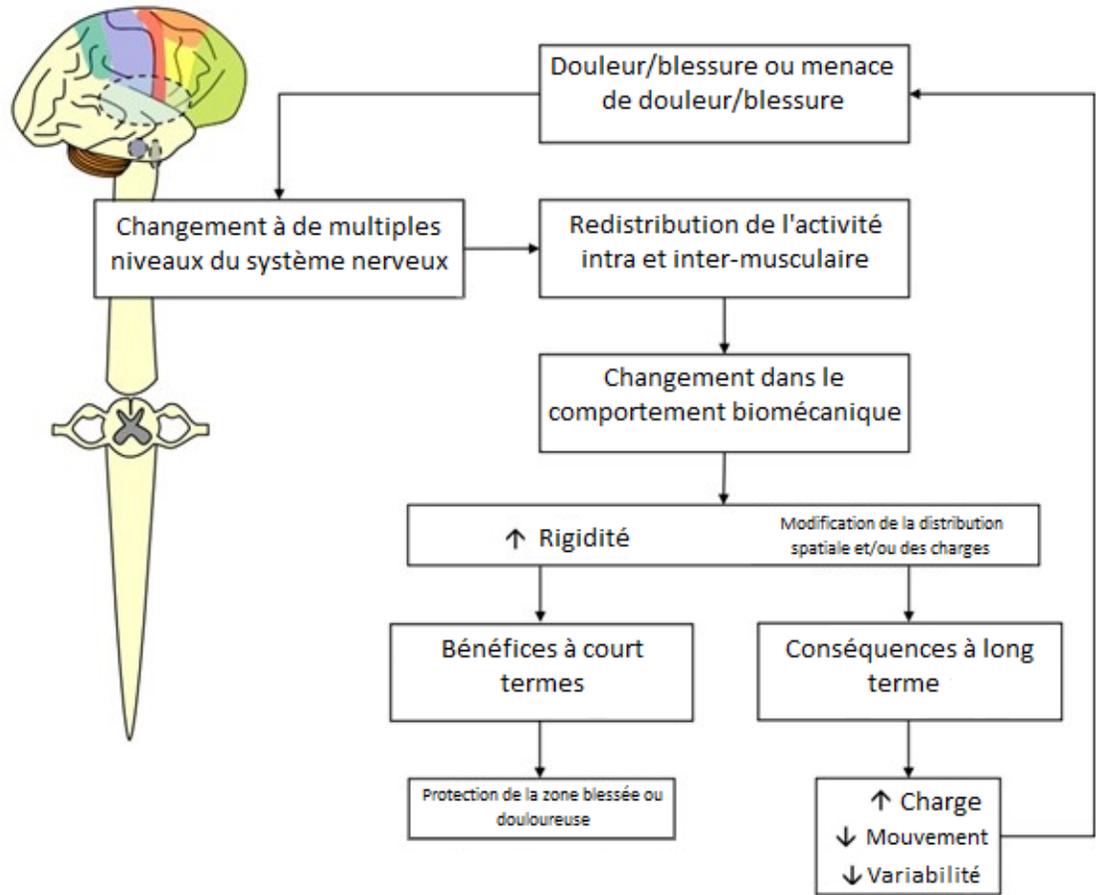


Figure 1 : Modèle d'adaptation à la douleur (Hodges et Tucker, 2011)

Depuis une vingtaine d'années, l'apparition de modèles de douleurs expérimentaux permet de compléter l'étude des lombalgies cliniques (Horn & Bishop, 2013; Henry Tsao, Tucker, Coppieters, & Hodges, 2010; Udermann, Mayer, Graves, &

Ploutz-Synder, 2002; Vickers, 2001). En effet, la douleur clinique présente des déterminants cognitifs (Hartvigsen et al., 2018). Pour étudier les marqueurs biologiques et neuromusculaires (ou biomarqueurs), les modèles de douleurs expérimentales permettent de s'affranchir de certains de ces déterminants cognitifs. De très nombreux biomarqueurs ont été utilisés (Moissenet, Armand, & Genevay, 2023; Moissenet, Rose-Dulcina, Armand, & Genevay, 2021) tant pour quantifier la cinématique du mouvement, la capacité motrice et contractile des tissus musculaires que les propriétés intrinsèques des zones douloureuses.

Ce mémoire aura donc pour objet l'étude des biomarqueurs de rigidité vertébrale, de phénomène de flexion-relaxation et de cinématique du tronc lors d'une tâche de flexion rachidienne. On observera en particulier l'effet de la douleur expérimentale lombaire sur ces différents paramètres.

## CHAPITRE 2 : REVUE DE LA LITTÉRATURE

Comme théorisée par Hodges et Tucker et rappelée dans la figure 1, l'adaptation à la douleur comprend plusieurs composantes. D'une part, des adaptations de comportement ainsi que des mesures d'évitement et d'autre part, une modification des caractéristiques des tissus constituant et environnant la zone douloureuse. Les phénomènes mesurables tels que la rigidité vertébrale (Hofstetter, Häusler, Wirth, & Swanenburg, 2018; Latimer et al., 1996; Yapeng Li, Yu, Zhang, Zhang, & Wang, 2022; Wong et al., 2016), l'angle de flexion antérieure maximale (Hidalgo, Gilliaux, Poncin, & Detrembleur, 2012; Hidalgo, Hall, Nielens, & Detrembleur, 2014; Moissenet et al., 2023, 2021) et l'activité myoélectrique évaluées par l'entremise du phénomène de flexion relaxation (Alschuler, Neblett, Wiggert, Haig, & Geisser, 2009a; Gouteron et al., 2022, 2023a; Moissenet et al., 2023, 2021) (Flexion Relaxation Phenomenon ou FRP) des érecteurs du rachis sont avancés comme particulièrement indiqués dans l'étude des lombalgies. En effet, bien que bénéfiques à court terme, les phénomènes d'adaptation semblent devenir néfastes sur une plus longue durée. L'utilisation d'un modèle de « douleur temporaire » dite « douleur expérimentale » permet d'observer ces phénomènes en l'absence puis en présence de douleur. Ces trois concepts clés seront donc détaillés dans les prochains paragraphes.

### **La douleur lombaire expérimentale**

Auparavant réduite à l'aspect lésionnel, la douleur se définit maintenant comme « une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, associée à une lésion tissulaire

réelle ou potentielle, ou décrite dans ces termes. Elle peut être aiguë, subaiguë ou chronique » (Raja et al., 2020; Williams & Craig, 2016).

Plus spécifiquement, la douleur lombaire se définit, quant à elle, comme une douleur se situant postérieurement, entre la partie inférieure de la dernière côte et le pli fessier qui peut s'accompagner de douleurs dans les membres inférieurs (Hartvigsen et al., 2018). Pour la grande majorité des cas, l'origine de la douleur lombaire ne serait pas identifiable et l'on pourrait alors la qualifier de douleur lombaire chronique primaire (Nicholas et al., 2019) ou de douleur lombaire non-spécifique (NSLBP). Dans certaines situations, l'origine est plus sévère comme dans le cas de maladies inflammatoires, de sources malignes, d'infections ou autres causes qui requièrent, quant à elles, une prise en charge spécifique de la cause (Hartvigsen et al., 2018; Lee et al., 2015). Les NSLBP sont, elles, causées et entretenues par de nombreux facteurs, sociaux, psychologiques, génétiques, physiques ou liées à des comorbidités (Hartvigsen et al., 2018). Tous ces facteurs qu'ils soient déclenchants, de récurrence ou d'entretien sont autant de facteurs confondants lorsqu'il s'agit d'étudier cette pathologie comme cela est présenté dans la figure 2.

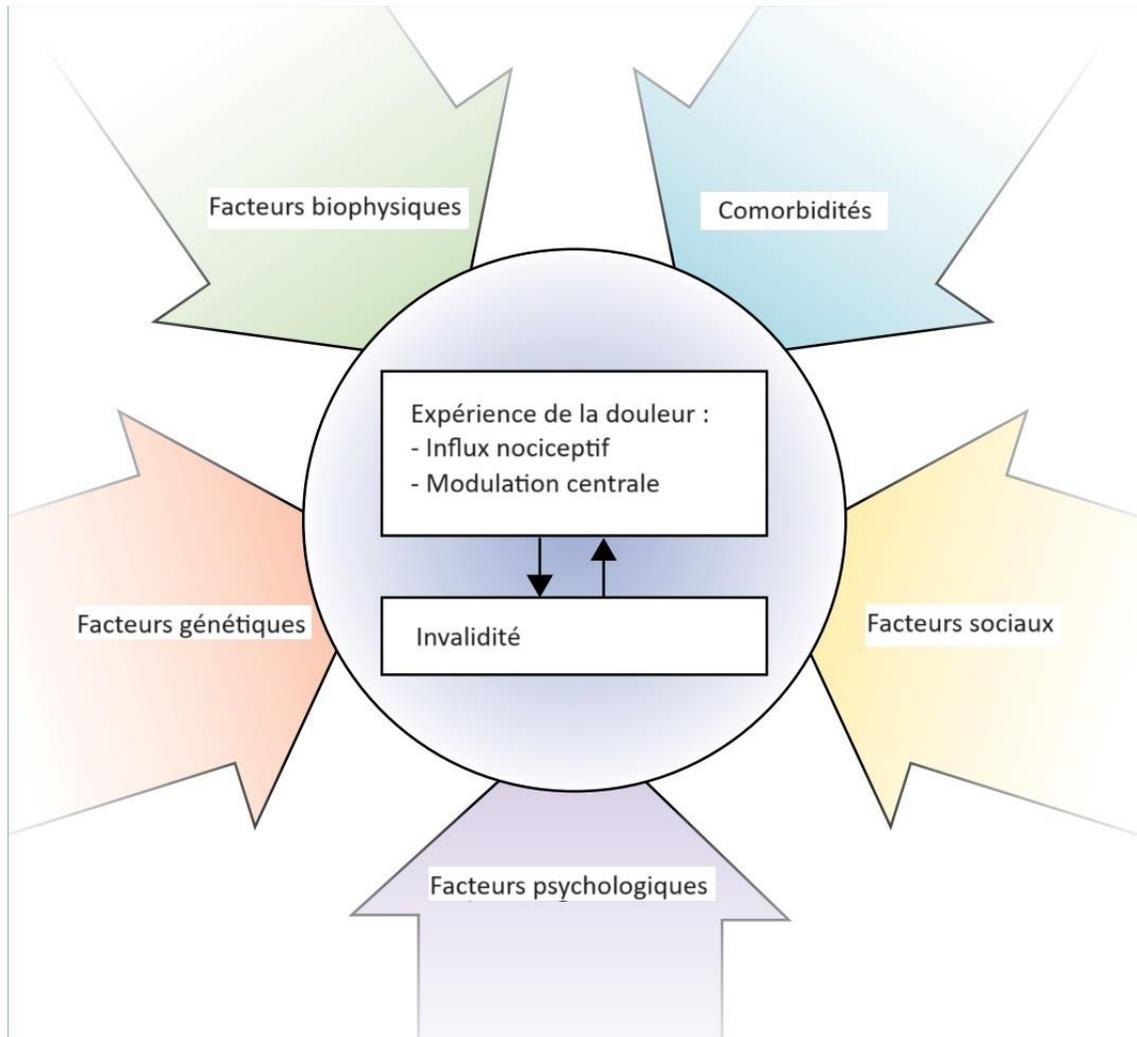


Figure 1 : Les différents contributeurs des douleurs lombaires (Hartvigsen et al., 2018)

Pour tenter de minimiser l'impact de ces facteurs confondants, l'utilisation d'un modèle différent de la douleur clinique semble donc pertinente. De ce fait, la douleur expérimentale permet d'étudier de façon plus contrôlée les adaptations physiologiques du corps humain face à la douleur (Bank, Peper, Marinus, Beek, & van Hilten, 2013). Ce type de douleur est contrôlable en durée pour les participants qui y répondent et peut

être induite par stimulation cutanée (Dubois et al., 2011) ou intramusculaire pour des répercussions similaires (T. Graven-Nielsen, 2006). Parmi les modalités intramusculaires, on peut citer, l'injection de solution saline hypertonique - (Henry Tsao et al., 2010; Wong et al., 2016), mais aussi l'induction de courbatures post-effort (Abboud, Lessard, & Descarreaux, 2021; Abboud, Lessard, Piché, & Descarreaux, 2019; Houle et al., 2020). Enfin, comme évoqué précédemment, Hodges et Tucker décrivent une adaptation de la fonction musculaire en présence de douleur. Cela se fait tant par le biais d'une redistribution intra-musculaire que par une modification du recrutement intermusculaire (Hodges & Tucker, 2011). En effet, si la douleur expérimentale ne semble modifier que très peu le comportement du muscle au repos (Bank et al., 2013), dans une tâche de flexion et pour les muscles de la région lombaire on observe une modification de l'activité intra-musculaire des érecteurs du rachis sous la forme d'une altération du phénomène de flexion relaxation, concept qui sera développé dans les sections suivantes (Dubois et al., 2011). En outre, bien qu'en présence de douleur lombaire expérimentale aiguë, on observe une modification du recrutement des muscles transverse de l'abdomen, oblique externe et érecteurs du rachis dans une tâche de contraction abdominale volontaire témoignant de ce phénomène d'adaptation (H. Tsao, Tucker, & Hodges, 2011) on observe également que cette redistribution intermusculaire semble varier selon les individus (Hodges, Coppieters, MacDonald, & Cholewicki, 2013). Il apparaît donc important d'approfondir le sujet, d'autant plus que le comportement des muscles érecteurs du rachis en présence de douleur expérimentale

semble similaire à celui de personnes atteintes de lombalgies cliniques (Tsao et al., 2010).

Les courbatures post effort, plus communément appelées Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS) correspondent à l'apparition d'un inconfort faisant suite à la réalisation d'une tâche ou d'un exercice inhabituel ou encore d'intensité élevée (Cheung, Hume, & Maxwell, 2003; Coudreuse, Dupont, & Nicol, 2004; T. Graven-Nielsen, 2006; Thomas Graven-Nielsen, Arendt-Nielsen, Svensson, & Jensen, 1997; Hotfiel et al., 2018; Lewis, Ruby, & Bush-Joseph, 2012; Mizumura & Taguchi, 2016; Vickers, 2001).

Les DOMS parviennent à leur paroxysme entre 24 et 72 h comme illustré sur la figure 3 et sont spontanément résolutifs sous 5 à 7 jours (Abboud et al., 2019; Hotfiel et al., 2018; Lewis et al., 2012; Vickers, 2001). Ils sont caractérisés par une douleur intense, une raideur ainsi qu'une tension musculaire. La douleur et la raideur associées sont le fruit d'au moins six mécanismes concomitants parmi lesquels on peut retrouver : acidose, spasme, lésions du tissu conjonctif, inflammation, perte d'électrolytes et d'enzymes musculaires (Hotfiel et al., 2018; Lewis et al., 2012). En présence de DOMS, on observe également une perte de force musculaire pouvant aller jusqu'à 40 % de la force maximale de contraction (MVC pour Maximal Voluntary Contraction) (Prasartwuth, Taylor, & Gandevia, 2005) et le régime de contraction excentrique est particulièrement efficace pour induire ces courbatures post effort (Hotfiel et al., 2018; Prasartwuth et al., 2005).

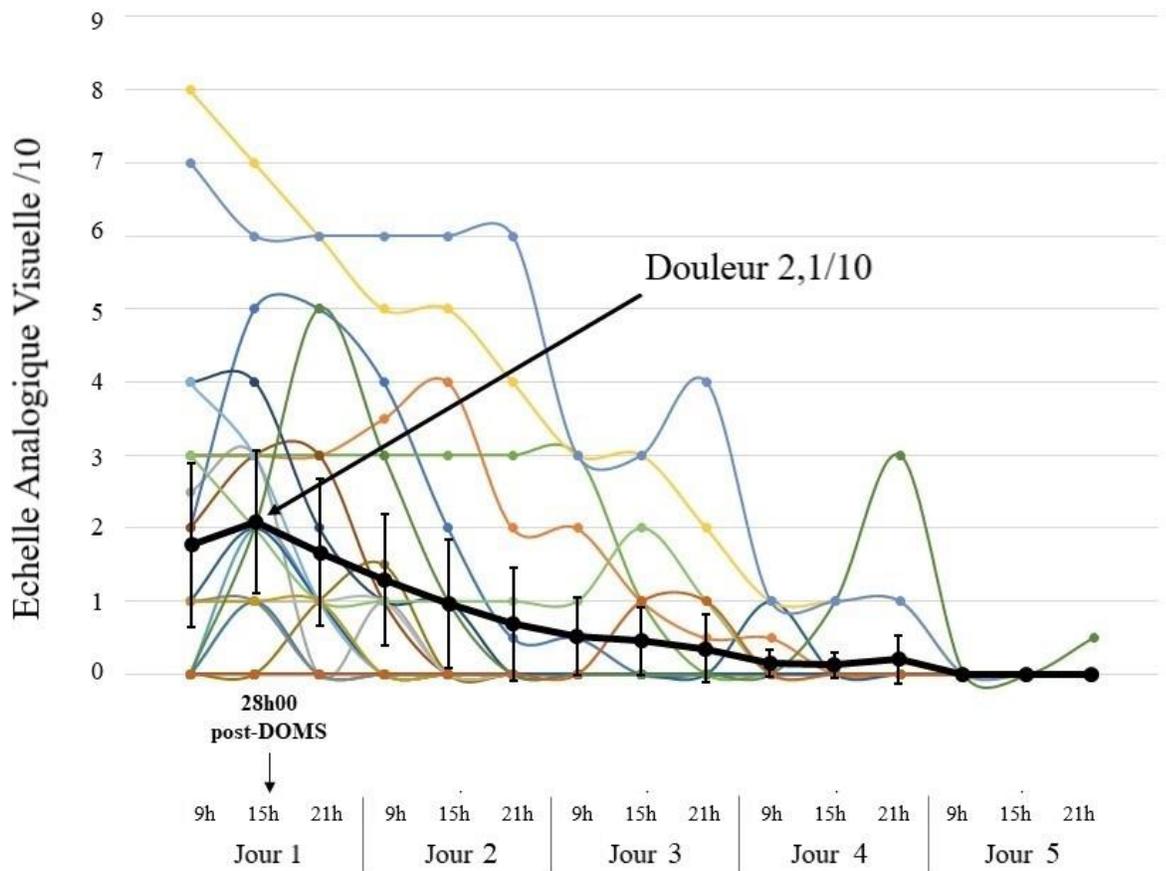


Figure 2 : Évolution temporelle de l'intensité douloureuse provoquée par le protocole de DOMS, la ligne noire représentant la moyenne des évolutions accompagnées des écart-types (Abboud et al., 2019)

Bien que les protocoles pour induire ces douleurs au niveau lombaire regroupent des caractéristiques communes telles que l'utilisation d'un banc lombaire similaire à celui présenté sur la figure 4, de nombreux paramètres varient. En effet, selon les études, l'angle du banc, le nombre de répétitions, la charge ajoutée ainsi que les différentes durées dans les trois régimes de contractions sont autant de paramètres modifiables.

Uderman et al., en 2002, ont comparé trois protocoles d'induction de DOMS comprenant un nombre variable de flexion-extension du tronc avec une charge additionnelle correspondant à 40 à 100 % de la force d'extension maximale. Les résultats de leur étude montrent que pour créer un maximum d'incapacité fonctionnelle des muscles extenseurs du dos, un protocole composé de deux séries de 25 répétitions d'extensions lombaires chargées à 100 % de la force maximale sur ce mouvement est nécessaire. (Udermann, Mayer, Graves, & Ploutz-Synder, 2002) .

En 2019, Abboud et al. proposaient d'évaluer l'efficacité d'un modèle standardisé et sécuritaire d'induction de DOMS des muscles lombaires (Abboud et al., 2019). Après une mesure de la MVC à l'aide d'un capteur de force et d'une chaise romaine, représentée par la figure 4, les participants ont réalisé quatre séries de 25 répétitions d'extension lombaire avec une charge correspondant à 10 % de leur MVC. Les quatre séries étaient séparées d'une minute de repos.

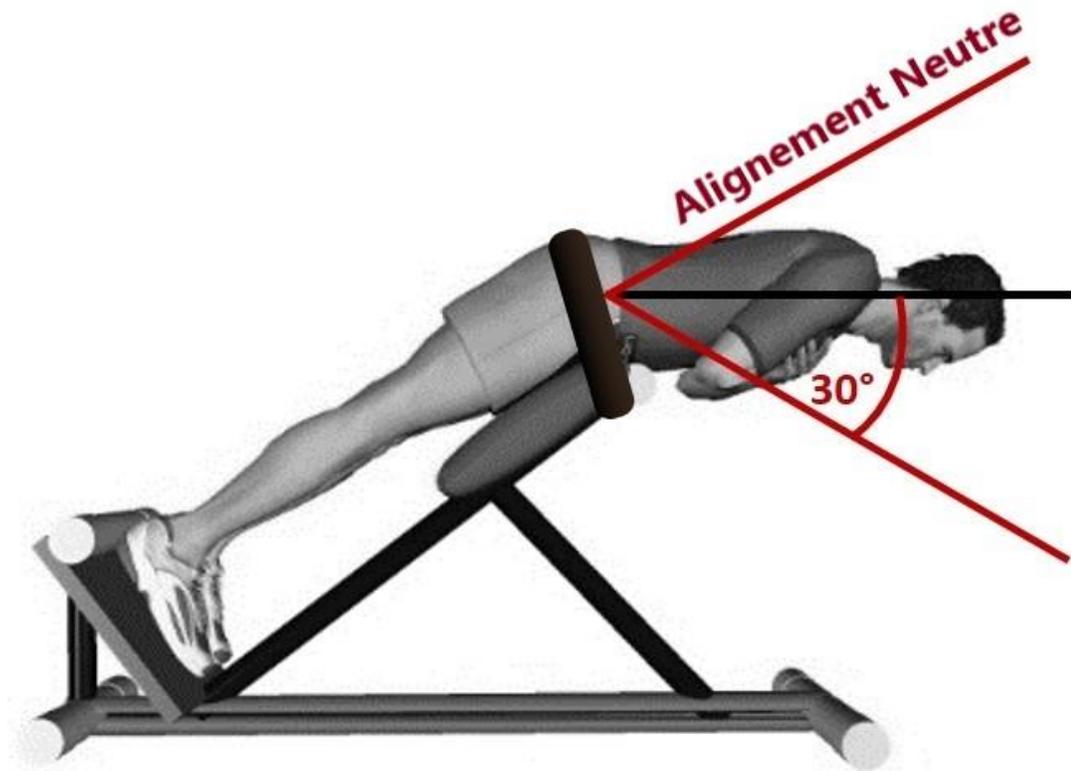


Figure 3 : Mise en place d'un protocole d'induction de DOMS, (Abboud et al., 2019)

La mesure de la réussite de l'induction des DOMS peut se faire de la même manière que la mesure traditionnelle de la douleur, c'est-à-dire à l'aide d'une échelle visuelle, verbale ou numérique (HAS, 2022). La sensation de courbature ou raideur pourra également être évaluée à l'aide d'une telle échelle. De plus, des outils spécifiques peuvent être utilisés comme les échelles de Likert pour les courbatures (Impellizzeri & Maffioletti, 2007; Vickers, 2001).

Ainsi, pour explorer les adaptations du système neuro-musculo-squelettique, les DOMS sont une manière d'induire par l'exercice une douleur expérimentale. La durée et

le retentissement fonctionnel des DOMS sont limités dans le temps et ils permettent de minimiser l'impact des facteurs confondants de la présentation clinique de la lombalgie cités précédemment. De plus le choix de la douleur expérimentale sous forme musculaire (DOMS) est dû au fait qu'elle se rapproche des NSLBP aiguës. Ce type de douleur permettrait de progresser sur la compréhension des phénomènes d'adaptation neuromusculaire à la douleur lombaire et leurs évolutions vers la condition chronique. La relation entre le comportement neuromusculaire des érecteurs du rachis et la présence NSLBP chroniques a été et continu d'être exploré et il en est de même pour la douleur expérimentale sous forme d'injection de solution hypertonique. Cependant, les DOMS étant une solution d'induction de douleur limitée dans le temps, non invasive et facile à mettre en place, leur relation avec le comportement neuromusculaire des érecteurs du rachis semble pertinente et à approfondir. Les DOMS permettent notamment une meilleure compréhension des phénomènes d'adaptations moteurs à la douleur lombaire et le passage de la condition aiguë à la condition chronique de cette pathologie.

### **La rigidité vertébrale**

La rigidité vertébrale peut être décrite comme étant la relation entre la force appliquée sur un segment vertébral en Newton (N) et le déplacement segmentaire postéro-antérieur consécutif mesuré en millimètres (mm). Elle se définit mathématiquement comme la pente de la partie linéaire sur la courbe force-déplacement. Elle s'exprime en N/mm (Snodgrass, Haskins, & Rivett, 2012).

Dans le cadre de la relation entre rigidité vertébrale et les NSLBP, aucune tendance nette ne semble avoir été atteinte. Certaines études suggèrent que la rigidité augmente en présence de ce type de douleur (Brodeur & Delre, 1999; Ferreira et al., 2009; Latimer et al., 1996) quand d'autres ne démontrent aucune relation entre la douleur et la rigidité (Owens, DeVocht, Gudavalli, Wilder, & Meeker, 2007; Wong, Kawchuk, Parent, & Prasad, 2013). Malgré tout, certaines études récentes ont identifié la rigidité vertébrale comme étant un marqueur fiable pour détecter les patients atteints de NSLBP qui bénéficieraient d'un traitement incluant des manipulations vertébrales (SMT pour Spinal Manipulative Therapy) (Wong, Parent, Dhillon, Prasad, & Kawchuk, 2015) . Les résultats disparates concernant la douleur lombaire et la rigidité vertébrale pourraient notamment venir de la variété des outils de mesure. En effet, la rigidité rachidienne peut être théoriquement mesurée de trois manières, selon le ressenti du patient ou du praticien, à l'aide de questionnaires, ou mesurée par un dispositif d'application de force mécanique. La figure 5 répertorie l'ensemble des méthodes de mesures disponibles. De fait, la rigidité vertébrale est fréquemment utilisée par les thérapeutes manuels comme une aide à la prise de décision thérapeutique. C'est d'ailleurs l'un des cinq critères permettant de déterminer si un traitement par manipulation vertébrale est à envisager (Flynn et al., 2002). De plus, une réduction immédiate de la rigidité vertébrale après une manipulation du rachis lombaire semble être un facteur de bon pronostic pour ce type de traitement (Wong et al., 2015).

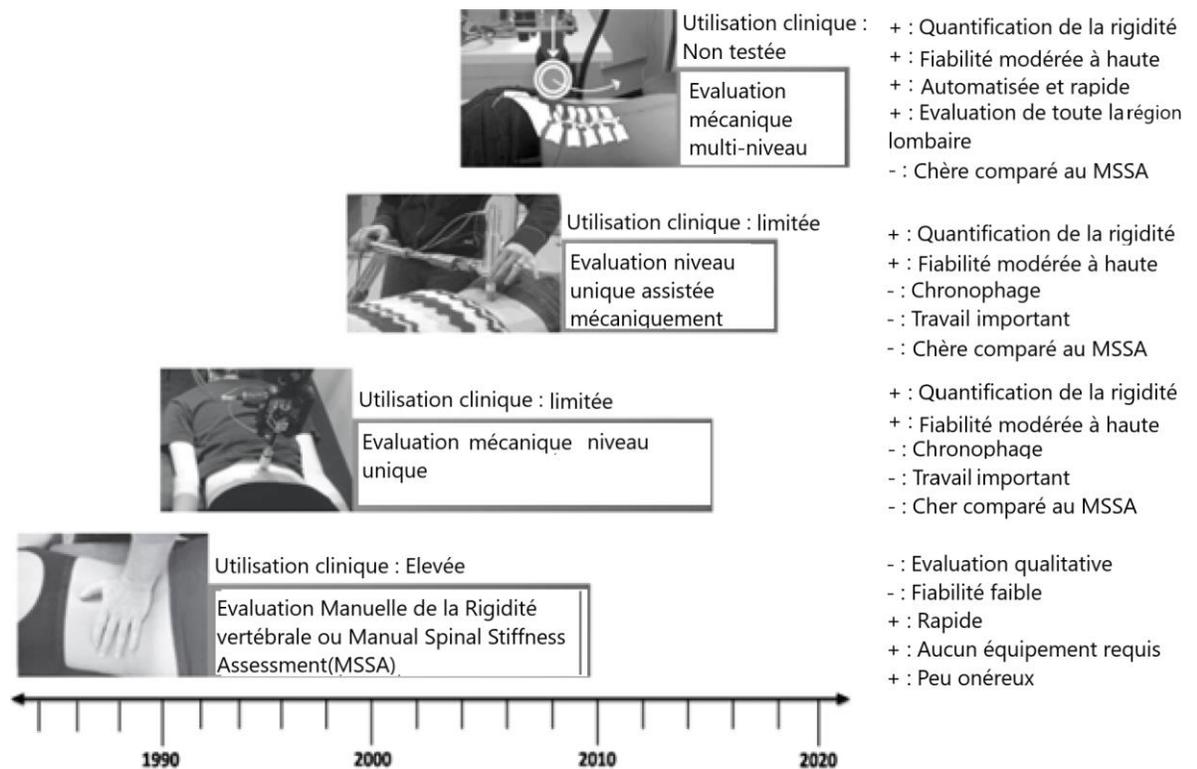


Figure 4 : Évolution des techniques de mesure de la rigidité vertébrale (Young et al., 2020)

Cependant, la mesure manuelle statique pratiquée par un professionnel, a été évaluée dans une synthèse de la littérature réalisée en 2009 et montre une faible reproductibilité inter et intra-examineur (Haneline & Young, 2009). De plus, un changement de rigidité vertébrale ne serait détectable, à la main, qu'à partir de 8 % de différence (Kawchuk et al., 2019). À l'inverse, la mesure assistée mécaniquement, c'est-à-dire mesurant le déplacement vertébral consécutif à l'application d'une force donnée, est plus fiable (Owens et al., 2007; Snodgrass et al., 2012; Stanton & Kawchuk, 2009; Wong et al., 2013).

Dans une étude récente, Nielsen et al. ont comparé l'évaluation, par questionnaire ou mécaniquement assistée, de la rigidité vertébrale chez un groupe de 29

participants atteints de NSLBP (Nielsen et al., 2020a). Ils concluent que les questionnaires disponibles pour évaluer la rigidité vertébrale ne sont pas adaptés et ne donnent pas de résultat correspondant à la mesure effectuée à l'aide d'appareils à indentation mécanique (Nielsen et al., 2020). En 2017, Xia et al ont évalué de trois manières (Manuelle, Assistée et Automatisée) la rigidité vertébrale de patients atteints de NSLBP sur une période 6 semaines et 12 séances de traitement par manipulations vertébrales. Les résultats ne suggèrent aucune différence significative pour les méthodes les plus fiables (assistée mécaniquement et automatisée) (Xia et al., 2017).

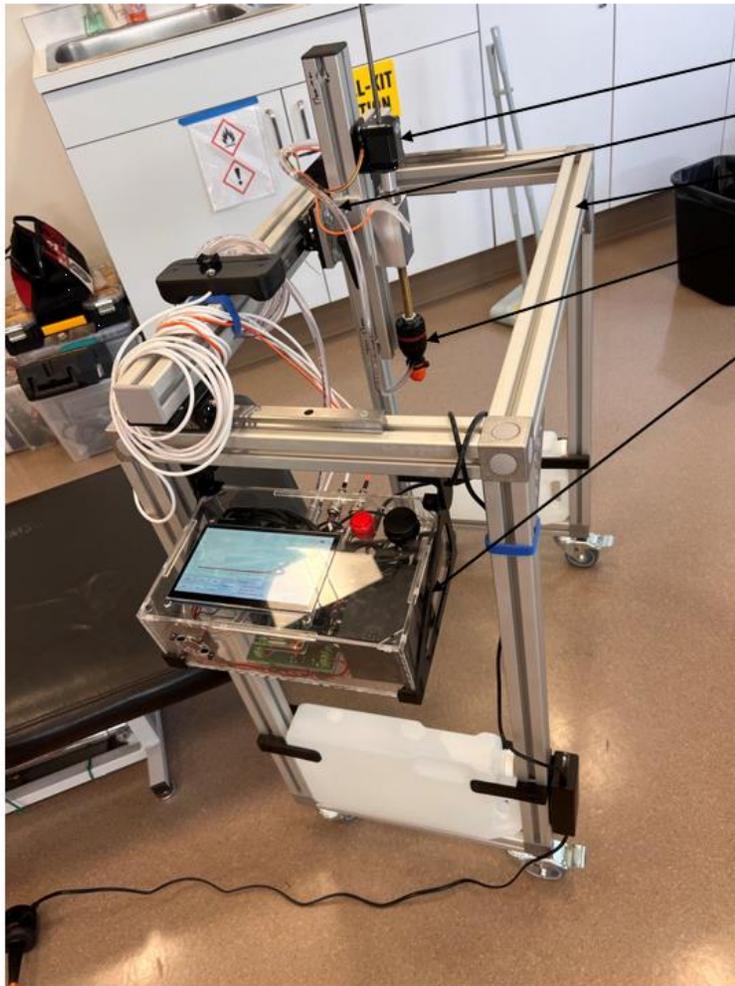
Enfin, une étude ayant pour objectif de déterminer la précision des appareils d'indentation mécanique sur un coussin de mousse aux caractéristiques mécaniques connues, suggère que les dispositifs automatisés tels que le VerteTrack, permettent des mesures de haute précision avec un faible risque de biais dans ces conditions expérimentales (Young, Swain, Kawchuk, Wong, & Downie, 2020). L'utilisation d'un appareil de mesure mécanique semble donc être, à ce jour, un moyen objectif et fiable de mesurer la rigidité vertébrale lombaire.

Parmi les appareils utilisés, le VerteTrack et son successeur l'Xpress0 tel que présentés sur la figure 6 semblent être de plus en plus précis et fiables. D'autant plus que le VerteTrack a montré l'aspect sécuritaire de son utilisation sur 84 patients dont 75 % définissaient comme confortable la prise de mesure. Dans cette même étude, deux effets secondaires mineurs ont été signalés pour un taux d'effets secondaires de 2,4 % (Brown et al., 2017a). En 2021, Pagé et al. ont étudié une liste de critères pouvant potentiellement biaiser la mesure de la rigidité vertébrale par le VerteTrack. De fait,

seule l'extension coxo-fémorale bilatérale isométrique semble affecter la mesure de la rigidité vertébrale par ce dispositif (Pagé & Kawchuk, 2021). Enfin, le protocole de prise de mesures à l'aide de cet appareil a été mis à jour et standardisé en 2021 par une étude Delphi sollicitant 25 chercheurs et experts de l'utilisation de cet appareil afin de permettre d'obtenir des résultats des futurs travaux de ce domaine comparables entre eux (Hadizadeh, Kawchuk, & French, 2021).

Si dans le cadre de douleurs lombaires expérimentales provoquées par des injections salines, la rigidité vertébrale semble temporairement augmentée (Wong et al., 2016), à notre connaissance, aucune étude n'a étudié le lien entre la rigidité vertébrale et la douleur expérimentale de type DOMS. En effet, la composante psychologique des NSLBP pourrait être exacerbée par l'induction d'une pression directe sur la zone douloureuse. Ce modèle, parce qu'il permet d'isoler la composante physiologique, semble adéquat par son impact modéré sur le niveau de douleur perçue.

L'Xpress0, basée sur la même technologie que le VerteTrack possède un dispositif d'indentation uni-segmentaire muni d'une tête souple qui au-delà d'apporter plus de confort peut garantir une précision supérieure à celle des machines jusque-là utilisées.



- Servomoteur d'indentation
- Tube d'extraction d'air
- Cadre mobile
- Tête d'indentation
- Panneau tactile de commande et de visualisation

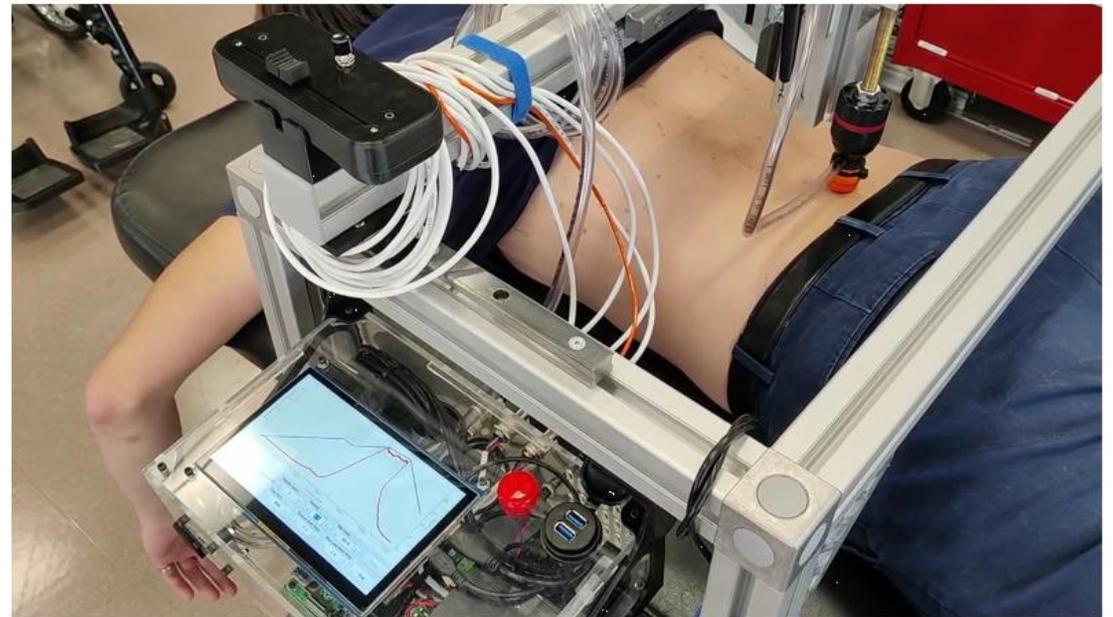


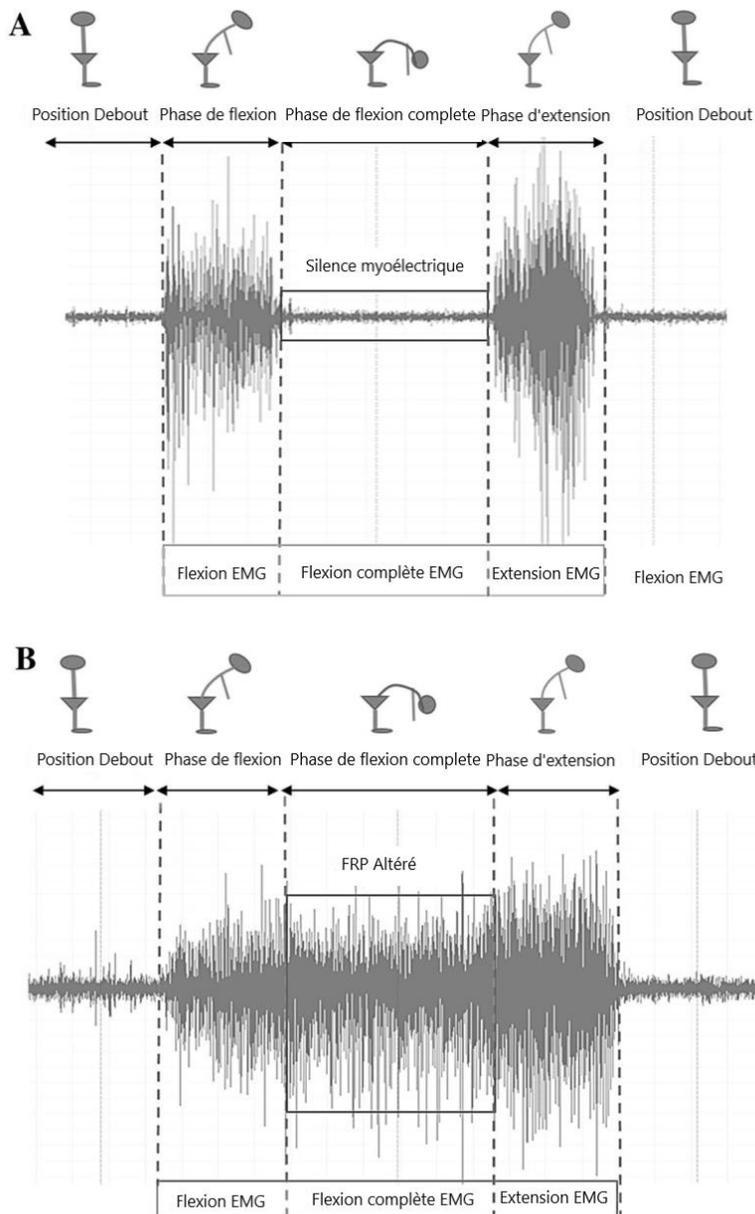
Figure 5 : Dispositif XpressO

## **Le phénomène de flexion-relaxation**

Comme décrit précédemment, la douleur clinique, mais également la douleur expérimentale, entraînent des changements de comportement neuromusculaire du système agoniste/antagoniste dans la réalisation d'une action donnée (Paul W. Hodges & Tucker, 2011). Cela semble s'appliquer lors de la réalisation de flexion rachidienne qui est une tâche utilisée de manière quotidienne et souvent source de douleur et d'évitement (Floyd & Silver, 1955; Thomas & France, 2008). Ainsi, l'augmentation supposée de la rigidité vertébrale en cas de douleur lombaire pourrait être liée à des facteurs purement neurophysiologiques tels que l'augmentation de l'activité myoélectrique des muscles érecteurs du rachis, la modification des propriétés chimiques des éléments passifs (disques intervertébraux et ligaments intervertébraux notamment) ou à l'adaptation comportementale face la douleur. Les modèles de douleurs expérimentales nous permettent de distinguer ces différents paramètres et l'utilisation de DOMS constitue une alternative moins invasive que les injections de solution hypertonique tout en proposant une durée de douleur plus longue semble particulièrement approprié pour étudier le comportement myoélectrique des érecteurs du rachis de manière isolée et ainsi valider ou réfuter la composante d'adaptation neuromusculaire a la douleur et son impact sur la rigidité vertébrale.

Afin de mieux comprendre le comportement des muscles stabilisateurs du rachis, l'apport de l'électromyographie (EMG) de surface semble intéressant. L'EMG représente donc l'étude de la fonction du muscle et des différences ont été observées entre une population asymptomatique et une population atteinte de NSLPB. En effet, on

observe à l'EMG une altération du comportement des muscles érecteurs du rachis et multifidus pendant la tâche de flexion (Colloca & Hinrichs, 2005; Gouteron et al., 2022). Pendant ce mouvement, ce fonctionnement particulier des érecteurs du rachis, décrit par Floyd et Silver en 1955, a été nommé phénomène de flexion relaxation (FRP pour Flexion Relaxation Phenomenon). Chaque muscle, selon son statut de contraction, émet un potentiel d'action mesurable par EMG. Un muscle contracté sera visualisé par un enregistrement de la dépolarisation de surface du muscle. Le FRP représente le silence myoélectrique concomitant à l'augmentation de la charge sur le complexe passif discoligamentaire postérieur en flexion rachidienne maximum (Floyd & Silver, 1955). Il se traduit par l'apparition d'un brusque silence à l'EMG passé un certain degré de flexion. Lors d'une flexion complète, les érecteurs du rachis se relaxent complètement chez une personne asymptomatique. En effet, à partir de 75 à 85 degrés de flexion totale (Colloca & Hinrichs, 2005), la mise en tension des éléments passifs du rachis tels que les structures tendineuses, ligamentaires et les disques intervertébraux prennent le relai (Gupta, 2001) et semblent inhiber les érecteurs du rachis. Or, chez une personne souffrant de lombalgies, le FRP est altéré dans plus de la moitié des cas (Gouteron et al., 2022). La figure 7 permet de visualiser le phénomène de flexion relaxation des érecteurs du rachis sur EMG.



A représente le signal électromyographique des érecteurs du rachis visualisé chez un sujet avec un phénomène de flexion relaxation normal (Silence myoélectrique : Réduction soudaine de l'activité motrice en flexion).

B représente le signal électromyographique des érecteurs du rachis visualisé chez un sujet avec un phénomène de flexion relaxation altéré (absence du silence myoélectrique en flexion).

Figure 6: Le phénomène de flexion-relaxation (Gouteron et al., 2022)

Dans une étude comparant une population de participants souffrant de lombalgies à des participants non-symptomatiques, le ratio de flexion-relaxation quantifiant le FRP présente une sensibilité de 93 % et une spécificité de 75 % (P. Watson, Booker, Main, & Chen,

1997). De manière plus précise, il existe différents moyens de calculer ces ratios quantifiant le phénomène de flexion relaxation. On peut se baser sur la quantité de signal EMG de la bouffée de flexion et d'extension pour la comparer à celle du silence myoélectrique. Ces deux méthodes semblent donner des résultats objectifs, très sensibles (>90%) et spécifiques (80-100%) pour identifier les patients atteints de NSLBP

(Gouteron et al., 2023a; Moissenet et al., 2021). En 2021, Moissenet et al. dans leur revue systématique sur les biomarqueurs soulignent la pertinence du ratio de flexion relaxation tout en mettant en lumière la sensibilité de ce test à la vitesse d'exécution du mouvement et donc la nécessité de monitorer à l'aide de données cinématiques les phases du mouvement (Moissenet et al., 2021; Neblett, Brede, Mayer, & Gatchel, 2013; Sarti, Lisón, Monfort, & Fuster, 2001). Enfin, d'autres facteurs confondants tels que le niveau d'activité physique semblent influencer le niveau du phénomène de flexion relaxation. Ainsi, en 2023, une étude de Li et al. semble mettre en évidence que le ratio de flexion relaxation est plus prononcé chez les femmes ayant un niveau d'activité élevé par rapport à celles ayant un niveau modéré ou faible (Yangzheng Li, Pei, Li, Wu, & Tao, 2023).

Le FRP constitue donc un test fiable dans la détection ou l'exclusion des NSLBP. En pratique, chez les personnes atteintes de LBP, le silence myoélectrique normalement présent apparaît diminué, voire absent et les muscles érecteurs du rachis restent donc contractés tout au long du mouvement de flexion.

Néanmoins, l'utilisation de la mesure du FRP comme discriminant de la présence d'une douleur expérimentale reste à approfondir. En effet, si certains auteurs concluent que la présence de douleur expérimentale sous forme de chaleur provoque une augmentation de l'activité des muscles érecteurs du rachis de manière similaire à ce qui peut être observé dans le cadre de lombalgies cliniques (Dubois et al., 2011), d'autres ne trouvent pas de différences significatives dans le ratio de flexion relaxation avant et

après induction des DOMS (Horn & Bishop, 2013) mais plutôt dans l'angulation à partir de laquelle apparaît le silence myoélectrique.

### **Hypothèses et objectifs**

Considérant que les DOMS permettent d'étudier les adaptations physiologiques à la douleur et que cette douleur expérimentale, notamment si elle est induite dans la région lombaire, semble reproduire les caractéristiques neurophysiologiques d'un patient atteint de NSLBP tout en contrôlant l'intensité et la durée de la douleur.

Considérant que le phénomène de flexion relaxation a été décrit comme un indicateur fiable et discriminant la présence de douleur lombaire clinique mais que sa relation avec la douleur expérimentale n'a été que peu étudiée.

Considérant que la rigidité vertébrale est un paramètre largement utilisé par les cliniciens dans le cadre de NSLBP mais dont on ne connaît que peu la relation avec la douleur expérimentale et le FRP.

Le présent projet de recherche portera sur deux phénomènes d'adaptation à la douleur expérimentale. Ces phénomènes seront la rigidité vertébrale ainsi que le phénomène de flexion relaxation accompagnée de la cinématique associée à la tâche de flexion rachidienne. Enfin, la douleur lombaire expérimentale sera induite sous forme de courbatures post-effort. La question de recherche est donc la suivante : Comment les DOMS influencent-ils la rigidité lombaire, le phénomène de flexion relaxation et la cinématique lors de la tâche de flexion du rachis lombaire ?

### Objectifs :

Déterminer si la présence de DOMS modifie la rigidité vertébrale et le phénomène de flexion relaxation.

### Hypothèses :

- En présence de DOMS, le phénomène de flexion relaxation sera altéré et on observera une activité myoélectrique traduisant le maintien de la contraction des érecteurs du rachis pendant le mouvement de flexion lombaire complète. Cela se traduira par une diminution des ratios de flexion relaxation.
- En présence de DOMS, la rigidité vertébrale sera augmentée.
- En présence de DOMS, le besoin de stabilisation rachidienne lors de la tâche de flexion sera augmenté et par conséquent le silence myoélectrique caractérisant le FRP apparaîtra plus tôt et disparaîtra plus tard dans la tâche de flexion.
- En présence de DOMS, l'angle de flexion rachidienne totale sera diminué.

## CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE

### **Participants**

Les participants ont été recrutés parmi la communauté des étudiants et encadrants pédagogiques de l'Institut Franco-Européen de Chiropraxie. Afin d'être éligibles, les participants devaient être âgés de 18 à 65 ans, ne pas avoir présenté d'épisode de lombalgie dans l'année écoulée et ne pas avoir de pathologies majeures ou conditions particulières empêchant la prise de mesure.

Ce projet a reçu l'avis favorable du comité éthique de l'Université Paris Saclay (CER-Paris-Saclay-2023-001) ainsi que celui du comité éthique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (CER-236298-10.03). Tous les participants ont reçus, lus et approuvés une notice d'information leur détaillant les modalités de participation à l'étude ainsi que la possibilité de se retirer sans conséquence.

### **Devis de recherche**

Le protocole s'est déroulé sur deux sessions séparées de 24 à 48 h l'une de l'autre car le phénomène de DOMS atteint généralement son paroxysme dans ce laps de temps selon des études utilisant un protocole similaire (Abboud et al., 2019; Cheung et al., 2003). Lors de la première session, les participants ont complété un document comprenant un questionnaire d'auto-évaluation de leur niveau d'activité physique ainsi que leur inconfort de base sur la zone lombaire à l'aide d'une échelle de Likert des courbatures et d'une échelle de douleur numérique. La première session comprenait une mesure de la rigidité vertébrale ainsi que du phénomène de flexion relaxation. À la fin

de cette première session, les participants étaient invités à réaliser un protocole d'exercices destiné à induire les DOMS sur les muscles érecteurs du rachis. La deuxième session, 24 à 48 h après la première, a consisté en une évaluation de leur niveau de DOMS, une mesure de la rigidité vertébrale et du phénomène de flexion relaxation. La figure 8 représente la temporalité de l'expérimentation.

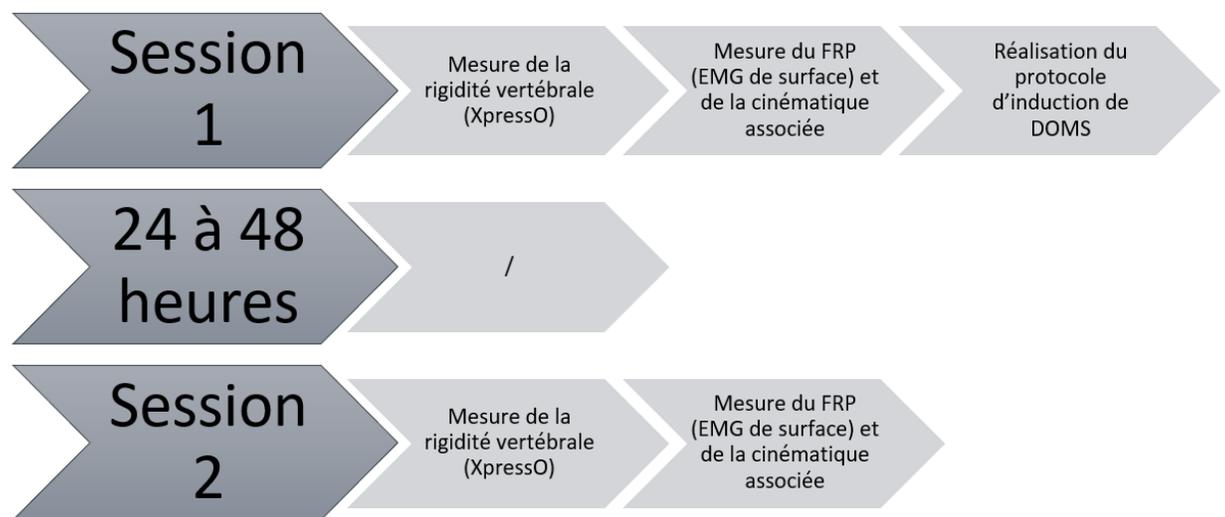


Figure 7 : Représentation des différentes sessions et des mesures ou interventions effectuées dans chacune d'elles.

### **Mesure de la rigidité vertébrale**

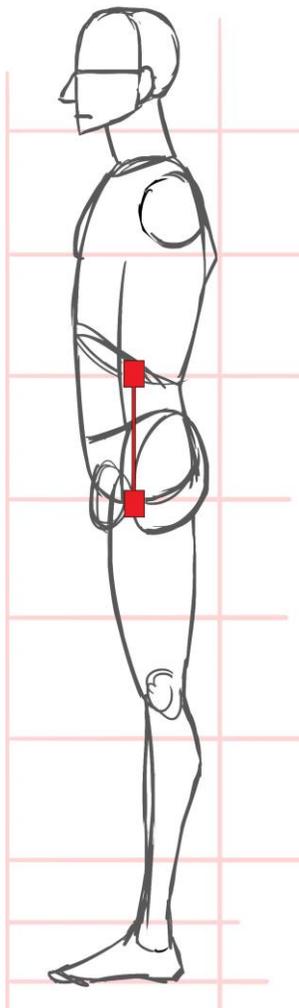
La mesure de la rigidité vertébrale a été faite à l'aide du dispositif Xpress0, dernière évolution du Vertetrack, utilisé dans de nombreuses études (Brown et al., 2017b; Hadizadeh et al., 2021; Harsted et al., 2021; Jun, Pagé, Vette, & Kawchuk, 2020; Kawchuk et al., 2019; Nielsen et al., 2020b; Nim et al., 2021; Pagé & Kawchuk, 2021; Wong et al., 2016, 2013, 2015; Young et al., 2020). Ce dispositif, qui s'adapte sur une table d'examen, est composé d'un cadre en aluminium permettant de guider un bras qui

supporte un dispositif d'indentation. Auparavant munis de roulette venant s'apposer de part et d'autre d'un segment vertébral, l'appareil est maintenant muni d'une poche plastifiée contenant une poudre permettant d'épouser au mieux la forme du processus épineux ciblé. De plus, cette poche est mise sous vide à l'aide d'un compresseur afin de rigidifier cette interface. Un servomoteur permet l'induction d'un mouvement selon un axe vertical. Le processus épineux de la troisième vertèbre lombaire a été identifié comme étant le processus le plus bas de la lordose lombaire en position de décubitus ventral et a été marqué préalablement au stylo dermatographique. La force exercée par le bras vertical a été réglée sur la console tactile de l'appareil pour exercer une pression égale à 100N. Il a ensuite été demandé aux participants de prendre une grande inspiration, suivie d'une expiration naturelle à la suite de laquelle ils ont dû retenir leur souffle pendant 10 secondes. La photo du dispositif est présentée sur la figure 6 dans la revue de la littérature.

### **Mesure du phénomène de flexion relaxation**

Afin de visualiser le phénomène de flexion-relaxation et d'assurer une conductance optimale, la peau en regard des muscles érecteurs du rachis a été rasée et préparée à l'aide d'un papier abrasif (DotTrace Prep; 3 M, St. Paul, MN) avant d'être désinfectée à l'aide d'une solution alcoolique à 70°. L'activité myoélectrique a été observée à l'aide de deux dispositifs (AURION, ZeroWire EMG) munis chacun de 2 électrodes de surface Ag-AgCl (Kendall™/Covidien Medi-Trace® 200 Series Electrode). Les électrodes ont été positionnées à deux centimètres de chaque côté de la ligne des épineuses et en regard du niveau vertébral L2/L3. Les électrodes ont été

placées de manière à suivre l'orientation des fibres musculaires des érecteurs du rachis. Le signal récupéré par le dispositif a été amplifié par la carte d'acquisition (AURION, ZeroWire EMG, ZW180/R) et visualisé avec l'aide du logiciel WavePlus (version 1.3.0) paramétré sur une fréquence d'acquisition de 2000 Hz et un temps d'acquisition de 20 secondes.



*Figure 8 :  
Positionnement du  
goniomètre*

Un chercheur a réalisé tous les processus de pose des électrodes afin de minimiser les variations de procédures.

Les participants ont été également munis d'un goniomètre numérique de type articulaire (Measured Inc. S700 Joint angle Shape sensor) dont le capteur inférieur a été placé au niveau du grand trochanter gauche et le capteur supérieur 20 cm plus haut comme visualisable sur la figure 9. Les deux capteurs ont été fixés par quatre rubans adhésifs de manière à limiter leurs potentiels mouvements. Cet appareil a servi à mesurer l'angulation du tronc tout au long du mouvement. L'amplification du signal a été faite à l'aide du dispositif d'acquisition (PL3516 PowerLab 16/35) et la visualisation a été faite sur le logiciel LabChart (ADInstrument, New South Wales, Australie, Version 10-1-1) paramétré sur une fréquence d'acquisition de 2000 Hz et un temps d'acquisition de 20 secondes. Les données ont été étudiées à l'aide du

logiciel OTBiolab + (v1.5.9.3) pour en déduire les valeurs Root Mean Square (RMS) des différentes phases du signal EMG.

Les participants se tenaient debout, jambes tendues et ont été invités à réaliser une flexion rachidienne sur un mouvement d'une durée de cinq secondes. Il leur a été ensuite demandé de rester trois secondes dans cette position de flexion avant de remonter jusqu'à la position initiale sur cinq secondes également. Un signal sonore leur permettait d'être guidés tout au long du mouvement. La durée des différentes phases du mouvement a été mesurée à l'aide du goniomètre et les participants n'ont pas été exclus de l'étude en fonction de la vitesse de réalisation de ces phases. Cinq essais par session ont été enregistrés. Une période de familiarisation a été préalablement effectuée avec le patient pour assurer une exécution correcte avant l'acquisition des données.

### **Protocole d'induction de DOMS**

Le protocole d'induction de courbature post effort a été effectué durant la session numéro une et après une première mesure de la rigidité vertébrale et du FRP. Les participants ont été invités à s'installer sur un banc Romain, tel que présenté sur la figure 4. Après une période de familiarisation avec les tâches demandées, les participants ont été invités à effectuer quatre séries de 25 répétitions avec un poids additionnel correspondant à 10 % de leur poids de corps et un temps de repos d'une minute entre les séries (Abboud et al., 2019). Les répétitions se composaient d'une phase de descente excentrique de trois secondes jusqu'à ce que le buste soit à l'horizontale suivi d'un maintien isométrique d'une seconde et d'une remontée concentrique d'une seconde pour revenir à l'alignement neutre de départ. Le nombre de 100 répétitions au total étant le

seul objectif. En cas d'échec en dessous d'une série de 10 répétitions, le nombre minimum de répétition a été réduit de moitié.

## Présentation des variables

### Description de l'échantillon

Les variables relevées pour décrire la population ont été l'âge (en années), le genre (Homme/Femme/Autres), la taille (en centimètres) le poids (en kilogrammes), le niveau d'activité physique auto-évalué sur une échelle allant de 0 à 4 correspond à des stades allant « d'extrêmement inactif » à « très actif » comme détaillé dans le tableau 1.

Tous ces paramètres ont été évalués lors de la première session.

Profil	Exemple illustratif
0 - Extrêmement inactif	Personne atteinte d'une paralysie cérébrale
1 - Sédentaire	Moins de 30 minutes d'activité par jour (Marche, course à pied...)
2 - Modérément actif	Personne travaillant dans le domaine de la construction, de la mécanique ou ayant un métier considéré physique ou faisant une activité physique intensive 1 à 2 fois par semaine
3 - Vigoureusement actif	Personne pratiquant une activité physique intensive entre 1 et 2 h par jours
4 - Très actif	Activité physique intensive dans le but de participer à des compétitions régulièrement

*Tableau 1: Tableau présenté au participant pour auto-évaluer leur niveau d'activité physique*

## Données principales

### *DOMS (Delayed Onset Muscle Soreness)*

Les données collectées pré et post DOMS ont été l'échelle de Likert des courbatures sur les 12 dernières heures ainsi qu'une échelle numérique de douleur allant de 0 à 10 (Bijur,

Silver, & Gallagher, 2001). L'échelle de Likert des courbatures sur les douze dernières heures est graduée de 0 à 6 comme présenté dans le tableau 2.

Cette échelle n'ayant pas été développée pour les érecteurs du rachis, elle s'appuie sur l'échelle de Likert proposée dans la littérature pour étudier la douleur sur d'autres groupes musculaires (Mista, Laugero, Adur, Andersen, & Biurrun Manresa, 2019; Vickers, 2001).

L'échelle numérique de douleur est graduée de 0 correspondant à « aucune douleur », à 10 étant la « pire douleur imaginable ».

0	Absence complète de courbatures
1	Douleur légère au toucher uniquement
2	Douleur modérée au toucher ou persistante
3	Douleur légère en marchant en montée ou en montant les escaliers ou en se penchant
4	Douleur légère en marchant sur terrain plat
5	Douleur modérée, raideur ou faiblesse en marchant ou très douloureux sans bouger
6	Douleur sévère qui limite votre capacité à vous mouvoir

*Tableau 2 : Échelle de Likert des courbatures*

### ***Rigidité vertébrale***

Les données extraites du dispositif VerteTrack ont été visualisées sous la forme de quatre paramètres par essai. La figure 10 étant une courbe de sortie du logiciel.

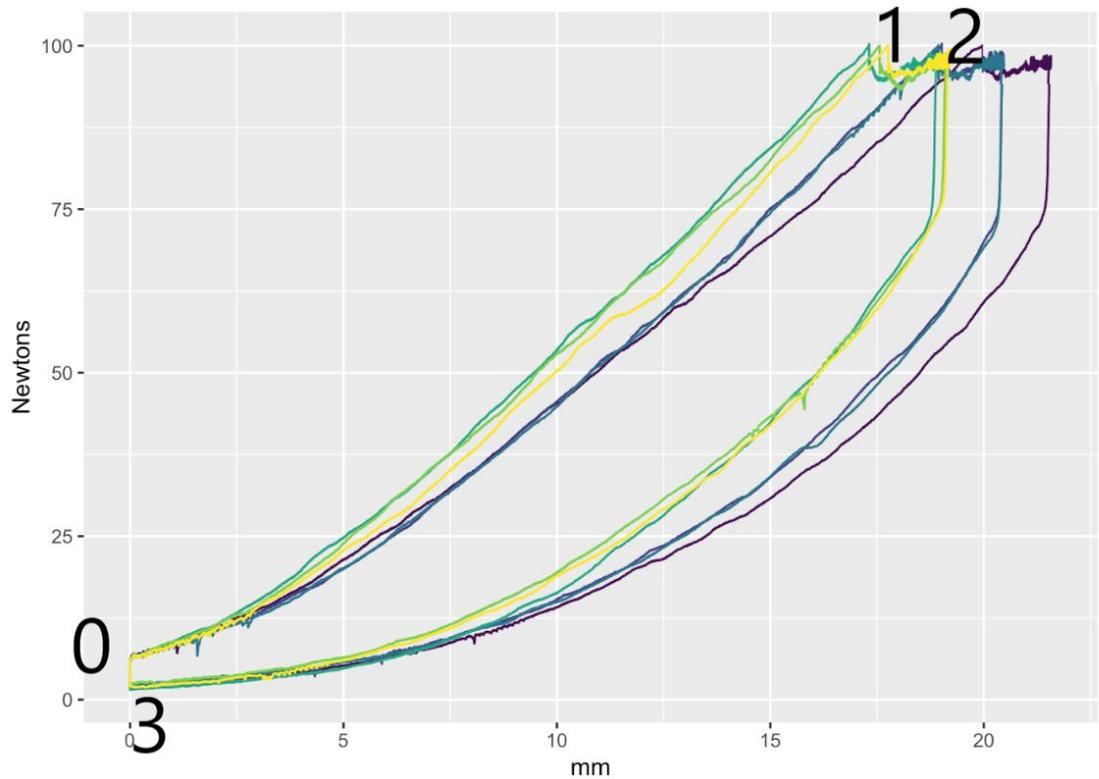


Figure 9 : Courbe de sortie du logiciel de Xpress0.

Chacune des courbes représente un des six essais réalisés pré et post DOMS. Les essais bleus et violets représentent la session pré et ceux jaunes et verts la session post. La partie de la figure allant du point 0 au point 1 représente le déplacement rachidien consécutif à l'application d'une force de 100N. Le déplacement du point 2 au point 3 représente le retour du pointeur d'indentation à sa position initiale.

Trois essais ont été réalisés avant DOMS et trois essais 24 à 48 h après induction de DOMS comme représenté sur la figure 10. Un paramètre « Stiff » représentant la rigidité vertébrale brute (en mm/N) correspond au coefficient de la mise en tension (trajet de 0 à 1 sur la figure 10). Un paramètre « polystiff » représentant le coefficient de la régression polynomiale de la rigidité vertébrale (en mm/N). Un paramètre « area » et un paramètre « perim » représentant respectivement l'aire (sans unité déterminée dans le logiciel) et le périmètre (sans unité déterminée dans le logiciel) de la courbe force/déplacement. Une moyenne des trois essais pré-DOMS a été réalisée ainsi qu'une

moyenne des trois essais post-DOMS et ce pour les quatre paramètres, Stiff, PolyStiff, Area et Perim.

### ***Ratio de flexion relaxation***

Le signal EMG des érecteurs du rachis droit et gauche de chaque participant a été relevé 5 fois par session (Pré et Post). Pour parer au fait que le signal EMG se présente sous forme de sommations positives et négatives, il est quantifié après rectification numérique qui réalise l'intégration du signal représentant sa valeur efficace totale appelée moyenne quadratique ou RMS. Les données brutes au format .txt ont donc été transférées dans le programme informatique OTBiolab+ qui permet le calcul automatique des valeurs RMS des différentes phases du signal. En effet, un signal EMG comporte des phases positives et négatives, il faut donc rectifier le signal de manière à prendre uniquement les valeurs absolues. Un filtrage est ensuite appliqué pour supprimer les bruits captés par les électrodes (signaux cardiaques, muscles périphériques, interférences électromagnétiques...). Pour ce faire, les données ont été filtrées par un filtre « Pass Band » sur les fréquences de 10 à 450 Hz correspondantes aux éléments suscités et on obtiendra un tracé rectifié filtré. Un filtrage supplémentaire permettra d'obtenir une enveloppe linéaire du signal. Le logiciel effectue ensuite la moyenne quadratique de l'EMG sur un intervalle de temps (Bouffée excentrique, silence myoélectrique ou bouffée concentrique) qui correspond à la racine carrée de l'intégration de notre signal EMG en fonction du temps. Sera obtenu un RMS correspondant aux amplitudes propres aux phases de flexion (Représenté par la première bouffée EMG de contraction excentrique), de relaxation (Silence myoélectrique) ainsi

qu'à la contraction concentrique (Deuxième bouffée EMG). La valeur RMS de chaque phase correspondra à la valeur moyennée maximale sur 500 ms comme proposé par le logiciel utilisé. Les côtés droits et gauches sont différenciés.

Pour chaque essai et pour chaque muscle (érecteurs du rachis droit et gauche), on obtiendra donc trois RMS. Le RMS de flexion excentrique ou  $RMS_F$ , le RMS du silence correspondant à la relaxation ou  $RMS_R$  et le RMS d'extension concentrique  $RMS_E$ .

Seront ensuite calculés deux ratios de flexion relaxation correspondant à ces trois phases de mouvement.

- 1) Un premier ratio pour la bouffée de flexion  $r_F$  correspondant à la division du RMS de la bouffée de flexion  $RMS_F$  par celui de la bouffée du silence  $RMS_R$ .
- 2) Un second ratio pour le  $r_E$  pour le ratio d'extension correspondant au  $RMS_E$  divisé par le  $RMS_R$ .

Une moyenne a été ensuite effectuée sur ces deux ratios pour les cinq essais réalisés pré-DOMS et les cinq essais post-DOMS et ce pour chaque participant.

### ***Données cinématiques***

Le signal angulaire récupéré avec le goniomètre étant en Volt, une transformation en angle a été nécessaire. Elle a été faite grâce à l'étalonnage réalisé préalablement à l'aide d'un goniomètre mécanique et dont la courbe est présentée en figure 10. Cela a permis d'obtenir une angulation en degré d'angle.

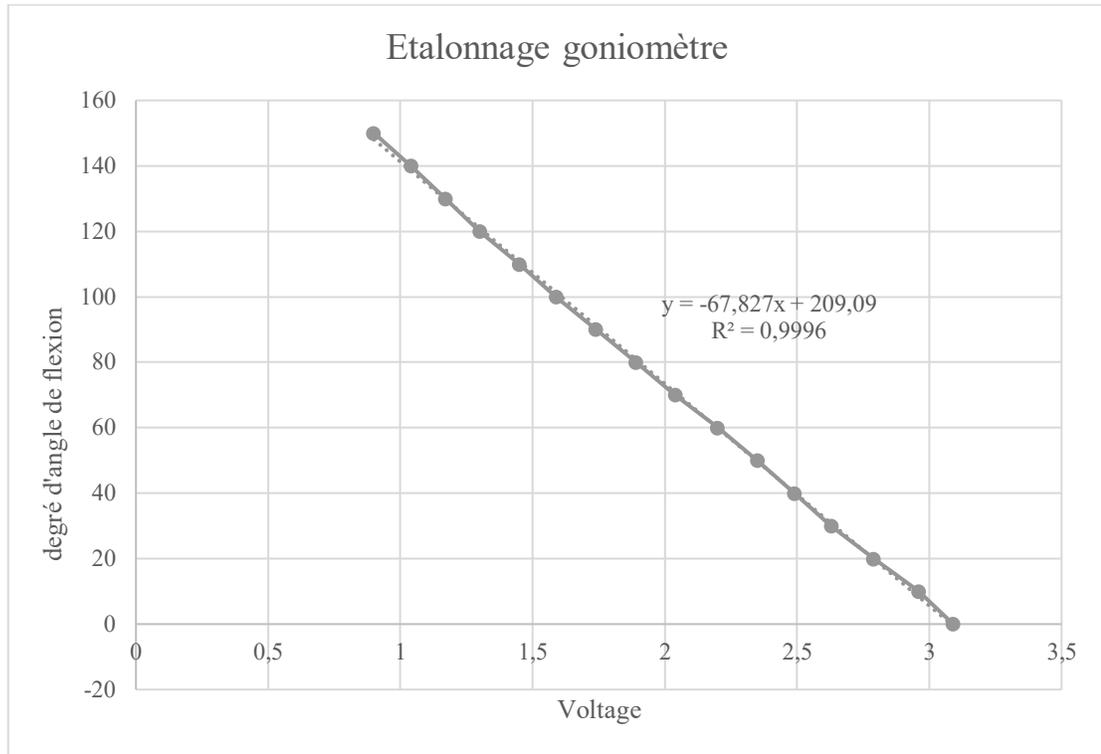


Figure 10: Courbe d'étalonnage du goniomètre numérique

Chaque angle a été ensuite soustrait à l'angle de départ à  $t=0$  pour normaliser les résultats. Chaque position de départ est considérée comme étant à 0 degré de flexion.

Les signaux du goniomètre et de l'EMG de l'essai correspondant ont été ensuite synchronisés sur le programme OT Biolab + 2017 (version 1.5.8.0) afin de déterminer par interprétation visuelle le temps correspondant au début et à la fin du silence myoélectrique. Ces temps ont permis de déterminer les angles de début et de fin du silence myoélectrique, respectivement nommés Angle<sub>1</sub> et Angle<sub>2</sub> et l'angle total de flexion Angle<sub>T</sub>. Une moyenne a ensuite été effectuée sur ces trois angles pour les cinq essais réalisés pré-DOMS et les 5 essais post-DOMS et ce pour chaque participant.

## **Analyses Statistiques**

Les tests de normalité de variables ainsi que les tests statistiques et les représentations graphiques ont été réalisés grâce au logiciel IBM SPSS Statistics Version 28.0.0.0

### **Description de la population**

Des tests de normalité (Analyse visuelle et test de Kolmogorov-Smirnov) ont été menés sur chacune des variables quantitatives continues (Age, taille, poids). Elles ont été présentées sous forme de moyennes (M), écart-types (SD), minimum et maximum pour les variables normalement distribuées. Les variables non normalement distribuées ont été présentées sous forme de médianes, minimum et maximum. Le sexe a été présenté sous forme de pourcentage. Les données descriptives des participants ont été présentées sous forme d'un tableau récapitulatif.

### **Données principales**

Des tests de normalité (Analyse visuelle et test de Kolmogorov-Smirnov) ont été effectués sur les moyennes des variables de moyennes des paramètres Stiff, Polystiff, Area et perim,  $r_{F\text{-pré}}$ ,  $r_{F\text{-post}}$ ,  $r_{S\text{-pré}}$ ,  $r_{S\text{-post}}$ ,  $\text{Angle}_{1\text{-pré}}$ ,  $\text{Angle}_{1\text{-post}}$ ,  $\text{Angle}_{2\text{-pré}}$ ,  $\text{Angle}_{2\text{-post}}$  et  $\text{Angle}_{T\text{-pré}}$ ,  $\text{Angle}_{T\text{-post}}$ . Ces variables sont quantitatives continues. En cas de normalité des distributions, un test T pour séries appariées a été utilisé pour comparer les résultats pré et post DOMS de ces variables. En cas de non-normalité, un test des rangs de Wilcoxon pour séries appariées a été appliqué. Le niveau de significativité de la valeur p a été fixé à 0,05.

## CHAPITRE 6 : RÉSULTATS

### Données descriptives

Dix-sept participants (8 hommes et 9 femmes) volontaires et en bonne santé ont participé à cette étude pilote. Les moyennes (M) des participants en âge, poids, taille et IMC sont présentées dans le tableau 3.

	Moyenne (écart-type)
Age(années)	26,4 (6,8)
Poids (kg)	74,6 (16,9)
Taille (m)	1,74 (0,095)
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	24,2 (3,3)

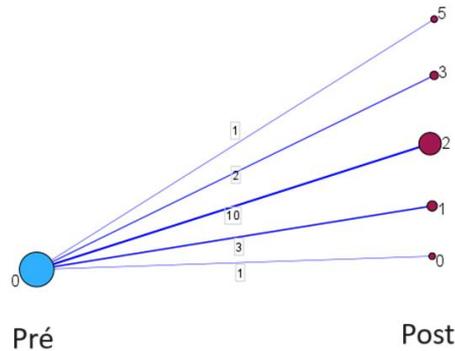
Tableau 3: Caractéristiques des participants (n=17)

### DOMS

Lors de la première session, le niveau de douleur lombaire sur l'échelle numérique simple ainsi que le niveau de courbature sur l'échelle de Likert étaient de zéro pour tous les participants.

Lors de la seconde session l'intensité de douleur allait de 1 à 5 sur l'échelle numérique simple (graduée de 0 à 10) (M = 2,12 ;  $\pm 1$ ) et de deux à quatre sur l'échelle de Likert des courbatures (M=2,94  $\pm$  0,43). Les évolutions sont présentées dans la figure 11. Le temps moyen entre la première et la seconde session était de 32,35  $\pm$  8 heures et s'échelonnait de 24 à 48 h. Tous les participants qui ont assisté à la première session ont également assisté à la seconde. Tous les participants ont été en mesure de finir le protocole de DOMS et aucun n'a reporté d'effets indésirables dans les cinq jours suivant le protocole.

Evolution de la douleur post DOMS sur échelle visuelle numérique simple



Evolution des courbatures sur échelle de Likert

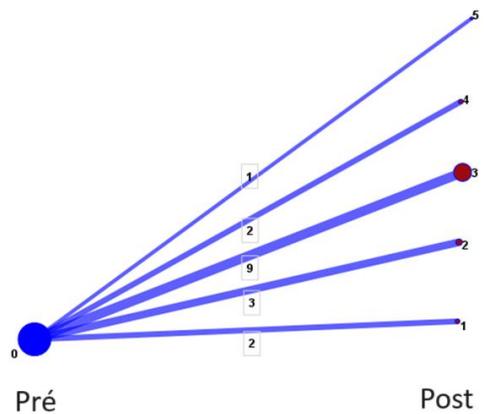


Figure 11 : Évolution des niveaux de douleurs sur échelle numérique simple (à gauche) et de courbature sur échelle de Likert (à droite) entre la première (Pré ou sans DOMS) et la seconde (Post ou avec DOMS) session. Le chiffre sous chaque droite représentant le nombre de participants concerné.

### Rigidité vertébrale

Les test t pour série appariée effectués sur les variables de rigidité montrent une augmentation significative pour les paramètres de Rigidité Brute (Stiff) ( $t(17) = -2,614$  ;  $p=0,009$  ; d de Cohen=  $-0,634$ ) et Rigidité Polynomiale (Polystiff) ( $t(17) = -2,671$  ;  $p=0,008$  ; d de Cohen=  $-0,648$ ) et une diminution significative pour le paramètre Aire (Area) ( $t(17) = 2,172$  ;  $p=0,023$  ; d de Cohen =  $0,527$ ). Ainsi, les scores de Rigidité Brute sont passés de  $5,71(0,77)$  à  $5,90(0,85)$  avec DOMS, les scores de Rigidité Polynomiale de  $5,71(0,75)$  à  $5,91(0,81)$  et les scores d'Aire de  $472,27 (103,4)$  à  $432,91(107,87)$ . Il n'y a pas de changement significatif pour le paramètre Périmètre (Perim) ( $Z=-1,728$  ;  $p=0,084$ ) analysé avec le test de Wilcoxon pour variables non-

paramétriques. Les scores de Périmètre sont passés de 411 510 (Q1 = 381 680; Q3=452 869) à 400 654 (Q1 =381 299 ; Q3 = 437 179). On observe donc une augmentation de la rigidité vertébrale lombaire en regard de L3. Les résultats sont représentés sur la figure 12.

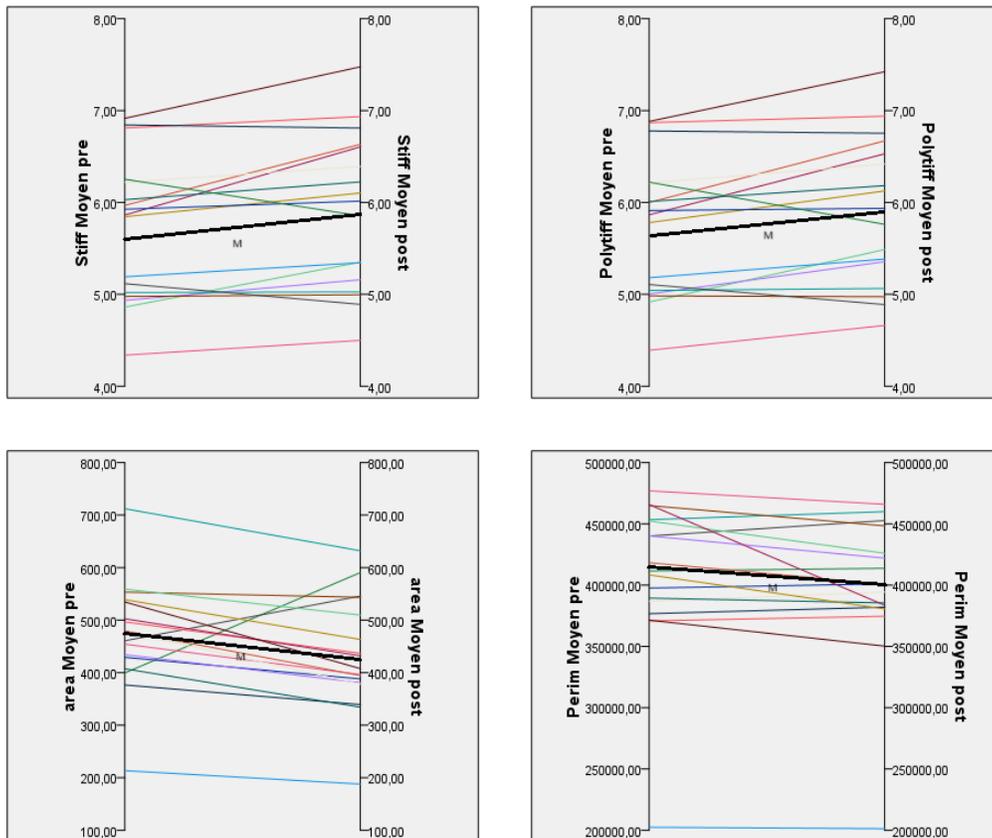


Figure 12 : Représentation des évolutions avant et après DOMS des paramètres de rigidité vertébrale lombaire

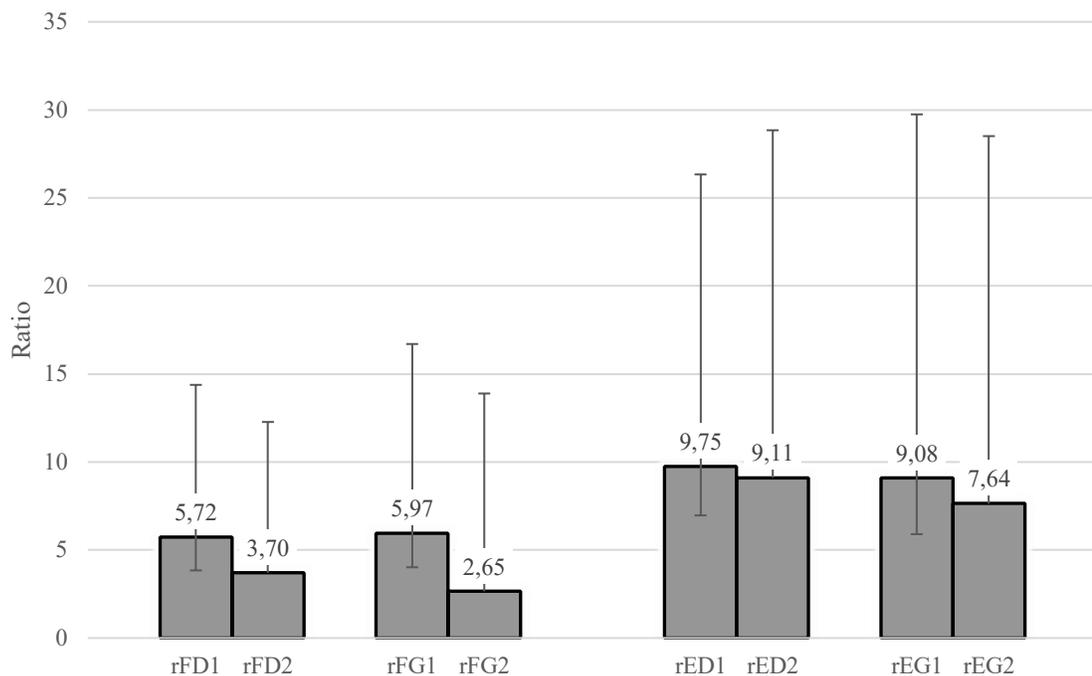
En haut à gauche : Stiff est la rigidité brute. En haut à droite Polystiff est la régression polynomiale de la variable Stiff. En bas à gauche : area est l'aire sous la courbe incluant les tracés d'indentation (Stiff) et de retour du pointeau à sa position initiale. En bas à droite : Perim est le périmètre de cette même courbe incluant le retour du pointeau. Les droites « M » représentent l'évolution moyenne de chaque paramètre.

### **Phénomène de flexion relaxation**

Les tests de Wilcoxon effectués sur les ratios de flexion relaxation montrent une diminution non significative des ratios d'extension droit rED ( $Z=-0,828$  ;  $p=0,407$ ) et gauche rEG ( $Z=-1,444$  ;  $p=0,149$ ) et du ratio de flexion droit rFD ( $Z=-0,592$  ;  $p=0,554$ ) après induction du protocole de DOMS. Enfin, le test de Wilcoxon effectué pour le ratio de flexion gauche montre une diminution significative de ce paramètre ( $Z=-2,059$  ;  $p=0,039$ ) lors de la seconde session.

Les ratios rED et rEG sont passés respectivement de 9,75 (Q1=7,43 ; Q3=16,88) et 9,08 (Q1=6,24 ; Q3=23,21) sans DOMS à 9,11(Q1=2,73 ; Q3=19,76) et 7,64(Q1=2,97 ; Q3=22,78) avec DOMS. Les ratios rFD et rFG sont passés respectivement de 5,72 (Q1=2,42 ; Q3=9,43) et 5,97 (Q1=2,87 ; Q3=11,57) sans DOMS à 3,70(Q1=1,85 ; Q3=8,60) et 2,65(Q1=1,91 ; Q3=11,37) sans DOMS.

Les écarts suscités sont visualisables sur la figure 13.



*Figure 13 : Histogramme des médianes des différents ratios de flexion relaxation*  
 Les barres d'erreur représentent l'espace interquartile. Les chiffres placés au-dessus des barres représentent la moyenne par ratio. rFD1 : Ratio de flexion droit pré DOMS, rFD2 : Ratio de flexion droit post DOMS, rFG1 : Ratio de flexion gauche pré DOMS, rFG2 : Ratio de flexion gauche post DOMS, rED1 : Ratio d'extension droit pré DOMS, rED2 : Ratio d'extension droit post DOMS, rEG1 : Ratio d'extension gauche pré DOMS, rEG2 : Ratio d'extension gauche post DOMS.

### **Cinématique de la tâche de flexion**

Les test t pour série appariée effectués sur les variables de cinématique montrent une diminution significative de l'angle de début du silence myoélectrique Angle<sub>1</sub> ( $t(17) = -1,774$  ;  $p=0,048$  ; d de Cohen=  $-0,430$ ). Cependant, aucun changement significatif n'est observé pour l'angle de fin du phénomène de flexion relaxation Angle<sub>2</sub> ( $t(17) = -0,167$  ;  $p=0,435$  ; d de Cohen=  $-0,041$ ) ou l'angle total de flexion rachidienne Angle<sub>T</sub> ( $t(17) = -0,307$  ;  $p=0,381$  ; d de Cohen=  $-0,075$ ). Ainsi, les angles moyens Angle<sub>1</sub>, Angle<sub>2</sub> et Angle<sub>T</sub> sont respectivement passés de 53,66(14,66), 52,36(15,27) et

66,70(17,00) à 60,77(21,13), 53,00(18,60) et 67,90 (5,73) avec DOMS comme représenté sur la figure 14.

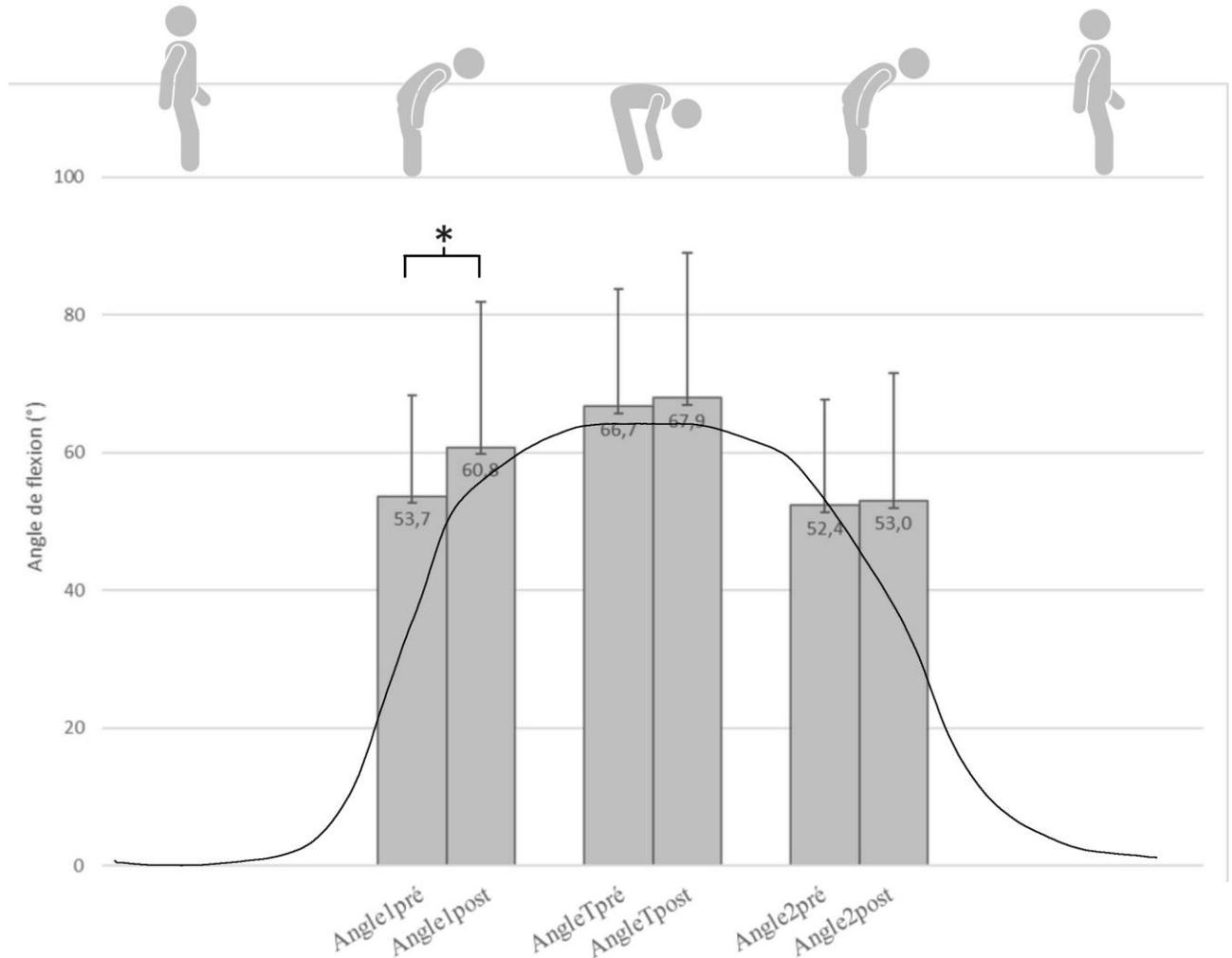


Figure 14 : Évolution des angles (en degré) de début du silence myoélectrique (Angle1), total de flexion (AngleT) et de fin du silence myoélectrique (Angle2) avant et après DOMS.

\* représente une évolution significative ( $p < 0,05$ ).

Les barres d'erreur représentent l'écart type et les chiffres dans les barres représentent les moyennes respectives des différentes mesures.

## **CHAPITRE 7 : DISCUSSION**

### **Rappel des objectifs et hypothèses**

Ce mémoire avait pour objectif l'étude de l'effet des DOMS sur la rigidité vertébrale du rachis lombaire, le phénomène de flexion relaxation (FRP) et la cinématique rachidienne lors d'une tâche de flexion. Les hypothèses portaient sur l'évolution de ces trois marqueurs biologiques 24 à 48h après la réalisation d'un protocole d'induction de DOMS. En effet, la rigidité vertébrale palpatoire et l'amplitude de mouvement en flexion sont des paramètres utilisés quotidiennement par de nombreux thérapeutes tandis que le FRP est de plus en plus mis en avant pour caractériser la lombalgie dans le cadre de la recherche. L'hypothèse première était que la rigidité vertébrale augmenterait en présence de DOMS. Ensuite, l'hypothèse que le FRP se trouverait altéré sous forme d'une diminution des ratios de flexion et d'extension a été émise. Enfin, l'hypothèse concernant la cinématique était que l'angle total de flexion totale diminuerait et que le silence myoélectrique caractérisant le FRP apparaîtrait plus tôt et disparaîtrait plus tard. Les résultats sont présentés dans le chapitre précédent et seront mis en contexte dans le présent chapitre.

### **Résumé des résultats**

Le premier prérequis à l'étude de la rigidité vertébrale et du FRP était l'induction de DOMS. Le protocole mis en place est efficace puisque tous les participants ont eu les courbatures attendues comme en témoignent les scores obtenus à l'échelle de Likert et à l'échelle de douleur. La surcharge de travail dans la tâche d'extension (10% du poids de corps) était relativement faible comparé à ce qui a pu être fait dans d'autres études mais

est néanmoins efficace pour évaluer l'impact des DOMS sur un laps de temps de 24 à 48h. Du côté de la rigidité vertébrale, tous les marqueurs sauf le périmètre vont dans le sens d'une augmentation de celle-ci. Comme attendu, les tailles d'effet sur la rigidité brute, la rigidité polynomiale et l'aire sont modérées à grandes ce qui confirme une augmentation significative de la rigidité vertébrale lombaire avec DOMS. Cependant, l'hypothèse selon laquelle les ratios de flexion relaxation sur les phases de flexion et d'extension seraient altérés n'est pas validée bien qu'une apparition plus tardive du silence myoélectrique du FRP ait été observée comme prévu, mais sans diminution de l'angle total de flexion ou de l'angle de fin du silence.

## **DOMS**

Pour induire des DOMS, la contraction de type excentrique et l'ajout d'une charge lors de la réalisation du mouvement semblent nécessaires pour s'assurer que le protocole fonctionne. En 2002, Udermann et al ont étudié 3 protocoles pour induire des DOMS. Trois groupes de 18 participants ont effectué deux fois 25 répétitions d'extension lombaire chargées à 100% de leur MVC pour le groupe un, quatre fois 25 répétitions chargées à 40% pour le groupe deux et 10 fois 10 répétitions chargées à 40% pour le groupe trois. Un suivi toutes les 6 heures pour 66 heures sur échelle numérique simple et échelle de Likert montre que le groupe un (quatre fois 25 répétitions chargées à 40%) avait significativement plus de courbature. Les participants des groupes deux et trois ont déclaré un pic de courbature plus précoce que le groupe un pour qui le pic se situait entre 45 et 48h en moyenne. Abboud et al. ont également testé, sur 24 participants, l'efficacité d'un protocole de quatre séries de 25 répétitions chargées à 10% de leur

MVC (Abboud et al., 2019). Des mesures de PPT (Pressure Point Treshold) aux segments vertébraux L2, L4 et au vaste médial (Contrôle) et des mesures de MVC ont été effectuées et révèlent que ce type de protocole permet un pic de courbature autour des 28h après réalisation du protocole comme le montre la figure 3 de la revue de la littérature. Abboud et al. montrent également une diminution du seuil de douleur en regard de L2 et L4 et une diminution de la MVC. A notre connaissance, aucune étude n'avait utilisé un pourcentage du poids de corps pour calculer la charge additionnelle. Cette méthode a également fonctionné puisque le protocole d'induction de DOMS mis en place a permis de créer l'effet attendu pour tous les participants sans avoir à mesurer la MVC. En effet, tous les participants déclarent une sensation de courbature sur l'échelle de Likert allant de un à cinq dans les 24 à 48h. Ce protocole est donc adapté au design de l'étude et permet d'obtenir un niveau de courbature modéré tout en s'affranchissant de la mesure de la MVC pour le calcul de la charge.

### **La rigidité vertébrale**

Les résultats de notre étude montrent une augmentation significative de la rigidité vertébrale lors de la seconde session soit 24 à 48h après la réalisation du protocole d'induction de DOMS. Les deux paramètres représentant directement la rigidité, à savoir la rigidité brute et la rigidité polynomiale sont significativement diminués avec une taille d'effet modérée à grande. C'est, à notre connaissance, la première étude sur la relation entre les DOMS et la rigidité vertébrale. En 2016, Wong et al. ont réalisé une étude sur la rigidité vertébrale, la douleur expérimentale et les comportements neuromusculaires de 6 muscles stabilisateurs du rachis pendant

l'indentation vertébrale, et ce, sur 9 participants (Wong et al., 2016). L'appareil utilisé dans le cadre de notre étude est l'évolution du dispositif dont se sont servis Wong et son équipe. Cependant, la douleur expérimentale avait été induite par une technique d'injection de solution iso (contrôle) ou hypertonique (douloureuse) dans les ligaments interépineux de L3 à L5. Les résultats de l'étude de Wong et al. avaient montré une augmentation significative de la rigidité vertébrale, de la douleur et de l'activation des muscles stabilisateurs du rachis (donc les érecteurs du rachis) directement après injection de solution hypertonique. Après 25 minutes, tous ces paramètres revenaient à leur niveau initial. En présence de douleur lombaire clinique, la rigidité vertébrale a été étudiée et les résultats sont disparates. En effet, si certains auteurs ne montrent pas de différence significative de rigidité entre les patients symptomatique et les individus qui ne présentent pas de lombalgie (Owens et al., 2007), d'autres études montrent une augmentation de la rigidité pendant l'épisode douloureux (Brodeur & Delre, 1999; Ferreira et al., 2009; Latimer et al., 1996). La variété des techniques de mesures, des populations et le manque de sous-groupage des participants atteints de NSLBP pourraient être autant de biais méthodologiques. A notre connaissance, seule une étude a utilisé les techniques d'indentation en position allongée sur une population de personnes atteintes de NSLBP en les suivant dans le temps. En effet, en 2015, Wong et al. ont suivi sur sept jours, 32 participants atteints de NSLBP qui ont reçu deux sessions de manipulation vertébrale (Wong et al., 2015). Ceux ayant démontré une amélioration > 30% au Modified Disability Oswestry Index (mODI) ont été classés comme « répondant ». Dans ce groupe, les auteurs ont observé que l'amélioration fonctionnelle

quantifiée par le mODI s'accompagnait d'une diminution significative de la rigidité vertébrale. Bien que plus d'études utilisant des appareils d'indentations mécaniques fiables et précis doivent être menées, les études précédemment citées, tout comme la nôtre, permettent de renforcer le statut de la rigidité vertébrale comme un marqueur de suivi du cours de la douleur lombaire.

### **Les ratios du phénomène de flexion-relaxation**

Les ratios de flexion relaxation en Extension et en Flexion (ERR et FRR) ont été proposés comme outils cliniques de diagnostic ou de suivi des NSLBP (Colloca & Hinrichs, 2005) puisqu'ils présentent de très bonnes sensibilités et spécificités dans la détection de cette condition (Gouteron et al., 2023a). En effet, dans leur revue de la littérature sur le ratio de flexion relaxation et les NSLBP, Gouteron et al. rapportaient en 2022 des ratios allant de 2,1 (0,7) à 7,12 (9) pour les études (n= 7) ayant utilisé la même méthode de calcul celle utilisé dans ce mémoire. Ces valeurs, bien que légèrement inférieurs sont similaires aux nôtres (voir figure 13) et la plupart de ces mesures ont été réalisées au niveau L1/L2 (Gouteron et al., 2022). Les niveaux vertébraux allant de L1 à L3 sont souvent considérés comment étant correspondant aux érecteurs du rachis quand les niveaux L4 à S1 correspondraient au muscles multifides. Les ratios de flexions relaxation dans le présent mémoire sont similaire à ceux décrit dans les études citées dans la revue publiée par Gouteron et al. tant pour les niveaux L1/L2 et L3 (Erecteurs du rachis) que pour les niveau inférieurs (multifides) (Gouteron et al., 2022). La mesure du phénomène de flexion relaxation ne semble pas être affectée par le niveau vertébrale dans une population de participants asymptomatiques (Schinkel-Ivy, Nairn, & Drake,

2014). Cependant, chez des participants atteints de NSLBP, on observe un ratio flexion relaxation altéré chez une proportion variable de participants allant 23,65% au niveau L1 à 56% au niveau L5 (Mannion, Taimela, Müntener, & Dvorak, 2001). La complexité et la variabilité des dispositions anatomiques de la zone pourraient expliquer ces phénomènes. De plus, et comme évoqué plus tôt dans ce mémoire, les phénomènes d'adaptation à la douleur pourraient intervenir en modifiant le patron de recrutement intramusculaire. Cela pourrait expliquer, que si la tendance est toujours la même avec une altération du FRP, l'amplitudes des ratios varie fortement selon les populations étudiées et les conditions expérimentales.

Cela étant dit, les études concernant les ratios de flexion relaxation et les douleurs expérimentales sont rares. En 2013, Horn et Bishop ont observé, chez 51 participants, l'impact des DOMS à 24h et 48h à l'aide de trois paramètres : [1] l'ERR, [2] l'angle total de flexion du tronc et [3] l'angle au straight leg raise test. Les auteurs concluent que s'ils observent bien une diminution significative de l'angle total de flexion du tronc, l'ERR diminue de manière non significative. Les angles de début et de fin du silence myoélectrique n'étaient malheureusement pas évalués lors de cette étude.

Dans l'étude de Wong précédemment citée, le suivi par EMG de plusieurs groupes de muscles a permis de montrer une augmentation de l'activation des muscles érecteurs du rachis durant le processus d'indentation en présence de douleur lombaire expérimentale comme présenté dans la figure 15. Cela peut également être mis en parallèle avec les résultats obtenus dans la présente étude. En effet, bien que les ratios de flexions relaxation ne présentent pas d'évolution significative après DOMS, le retard

dans l'apparition du silence myoélectrique caractérisant le FRP témoigne d'une augmentation de stabilisation active du rachis en présence de douleur lombaire.

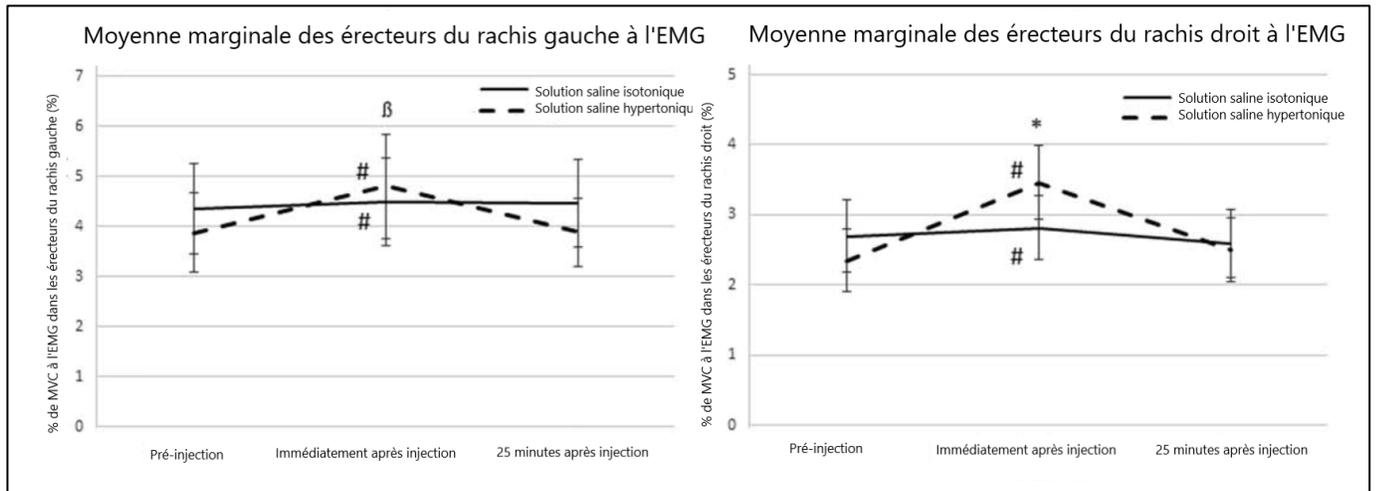


Figure 15: Augmentation de l'activation des muscles érecteurs du rachis avec douleur expérimentale

Douleur expérimentale sous forme d'injection de solution hypertonique dans les ligaments interépineux de L3 à L5. Pas de différences significatives pour les injections de solution isotonique). (Wong et al., 2016)

### La cinématique du phénomène de flexion relaxation

En 2008, Descarreaux et al. ont étudié l'effet de la fatigue musculaire des érecteurs du rachis sur le phénomène de flexion relaxation (Descarreaux, Lafond, Jeffrey-Gauthier, Centomo, & Cantin, 2008). Les ratios n'ont pas été calculés mais les angles de début et de fin du silence myoélectrique étaient alors respectivement diminués et augmentés en présence de fatigue musculaire générée grâce au protocole de fatigue de Sorenson qui consiste en un maintien maximal de la position horizontale avec le membre inférieur fixé sur la table et le tronc et les membres supérieurs dans le vide. En 2010, Dubois et al. ont induit chez deux groupes de patients présentant ou non des NSLBP des douleurs lombaires par stimulation nociceptive sous forme de chaleur

(Dubois et al., 2011). Les résultats de ces études suggèrent que la douleur expérimentale induite sous cette forme provoque les mêmes adaptations neuromusculaire dans les deux groupes et donc que ce type de douleur expérimentale est intéressant pour étudier la neurophysiologie des NSLBP. Cependant, le groupe atteint de NSLBP avait une contribution de la hanche plus importante dans la tâche de flexion, traduisant potentiellement une redistribution du rôle de chaque articulation dans la flexion du tronc et donc une flexion rachidienne lombaire moins importante alors que la flexion totale demeurerait inchangée. Plus récemment, Howarth et al. ont étudié le fluage viscoélastique des éléments passifs du rachis dans une tâche de flexion répétée 125 cycles et concluent à l'inverse une stabilisation active prolongée dans le phénomène de flexion relaxation (Howarth, Kingston, Brown, & Graham, 2013). Dans notre étude, comme pour Howarth et al., le silence myoélectrique apparaît à un angle plus important en cas de DOMS. Cela pourrait être dû à une suractivation des muscles érecteurs du rachis par phénomène d'adaptation à la douleur (Paul W. Hodges & Tucker, 2011). Cependant, il est aussi possible que le fluage viscoélastique potentiellement créé par la réalisation de notre protocole de DOMS (répétition de cycle de flexion-extension) ait eu un impact sur la cinématique du phénomène de flexion relaxation dans les 24h à 48h suivantes. En effet, les 45° de flexion rachidienne demandés dans le protocole correspondent à un engagement principalement de la mobilité lombaire alors que la suite d'un mouvement de flexion du tronc engage plus la mobilité de hanche (Esola, McClure, Fitzgerald, & Siegler, 1996).

Bien que les ratios de flexion relaxation en présence de DOMS ne semblent pas altéré dans notre étude, l'augmentation de l'angle de début du silence myoélectrique ainsi que l'augmentation de la rigidité vertébrale lombaire traduisent une adaptation neuromusculaire du rachis lombaire à la douleur expérimentale comme cela a pu être observé dans les populations atteintes de NSLBP. Cela souligne la pertinence des DOMS comme une modalité intéressante de douleur expérimentale tout en posant la question de la contribution du fluage viscoélastique induit par le protocole dans les éléments passifs du rachis lombaire dans les résultats.

### **Force et limites**

A notre connaissance, cette étude est la première à mettre en relation la rigidité vertébrale, le phénomène de flexion relaxation et la cinématique associée en cas de DOMS. L'appareil utilisé pour la mesure de la rigidité vertébrale permet une évaluation fiable, précise et standardisée limitant le risque de biais. De même, les échelles utilisées pour l'évaluation de l'impact des DOMS sont largement utilisées et semblent pertinentes pour ce type d'application (Bijur et al., 2001; Impellizzeri & Maffiuletti, 2007). Enfin, bien que l'utilisation de matrice d'électromyographie haute densité donne maintenant accès à de nouveaux paramètres dans l'étude de la fonction musculaire, les électrodes bipolaires, majoritairement utilisées dans les études sur le FRP sont un outil adapté, simple et fiable pour l'évaluation du phénomène de flexion relaxation (Gouteron et al., 2023a; Luca, 1997; P. Watson et al., 1997). Cependant le recrutement des participants parmi la population étudiante et le personnel de l'Institut Franco-Européen de Chiropraxie, et la moyenne d'âge plutôt jeune limite la généralisation des résultats à la

population générale. Enfin, une tentative d'évaluer le niveau d'activité physique a été faite, jugé comme un facteur potentiellement confondant, mais l'outil utilisé n'était pas adapté. En effet, le questionnaire utilisé n'a fait l'objet d'aucune publication pouvant témoigner de sa validité scientifique. La solution aurait été d'utiliser un questionnaire valide comme l'International Physical Activity Questionnaire dans sa forme longue ou courte (IPAQ) qui a été validé (Cleland, Ferguson, Ellis, & Hunter, 2018; Tomioka, Iwamoto, Saeki, & Okamoto, 2011). Il aurait été intéressant d'évaluer ce facteur qui semble avoir un impact sur le FRP (Yangzheng Li et al., 2023).

### **Applications cliniques**

Les conclusions de cette étude suggèrent une augmentation de la rigidité vertébrale en présence de DOMS et confortent l'idée selon laquelle les paramètres de la rigidité vertébrale permettent de suivre le cours de la douleur lombaire. Largement utilisé par les professionnels de la thérapie manuelle, la rigidité vertébrale permet d'évaluer l'incapacité fonctionnelle et est utilisée comme critère un des critères visant à déterminer la pertinence d'effectuer une manipulation vertébrale à visée thérapeutique.

L'augmentation de l'angle de début du silence myoélectrique, qu'il soit dû au fluage viscoélastique induit par le protocole de DOMS ou au phénomène d'adaptation à la douleur, confirme le changement de comportement neuromusculaire en cas de douleur lombaire et/ou de sollicitations répétées des éléments passifs du rachis.

Les études suivantes devraient donc, à travers un échantillon plus large et plus représentatif, étudier le sous-groupage et les facteurs confondants de la mesure de la rigidité et du FRP. Cette étude doit également encourager les prochaines études portant

sur le FRP à mesurer de manière systématique la cinématique associée. Il serait également intéressant de différencier la contribution de la hanche et du rachis lombaire avec un système de mesure plus précis pour mieux comprendre l'impact des DOMS sur les éléments rachidiens en eux même.

## **CHAPITRE 9 : CONCLUSION**

Ce mémoire étude a donc permis de mettre en évidence l'augmentation de la rigidité vertébrale lombaire en présence de DOMS. Les ratios de flexion relaxation ne sont pas modifiés mais la contraction prolongée des érecteurs du rachis dans le mouvement de flexion se traduit par une augmentation de l'angle de début du silence myoélectrique en présence de DOMS. Ces deux paramètres signent la modification des schémas de mouvement par des adaptations physiologiques et motrice en présence de douleur.

## BILBIOGRAPHIE

- Abboud, J., Lessard, A., & Descarreaux, M. (2021). Superficial lumbar muscle recruitment strategies to control the trunk with delayed-onset muscle soreness. *European Journal of Applied Physiology*, 121(9), 2573-2583. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04732-2>
- Abboud, J., Lessard, A., Piché, M., & Descarreaux, M. (2019). Paraspinal muscle function and pain sensitivity following exercise-induced delayed-onset muscle soreness. *European Journal of Applied Physiology*, 119(6), 1305-1311. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04117-6>
- Alschuler, K. N., Neblett, R., Wiggert, E., Haig, A. J., & Geisser, M. E. (2009a). Flexion-relaxation and Clinical Features Associated With Chronic Low Back Pain : A Comparison of Different Methods of Quantifying Flexion-relaxation. *The Clinical Journal of Pain*, 25(9), 760-766. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e3181b56db6>
- Alschuler, K. N., Neblett, R., Wiggert, E., Haig, A. J., & Geisser, M. E. (2009b). Flexion-relaxation and Clinical Features Associated With Chronic Low Back Pain : A Comparison of Different Methods of Quantifying Flexion-relaxation. *The Clinical Journal of Pain*, 25(9), 760-766. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e3181b56db6>
- Bank, P. j. m., Peper, C. e., Marinus, J., Beek, P. j., & van Hilten, J. j. (2013). Motor consequences of experimentally induced limb pain : A systematic review. *European Journal of Pain*, 17(2), 145-157. <https://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2012.00186.x>
- Bijur, P. E., Silver, W., & Gallagher, E. J. (2001). Reliability of the Visual Analog Scale for Measurement of Acute Pain. *Academic Emergency Medicine*, 8(12), 1153-1157. <https://doi.org/10.1111/j.1553-2712.2001.tb01132.x>
- Brodeur, R., & Delre, L. (1999). Stiffness of the Thoracolumbar Spine for Subjects with and without Low Back Pain. *JNMS - Journal of the Neuromusculoskeletal System*, 7, 127-133.
- Brown, B. T., Blacke, A., Carroll, V., Graham, P. L., Kawchuk, G., Downie, A., & Swain, M. (2017a). The comfort and safety of a novel rolling mechanical indentation device for the measurement of lumbar trunk stiffness in young adults. *Chiropractic & Manual Therapies*, 25, 21. <https://doi.org/10.1186/s12998-017-0153-z>
- Brown, B. T., Blacke, A., Carroll, V., Graham, P. L., Kawchuk, G., Downie, A., & Swain, M. (2017b). The comfort and safety of a novel rolling mechanical indentation device for the measurement of lumbar trunk stiffness in young adults. *Chiropractic & Manual Therapies*, 25(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s12998-017-0153-z>
- Cabrera, C. (n.d.). Analyse du signal myoélectrique pour l'évaluation de la fatigue périphérique chez des nageurs de haut niveau en demi-fond : Étude des

- variations électromyographiques et cinématiques sur un test à dominante aérobie d'un nageur expert.
- Cheung, K., Hume, P., & Maxwell, L. (2003). Delayed onset muscle soreness : Treatment strategies and performance factors. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(2), 145-164. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333020-00005>
- Cleland, C., Ferguson, S., Ellis, G., & Hunter, R. F. (2018). Validity of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) for assessing moderate-to-vigorous physical activity and sedentary behaviour of older adults in the United Kingdom. *BMC Medical Research Methodology*, 18(1), 176. <https://doi.org/10.1186/s12874-018-0642-3>
- Colloca, C. J., & Hinrichs, R. N. (2005). The Biomechanical and Clinical Significance of the Lumbar Erector Spinae Flexion-Relaxation Phenomenon : A Review of Literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 623-631. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.005>
- Coudreuse, J. M., Dupont, P., & Nicol, C. (2004). Douleurs musculaires posteffort. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 47(6), 290-298. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2004.05.012>
- Descarreaux, M., Lafond, D., & Cantin, V. (2010). Changes in the flexion-relaxation response induced by hip extensor and erector spinae muscle fatigue. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 112. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-112>
- Descarreaux, M., Lafond, D., Jeffrey-Gauthier, R., Centomo, H., & Cantin, V. (2008). Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9(1), 10. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-10>
- Dubois, J.-D., Piché, M., Cantin, V., & Descarreaux, M. (2011). Effect of experimental low back pain on neuromuscular control of the trunk in healthy volunteers and patients with chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 774-781. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.004>
- Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K., & Siegler, S. (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine*, 21(1), 71-78. <https://doi.org/10.1097/00007632-199601010-00017>
- Ferreira, M. L., Ferreira, P. H., Latimer, J., Herbert, R. D., Maher, C., & Refshauge, K. (2009). Relationship between spinal stiffness and outcome in patients with chronic low back pain. *Manual Therapy*, 14(1), 61-67. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.09.013>
- Floyd, W. F., & Silver, P. H. S. (1955). The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *The Journal of Physiology*, 129(1), 184-203.
- Flynn, T., Fritz, J., Whitman, J., Wainner, R., Magel, J., Rendeiro, D., ... Allison, S. (2002). A clinical prediction rule for classifying patients with low back pain who demonstrate short-term improvement with spinal manipulation. *Spine*, 27(24), 2835-2843. <https://doi.org/10.1097/00007632-200212150-00021>

- Gouteron, A., Tabard-Fougère, A., Bourredjem, A., Casillas, J.-M., Armand, S., & Genevay, S. (2022). The flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain : Prevalence, reproducibility and flexion–extension ratios. A systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, *31*(1), 136-151. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-06992-0>
- Gouteron, A., Tabard-Fougère, A., Moissenet, F., Bourredjem, A., Rose-Dulcina, K., Genevay, S., ... Armand, S. (2023a). Sensitivity and specificity of the flexion and extension relaxation ratios to identify altered paraspinal muscles' flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *68*, 102740. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102740>
- Gouteron, A., Tabard-Fougère, A., Moissenet, F., Bourredjem, A., Rose-Dulcina, K., Genevay, S., ... Armand, S. (2023b). Sensitivity and specificity of the flexion and extension relaxation ratios to identify altered paraspinal muscles' flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *68*, 102740. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102740>
- Graven-Nielsen, T. (2006). Fundamentals of muscle pain, referred pain, and deep tissue hyperalgesia. *Scandinavian Journal of Rheumatology. Supplement*, *122*, 1-43. <https://doi.org/10.1080/03009740600865980>
- Graven-Nielsen, Thomas, Arendt-Nielsen, L., Svensson, P., & Jensen, T. S. (1997). Experimental Muscle Pain : A Quantitative Study of Local and Referred Pain in Humans Following Injection of Hypertonic Saline. *Journal of Musculoskeletal Pain*, *5*(1), 49-69. [https://doi.org/10.1300/J094v05n01\\_04](https://doi.org/10.1300/J094v05n01_04)
- Gupta, A. (2001). Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *Journal of Biomechanics*, *34*(4), 491-496. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00213-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00213-X)
- Hadizadeh, M., Kawchuk, G., & French, S. (2021). A consensus approach toward the standardization of spinal stiffness measurement using a loaded rolling wheel device : Results of a Delphi study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *22*(1), 436. <https://doi.org/10.1186/s12891-021-04313-6>
- Haneline, M. T., & Young, M. (2009). A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation : A literature synthesis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *32*(5), 379-386. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2009.04.010>
- Harsted, S., Nyirö, L., Downie, A., Kawchuk, G. N., O'Neill, S., Holm, L., & Nim, C. G. (2021). Posterior to anterior spinal stiffness measured in a sample of 127 secondary care low back pain patients. *Clinical Biomechanics*, *87*, 105408. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105408>
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., ... Lancet Low Back Pain Series Working Group. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet (London, England)*, *391*(10137), 2356-2367. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30480-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30480-X)

- Hidalgo, B., Gilliaux, M., Poncin, W., & Detrembleur, C. (2012). Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44(9), 756-763. <https://doi.org/10.2340/16501977-1015>
- Hidalgo, B., Hall, T., Nielens, H., & Detrembleur, C. (2014). Intertester agreement and validity of identifying lumbar pain provocative movement patterns using active and passive accessory movement tests. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 37(2), 105-115. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2013.09.006>
- Hodges, P. W., Coppeters, M. W., MacDonald, D., & Cholewicki, J. (2013). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. *European Journal of Pain (London, England)*, 17(8), 1138-1146. <https://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2013.00286.x>
- Hodges, Paul W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain : A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(3 Suppl), S90-S98. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>
- Hofstetter, L., Häusler, M., Wirth, B., & Swanenburg, J. (2018). Instrumented Measurement of Spinal Stiffness : A Systematic Literature Review of Reliability. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 41(8), 704-711. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2018.03.002>
- Horn, M. E., & Bishop, M. D. (2013). Flexion Relaxation Ratio Not Responsive to Acutely Induced Low Back Pain from a Delayed Onset Muscle Soreness Protocol. *ISRN Pain*, 2013, 617698. <https://doi.org/10.1155/2013/617698>
- Hotfiel, T., Freiwald, J., Hoppe, M. W., Lutter, C., Forst, R., Grim, C., ... Heiss, R. (2018). Advances in Delayed-Onset Muscle Soreness (DOMS) : Part I: Pathogenesis and Diagnostics. *Sportverletzung Sportschaden : Organ Der Gesellschaft Fur Orthopadisch-Traumatologische Sportmedizin*, 32(4), 243-250. <https://doi.org/10.1055/a-0753-1884>
- Houle, M., Daneau, C., Lessard, A., Mercier, M.-A., Descarreaux, M., & Abboud, J. (2020). Short-term effect of delayed-onset muscle soreness on trunk proprioception during force reproduction tasks in a healthy adult population : A crossover study. *European Journal of Applied Physiology*, 120(1), 181-190. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04262-y>
- Howarth, S. J., Kingston, D. C., Brown, S. H. M., & Graham, R. B. (2013). Viscoelastic creep induced by repetitive spine flexion and its relationship to dynamic spine stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(4), 794-800. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.04.002>
- Impellizzeri, F. M., & Maffiuletti, N. A. (2007). Convergent evidence for construct validity of a 7-point likert scale of lower limb muscle soreness. *Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 17(6), 494-496. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31815aed57>

- Jun, P., Pagé, I., Vette, A., & Kawchuk, G. (2020). Potential mechanisms for lumbar spinal stiffness change following spinal manipulative therapy : A scoping review. *Chiropractic & Manual Therapies*, 28(1), 15. <https://doi.org/10.1186/s12998-020-00304-x>
- Kawchuk, G. N., Miazga, S., Pagé, I., Swain, M., De Carvalho, D., Funabashi, M., ... Wong, A. (2019). Clinicians' Ability to Detect a Palpable Difference in Spinal Stiffness Compared With a Mechanical Device. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 42(2), 89-95. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.02.002>
- Latimer, J., Lee, M., Adams, R., & Moran, C. M. (1996). An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 19(9), 587-591.
- Lee, H., Hübscher, M., Moseley, G. L., Kamper, S. J., Traeger, A. C., Mansell, G., & McAuley, J. H. (2015). How does pain lead to disability? A systematic review and meta-analysis of mediation studies in people with back and neck pain. *Pain*, 156(6), 988-997. <https://doi.org/10.1097/j.pain.000000000000146>
- Lewis, P. B., Ruby, D., & Bush-Joseph, C. A. (2012). Muscle Soreness and Delayed-Onset Muscle Soreness. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 255-262. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.09.009>
- Li, Yangzheng, Pei, J., Li, C., Wu, F., & Tao, Y. (2023). The association between different physical activity levels and flexion-relaxation phenomenon in women : A cross-sectional study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 15, 62. <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00665-9>
- Li, Yapeng, Yu, J., Zhang, J., Zhang, Z., & Wang, X. (2022). Quantifying the stiffness of lumbar erector spinae during different positions among participants with chronic low back pain. *PLoS ONE*, 17(6), e0270286. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0270286>
- Lima, M., Ferreira, A. S., Reis, F. J. J., Paes, V., & Meziat-Filho, N. (2018). Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait & Posture*, 61, 250-256. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.021>
- Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. <https://doi.org/10.1123/JAB.13.2.135>
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G., & Stohler, C. S. (1991). The pain-adaptation model : A discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 69(5), 683-694. <https://doi.org/10.1139/y91-102>
- Mannion, A. F., Taimela, S., Müntener, M., & Dvorak, J. (2001). Active Therapy for Chronic Low Back Pain : Part 1. Effects on Back Muscle Activation, Fatigability, and Strength. *Spine*, 26(8), 897.
- McGorry, R. W., & Lin, J.-H. (2012). Flexion Relaxation and Its Relation to Pain and Function over the Duration of a Back Pain Episode. *PLOS ONE*, 7(6), e39207. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0039207>

- Mista, C., Laugero, S., Adur, J., Andersen, O., & Biurrun Manresa, J. (2019). *A New Experimental Model Of Muscle Pain In Humans Based On Short-Wave Diathermy*. (S.l.): (s.n.). <https://doi.org/10.1101/537878>
- Mizumura, K., & Taguchi, T. (2016). Delayed onset muscle soreness : Involvement of neurotrophic factors. *The Journal of Physiological Sciences*, *66*(1), 43-52. <https://doi.org/10.1007/s12576-015-0397-0>
- Moissenet, F., Armand, S., & Genevay, S. (2023). Measurement properties of 72 movement biomarkers aiming to discriminate non-specific chronic low back pain patients from an asymptomatic population. *Scientific Reports*, *13*, 6483. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-33504-5>
- Moissenet, F., Rose-Dulcina, K., Armand, S., & Genevay, S. (2021). A systematic review of movement and muscular activity biomarkers to discriminate non-specific chronic low back pain patients from an asymptomatic population. *Scientific Reports*, *11*, 5850. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-84034-x>
- Neblett, R., Brede, E., Mayer, T. G., & Gatchel, R. J. (2013). WHAT IS THE BEST SURFACE EMG MEASURE OF LUMBAR FLEXION-RELAXATION FOR DISTINGUISHING CHRONIC LOW BACK PAIN PATIENTS FROM PAIN-FREE CONTROLS? *The Clinical journal of pain*, *29*(4), 334-340. <https://doi.org/10.1097/AJP.0b013e318267252d>
- Nicholas, M., Vlaeyen, J. W. S., Rief, W., Barke, A., Aziz, Q., Benoliel, R., ... The IASP Taskforce for the Classification of Chronic Pain. (2019). The IASP classification of chronic pain for ICD-11 : Chronic primary pain. *Pain*, *160*(1), 28-37. <https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000001390>
- Nielsen, J., Glissmann Nim, C., O'Neill, S., Boyle, E., Hartvigsen, J., & Kawchuk, G. N. (2020a). Self-reports vs. Physical measures of spinal stiffness. *PeerJ*, *8*, e9598. <https://doi.org/10.7717/peerj.9598>
- Nielsen, J., Glissmann Nim, C., O'Neill, S., Boyle, E., Hartvigsen, J., & Kawchuk, G. N. (2020b). Self-reports vs. Physical measures of spinal stiffness. *PeerJ*, *8*, e9598. <https://doi.org/10.7717/peerj.9598>
- Nim, C. G., O'Neill, S., Geltoft, A. G., Jensen, L. K., Schiøttz-Christensen, B., & Kawchuk, G. N. (2021). A cross-sectional analysis of persistent low back pain, using correlations between lumbar stiffness, pressure pain threshold, and heat pain threshold. *Chiropractic & Manual Therapies*, *29*(1), 34. <https://doi.org/10.1186/s12998-021-00391-4>
- Owens, E. F., DeVocht, J. W., Gudavalli, M. R., Wilder, D. G., & Meeker, W. C. (2007). Comparison of Posteroanterior Spinal Stiffness Measures to Clinical and Demographic Findings at Baseline in Patients Enrolled in a Clinical Study of Spinal Manipulation for Low Back Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *30*(7), 493-500. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2007.07.009>
- Pagé, I., & Kawchuk, G. (2021). Effects of muscle activity on lumbar spinal stiffness in asymptomatic adults : An investigation using a novel rolling device.

- Musculoskeletal Science and Practice*, 52, 102301.  
<https://doi.org/10.1016/j.msksp.2020.102301>
- Prasartwuth, O., Taylor, J., & Gandevia, S. (2005). Maximal force, voluntary activation and muscle soreness after eccentric damage to human elbow flexor muscles. *The Journal of Physiology*, 567(Pt 1), 337-348.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2005.087767>
- Raja, S. N., Carr, D. B., Cohen, M., Finnerup, N. B., Flor, H., Gibson, S., ... Vader, K. (2020). The revised International Association for the Study of Pain definition of pain : Concepts, challenges, and compromises. *Pain*, 161(9), 1976-1982.  
<https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000001939>
- Ringheim, I., Austein, H., Indahl, A., & Roeleveld, K. (2015). Postural strategy and trunk muscle activation during prolonged standing in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*, 42(4), 584-589.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.008>
- Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D., Armand, S., & Vuillerme, N. (2020). Flexion-Relaxation Ratio Asymmetry and Its Relation With Trunk Lateral ROM in Individuals With and Without Chronic Nonspecific Low Back Pain. *Spine*, 45(1), E1. <https://doi.org/10.1097/BRS.00000000000003196>
- Sarti, M. A., Lisón, J. F., Monfort, M., & Fuster, M. A. (2001). Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine*, 26(18), E421-426. <https://doi.org/10.1097/00007632-200109150-00019>
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B. C., & Drake, J. D. M. (2014). Quantification of the Lumbar Flexion-Relaxation Phenomenon : Comparing Outcomes of Lumbar Erector Spinae and Superficial Lumbar Multifidus in Standing Full Trunk Flexion and Slumped Sitting Postures. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 37(7), 494-501. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2014.07.003>
- Snodgrass, S. J., Haskins, R., & Rivett, D. A. (2012). A structured review of spinal stiffness as a kinesiological outcome of manipulation : Its measurement and utility in diagnosis, prognosis and treatment decision-making. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(5), 708-723.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.04.015>
- Stanton, T. R., & Kawchuk, G. N. (2009). Reliability of assisted indentation in measuring lumbar spinal stiffness. *Manual Therapy*, 14(2), 197-205.  
<https://doi.org/10.1016/j.math.2008.01.011>
- Thomas, J. S., & France, C. R. (2008). The relationship between pain-related fear and lumbar flexion during natural recovery from low back pain. *European Spine Journal*, 17(1), 97-103. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0532-6>
- Tomioka, K., Iwamoto, J., Saeki, K., & Okamoto, N. (2011). Reliability and validity of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) in elderly adults : The Fujiwara-kyo Study. *Journal of Epidemiology*, 21(6), 459-465.  
<https://doi.org/10.2188/jea.je20110003>
- Tsao, H., Tucker, K. J., & Hodges, P. W. (2011). Changes in excitability of corticomotor inputs to the trunk muscles during experimentally-induced acute

- low back pain. *Neuroscience*, 181, 127-133.  
<https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.02.033>
- Tsao, Henry, Tucker, K. J., Coppieters, M. W., & Hodges, P. W. (2010). Experimentally induced low back pain from hypertonic saline injections into lumbar interspinous ligament and erector spinae muscle. *Pain*, 150(1), 167-172.  
<https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.04.023>
- Udermann, B., Mayer, J., Graves, J. E., & Ploutz-Synder, L. L. (2002). Development of an exercise protocol to elicit delayed-onset muscle soreness in the lumbar extensors. *Int Sports J*, 128-135.
- Vickers, A. (2001). Time course of muscle soreness following different types of exercise. *BMC musculoskeletal disorders*, 2, 5. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-2-5>
- Vos, T., Flaxman, A. D., Naghavi, M., Lozano, R., Michaud, C., Ezzati, M., ... Murray, C. J. (2012). Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990–2010 : A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, 380(9859), 2163-2196.  
[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61729-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61729-2)
- Watson, P., Booker, C., Main, C., & Chen, A. (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.  
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00065-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00065-X)
- Watson, P. J., Booker, C. K., Main, C. J., & Chen, A. C. N. (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. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00065-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00065-X)
- Williams, A. C. de C., & Craig, K. D. (2016). Updating the definition of pain. *Pain*, 157(11), 2420-2423. <https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000000613>
- Wong, A. Y. L., Kawchuk, G., Parent, E., & Prasad, N. (2013). Within- and between-day reliability of spinal stiffness measurements obtained using a computer controlled mechanical indenter in individuals with and without low back pain. *Manual Therapy*, 18(5), 395-402. <https://doi.org/10.1016/j.math.2013.02.003>
- Wong, A. Y. L., Parent, E. C., Dhillon, S. S., Prasad, N., & Kawchuk, G. N. (2015). Do participants with low back pain who respond to spinal manipulative therapy differ biomechanically from nonresponders, untreated controls or asymptomatic controls? *Spine*, 40(17), 1329-1337. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000981>
- Wong, A. Y. L., Parent, E. C., Prasad, N., Huang, C., Chan, K. M., & Kawchuk, G. N. (2016). Does experimental low back pain change posteroanterior lumbar spinal stiffness and trunk muscle activity? A randomized crossover study. *Clinical Biomechanics*, 34, 45-52. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.03.006>
- Xia, T., Long, C. R., Vining, R. D., Gudavalli, M. R., DeVocht, J. W., Kawchuk, G. N., ... Goertz, C. M. (2017). Association of lumbar spine stiffness and flexion-relaxation phenomenon with patient-reported outcomes in adults with chronic low back pain – a single-arm clinical trial investigating the effects of thrust spinal manipulation. *BMC*

*Complementary and Alternative Medicine*, 17, 303. <https://doi.org/10.1186/s12906-017-1821-1>

Young, A., Swain, M. S., Kawchuk, G. N., Wong, A. Y. L., & Downie, A. S. (2020). The bench-top accuracy of the VerteTrack spinal stiffness assessment device.

*Chiropractic & Manual Therapies*, 28(1), 42. <https://doi.org/10.1186/s12998-020-00331-8>

Zou, Z., Wang, Z., Herold, F., Kramer, A. F., Ng, J. L., Hossain, M. M., ... Kuang, J. (2023). Validity and reliability of the physical activity and social support scale among Chinese established adults. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 53, 101793. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2023.101793>

## ANNEXES

### Annexe A : Certification éthique Université Paris-Saclay



**Avis émis par le Comité d'Ethique pour la Recherche (CER) de  
l'Université Paris-Saclay**

Numéro de dossier : 467  
Titre de l'étude : Effet de l'exercice excentrique sur la rigidité rachidienne et les stratégies neuromusculaires des érecteurs du rachis sur sujets sains: étude pilote  
Date de l'étude : Avril 2023 à Août 2023  
Demandeur de l'étude : Arnaud Delafontaine  
Date de réception de la demande : 25/01/2023  
Etablissement et laboratoire de rattachement : CIAMS, Université Paris Saclay  
Lieu(x) de l'étude : Centre de soin en chiropraxie, IFEC, 26 boulevard Paul-Vaillant Couturier, 94200 Ivry-sur-Seine  
Version d'avis : 2  
Date d'émission de l'avis : 14/03/2023  
Avis précédemment donné (si pas 1ère évaluation) : 2

**Tenant compte des réponses et spécifications fournies par le demandeur, sur proposition des rapporteurs le comité adopte l'avis suivant :**

**Avis 1. Favorable.**

Le respect des mesures d'hygiène et de sécurité des expérimentations sont de la responsabilité de vos tutelles de site

**La référence associée à cet avis est la suivante : CER-Paris-Saclay-2023-001**

## Annexe B : Certification éthique Université du Québec à Trois-Rivières

 Savoir. Surprendre.	4335
<b>CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS</b>	
En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :	
<b>Titre :</b>	<b>Effet de l'exercice excentrique sur la rigidité rachidienne et les stratégies neuromusculaires des érecteurs du rachis sur sujets sains: étude pilote</b>
<b>Chercheur(s) :</b>	Martin Descarreaux Département des sciences de l'activité physique
<b>Organisme(s) :</b>	Aucun financement
<b>N° DU CERTIFICAT</b>	<b>CER-23-298-10.03</b>
<b>PÉRIODE DE VALIDITÉ :</b>	<b>Du 06 avril 2023                      au 06 avril 2024</b>
<b><u>En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :</u></b>	
<ul style="list-style-type: none"><li>- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;</li><li>- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;</li><li>- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;</li><li>- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.</li></ul>	
 Me Richard LeBlanc <b>Président du comité</b>	 Fanny Longpré <b>Secrétaire du comité</b>
<i>Décanat de la recherche et de la création</i>	<b>Date d'émission :</b> 06 avril 2023