UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

ADAPTATION DU RÉFLEXE D'ACTIVATION DES ÉRECTEURS DU RACHIS LOMBAIRE LORS DE PERTURBATIONS INATTENDUES RÉPÉTÉES

MÉMOIRE PRÉSENTÉ

COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR

AUDREY HAMEL

NOVEMBRE 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

MAÎTRISE EN SCIENCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

Direction de recherche :

Jacques Abboud, Ph. D. UQTR

Prénom et nom Directeur de recherche

Martin Descarreaux, Ph. D. UQTR

Prénom et nom Codirecteur de recherche

Jury d'évaluation

Martin Descarreaux, Ph. D. UQTR

Prénom et nom Évaluateur interne

Charles Tétreau, M. Sc. UQTR

Prénom et nom Évaluateur interne

Isabelle Pagé, Ph. D. UQTR

Prénom et nom Évaluatrice externe

RÉSUMÉ

La lombalgie est une condition endémique dont les mécanismes sont encore mal connus. C'est la cause principale d'invalidité au niveau mondial, avec une prévalence moyenne sur un an de 37 % et un pic d'incidence entre 40 et 65 ans (Hartvigsen et al., 2018). Elle est définie comme un symptôme et non une maladie en soi, et la cause initiale de la douleur est le plus souvent inconnue. On parlera donc généralement de lombalgie primaire chronique (Nicholas et al., 2019).

Les perturbations posturales inattendues, pour leur part, font partie intégrante du quotidien. Le système vertébral possède plusieurs stratégies pour maintenir sa stabilité dans un tel contexte, incluant notamment le sous-système passif (disques et ligaments), le sous-système actif (muscles) et le sous-système neural (contrôle neuromusculaire) (Panjabi, 1992). L'altération d'une de ces composantes peut entraîner une perte de fonction du système, et potentiellement l'apparition de douleur, notamment au niveau de la colonne lombaire (Cholewicki et al., 2005).

Hodges et Tucker (2011) ont proposé un modèle d'adaptation à la douleur qui considère les variations retrouvées entre les individus, proposant ainsi que l'activité musculaire se redistribue de façon intra et inter musculaire en contexte de douleur lombaire chronique. Cette redistribution se mesure notamment avec l'électromyographie de surface à haute densité (HDEMG), un outil émergent qui permet de mesurer plusieurs paramètres en lien avec l'activation musculaire, notamment l'amplitude de l'activation

musculaire réflexe dans un contexte de perturbations inattendues du tronc ainsi que le déplacement de l'activité musculaire (centroïde) (Falla et Gallina, 2020).

Dans un contexte de perturbations inattendues répétées du tronc, on retrouve généralement une adaptation de l'amplitude du réflexe d'activation musculaire des érecteurs du rachis lombaire chez des participants sans douleur au dos (Abboud et al., 2018; Abboud et al., 2023; Abboud, Nougarou, et al., 2016). À notre connaissance, aucune étude de ce genre n'a été réalisée auprès d'une population atteinte de lombalgie. L'objectif de ma maîtrise était de comparer l'adaptation de l'activité musculaire, avec l'HDEMG, des érecteurs du rachis lombaire, dans un contexte de perturbations posturales inattendues répétées, entre des individus sans douleur lombaire et des individus atteints de lombalgie. Pour ce faire, 40 participants adultes (20 participants sans douleur et 20 participants atteints de lombalgie), ont été soumis à 15 perturbations inattendues répétées du tronc, en direction antéro-postérieure, au laboratoire de neuromécanique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR). Le niveau d'incapacité et le niveau de douleur des participants atteints de lombalgie ont été mesurés respectivement avec le questionnaire Oswestry (Vogler et al., 2008) et l'échelle visuelle analogue (VAS).

Nos résultats démontrent une adaptation de l'amplitude du réflexe à gauche dans les deux groupes, mais ne nous permettent pas de conclure à une différence entre les deux groupes. Les participants atteints de lombalgie de notre étude présentaient un résultat de 13,05 ± 4,67 pour le questionnaire Oswerty, ce qui représente une incapacité minimale.

Des recherches futures seront nécessaires pour déterminer si une telle différence existe, possiblement avec des participants présentant des niveaux d'incapacité fonctionnelle plus élevés que dans notre étude. La connaissance liée au comportement des muscles lombaires en contexte de perturbations inattendues du tronc pourrait permettre, à long terme, l'établissement de protocoles de réadaptation propres à l'individu, et ainsi contribuer à diminuer l'incapacité et l'invalidité associées à la lombalgie primaire chronique.

Mots clés : lombalgie primaire chronique, HDEMG, pertubations posturales inattendues

TABLE DES MATIÈRES

1. INTRODUCTION 13

2. REVUE DE LA LITTÉRATURE 15

2.1 LOMBALGIE 15
2.1.1 Définition 15
2.1.2 Épidémiologie 15
2.1.3 Pathogénèse 16

2.2 STABILITÉ VERTÉBRALE 20
2.2.1 Stabilité vertébrale en contexte de douleur lombaire chronique 23

2.3 THÉORIE DE L'ADAPTATION MOTRICE À LA DOULEUR 25
2.3.1 Redistribution de l'activité musculaire 26

2.4 RÉPONSES NEUROMUSCULAIRES AUX PERTURBATIONS 27
2.4.1 Mesures neuromusculaires 27
2.4.2 Perturbations et réponses neuromusculaires en fonction du contexte 29
2.4.3 Perturbations et douleur lombaire 30

3. PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE 32

3.1 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES 33

4. MÉTHODOLOGIE 34

4.1 PARTICIPANTS 34

4.2. RECRUTEMENT 34

4.3 CONCEPTION DE L'ÉTUDE 35

4.4 PROTOCOLE DE PERTURBATIONS INATTENDUES RÉPÉTÉES DU TRONC 35

4.5 COLLECTE DE DONNÉES 37

4.6 ANALYSES 37
4.6.1 Amplitude du réflexe EMG (*Mean RMS*) 38
4.6.2 Distribution spatiale de l'activité musculaire 38

4.7 STATISTIQUES 39

5. RÉSULTATS 41

5.1 ADAPTATION À TRAVERS LES ESSAIS 43

6. DISCUSSION 46

6.1 ADAPTATION À TRAVERS LES ESSAIS 46

6.2. INFLUENCE DE LA DOULEUR 47

6.3 DIVERGENCES DANS LES STRATÉGIES D'ADAPTATIONS MOTRICES 49
6.4 PERSPECTIVES 52
6.5 CONSIDÉRATIONS MÉTHODOLOGIQUES 55
7. CONCLUSION 58
8. RÉFÉRENCES 59
9. ANNEXES lxvi

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Architecture des muscles lombaires 22

Figure 2 : Représentation schématique de deux matrices HDEMG de 64 électrodes 28

Figure 3 : Illustration du protocole de perturbations 36

Figure 4 : Signaux myoélectriques provenant des 64 électrodes de la matrice de gauche d'un participant sans douleur durant les A) 5 premières perturbations et les B) 5 dernières perturbations 39

Figure 5 : Représentation visuelle de l'adaptation de l'amplitude du réflexe EMG à gauche et à droite à travers les essais 44

Figure 6 : Représentation visuelle de l'adaptation de la position du centroïde à travers les essais 45

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Données démographiques et résultats des questionnaires pour les deux groupes (moyenne et écart-type) 42

Tableau 2 : Effet du temps, de groupe et de l'interaction sur l'amplitude du réflexe EMG..... 43

Tableau 3 : Effet du temps, de groupe et de l'interaction sur le déplacement du centroïde..... 43

Tableau 4 : Niveau d'incapacité selon les questionnaires du groupe atteint de lombalgie..... 48

LISTES DES ABBRÉVIATIONS

AVCI : années de vie corrigées de l'incapacité

EMG : électromyographie

HDEMG : *high density electromyography* (électromyographie à haute densité)

Ms : millisecondes

TSK : *Tampa scale of kinesiophobia*

PCS: *Pain catastrophising scale*

VAS : *Visual analogue scale*

CMVI : contraction maximale volontaire isométrique

IMC : indice de masse corporelle

APA : ajustement postural anticipé

APC : ajustement postural compensatoire

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier mes deux directeurs de recherche, Martin et Jacques. Merci d'avoir accepté de me diriger dans ce retour aux études un peu fou après 15 ans de pratique, plus ou moins éloignée de la sphère universitaire et du contexte entourant les études de cycle supérieur. Je me suis embarquée dans ce projet en partie grâce à votre support et à votre confiance en mes capacités.

Merci également à tous ceux qui ont participé au projet, particulièrement à Julien, Valentin et Stéphanie. Merci à mes collègues du laboratoire de biomécanique de l'UQTR. Un merci tout particulier à mes collègues de chez Neuractiv, vous avez été plus importants dans ce projet que ce que vous savez, ainsi que mes collègues de l'UQTR, particulièrement Danica et Josyane. Merci, du fond du cœur.

Plus que tout, merci à ma famille et mon entourage, dont le soutien a été indéfectible tout au long de ce projet un peu fou, d'une envergure insoupçonnée au départ. Papa, maman, merci d'avoir cru en moi, de m'avoir soutenue et épaulée à travers les études mais également à travers les aléas de la vie quotidienne.

Et finalement, le dernier mais non le moindre. Olivier, mon grand petit garçon, merci d'avoir été patient. Tout ça, je l'ai fait pour toi, pour pouvoir t'offrir la vie que tu mérites, pour te montrer que le travail et la persévérance vont toujours finir par permettre l'accomplissement de soi. Je suis fière de toi, et de nous.

1. INTRODUCTION

Les perturbations inattendues font partie intégrante de la vie quotidienne, comme lors de la pratique d'activité physique, le soulèvement de charge, ou plus simplement les aléas de la vie impliquant une surface humide sur laquelle on pourrait glisser, ou encore la présence d'un trou dans la route dans lequel on pourrait trébucher. Dans une telle situation, plusieurs mécanismes peuvent se mettre en place pour conserver l'équilibre et la stabilité du système vertébral.

Panjabi (1992) a décrit la stabilité vertébrale comme un système complexe impliquant entre autres les composantes musculaires et ligamentaires mais aussi le contrôle neuromusculaire nécessaire au maintien du système. L'altération de l'une ou l'autre de ces composantes peut potentiellement influencer la stabilité du système.

Une des conséquences possibles de l'altération d'une des composantes du système vertébral est l'apparition de douleur au niveau de la colonne vertébrale, incluant la colonne lombaire (Cholewicki et al., 2005). Les douleurs lombaires sont un enjeu bien connu dans notre société. La plupart des adultes ont ou auront une douleur lombaire au cours de leur existence (Hartvigsen et al., 2018). La majorité des gens se remettront d'un épisode de douleur lombaire aiguë dans les six semaines suivant son apparition. Cependant, jusqu'à 60 % des individus auront une douleur persistante ou des récurrences fréquentes après un an (Knezevic et al., 2021), et certaines personnes développeront une douleur chronique (douleur persistante pendant plus de 3 mois (Hartvigsen et al., 2018))

par la suite (Hoy et al., 2010). Pour une nouvelle douleur lombaire associée à une radiculopathie, entre 15 et 40 % des individus développeront une douleur chronique ou subiront des rechutes fréquentes (Knezevic et al., 2021). La lombalgie chronique est une conséquence d'interactions complexes entre des facteurs biologiques, psychologiques et sociaux (Knezevic et al., 2021). La lombalgie est une affection complexe et hétérogène qui présente une variation considérable dans sa présentation et dans les mécanismes sous-jacents du développement et de la progression des symptômes (Hodges, 2019). Cela fait donc en sorte qu'il est difficile, voire inefficace, d'utiliser des stratégies de traitement uniformisées pour tous les patients atteints de lombalgie, et la solution pourrait reposer sur un modèle de soins hybrides, qui prend en compte les facteurs pronostics et les différents mécanismes associés à l'apparition de la douleur (Hodges, 2019).

Dans ce mémoire, nous aborderons d'abord la lombalgie, puis les concepts de stabilité vertébrale et de contrôle neuromusculaire du tronc, ainsi que les changements neuromusculaires retrouvés dans une population atteinte de lombalgie. Le tout sera suivi du projet de recherche comme tel, des résultats obtenus et de la discussion de ces résultats.

2. REVUE DE LA LITTÉRATURE

2.1 LOMBALGIE

2.1.1 Définition

La douleur lombaire, telle que décrite par les patients, représente un symptôme et non une maladie en soi. Elle est généralement définie par la localisation de la douleur, soit entre les marges costales inférieures et les plis fessiers. Elle peut être accompagnée de douleur dans une ou les deux jambes, avec présence ou non de signes neurologiques (Hartvigsen et al., 2018).

2.1.2 Épidémiologie

La lombalgie est la principale cause d'incapacité mondiale (Hoy et al., 2010). En 2015, la prévalence globale mondiale instantanée atteignait un taux de 7,3 %, ce qui représentait environ 540 millions de personnes affectées (Hartvigsen et al., 2018). En 2019, la prévalence ponctuelle atteignait 11,9 % (Knezevic et al., 2021). Dans les dernières années, la prévalence dans les pays peu industrialisés a augmenté significativement, principalement en raison d'un système de santé défaillant dans la prise en charge de cette condition (Hartvigsen et al., 2018). On considère généralement que la plupart des adultes auront au moins un épisode de lombalgie au cours de leur vie, avec une prévalence moyenne sur un an de 37 % et un pic d'incidence entre 40 et 65 ans (Hartvigsen et al., 2018).

Pour mesurer l'impact de la lombalgie dans la société, on utilise le concept des « années de vie corrigées de l'incapacité » (AVCI), traduit de l'anglais *Years lived with disability*. En 2015, l'AVCI pour la lombalgie s'élevait à 60,1 millions/AVCI, soit une augmentation de 54 % entre 1990 et 2015 (Hartvigsen et al., 2018). Cette incapacité est plus élevée chez les travailleurs, particulièrement dans les pays peu industrialisés où les possibilités de modifications des tâches de travail et/ou de l'emploi sont limitées (Hartvigsen et al., 2018). Selon le *Global Burden of Disease*, publié en 2015, environ 28 % des cas prévalents de lombalgie représentent des cas graves, comme un cancer, une fracture, une infection vertébrale ou une maladie inflammatoire. Ces cas nécessitent une attention médicale et une prise en charge rapide, et comptent pour 77 % de l'incapacité totale (Hartvigsen et al., 2018). L'impact socio-économique de la lombalgie est généralement rapporté en terme de soins médicaux associés, d'absentéisme au travail et de perte de productivité (Hartvigsen et al., 2018). Cela représente, aux États-Unis seulement, pour les cas non chirurgicaux, 498 millions de dollars, ce qui correspond à 26,3 % des coûts totaux associés à la lombalgie (Knezevic et al., 2021). L'augmentation du fardeau social de la lombalgie est presque entièrement associée à l'augmentation de la population mondiale et au vieillissement de celle-ci (Hartvigsen et al., 2018).

2.1.3 Pathogénèse

Sans s'attarder à l'aspect psychosocial, cette section se veut un résumé des causes potentielles associées à la douleur lombaire. La colonne lombaire est constituée de cinq vertèbres lombaires distinctes, séparées par un disque intervertébral et articulées entre elles

par des articulations facettaires (Bogduk, 2016). Toutes ces structures ont été identifiées comme des sources potentielles de douleur (Knezevic et al., 2021).

Le disque intervertébral, composé de 70 à 80 % d'eau, est constitué d'un anneau fibreux externe, d'un noyau pulpeux et d'une structure cartilagineuse rattachée aux plateaux vertébraux (*endplate*) (Kirnaz et al., 2022; Knezevic et al., 2021). Bien que la douleur discale soit souvent associée, dans un contexte clinique, à la dégénérescence discale, il n'existe actuellement pas de consensus sur la définition de la dégénérescence discale (Battié et al., 2019), ni sur la douleur discogénique (Hartvigsen et al., 2018; Knezevic et al., 2021). Au niveau des plateaux vertébraux, les changements dégénératifs retrouvés sont appelés « changements Modics » et sont classés en trois types. Seuls les changements Modic de type I sont associés aux douleurs lombaires, alors que les changements de type II sont associés à l'incapacité mais pas à la douleur (Hartvigsen et al., 2018). Dans une revue systématique parue en 2018, seulement trois études ont étudié les changements de type III, et les résultats sont non concluants en regard de l'incapacité et de la douleur (Herlin et al., 2018).

Le rôle des articulations facettaires est principalement de permettre les mouvements de la colonne vertébrale dans différents plans, tout en assurant la stabilité des segments vertébraux, et en contribuant à distribuer une partie de la charge axiale vers les disques intervertébraux (Kapetanakis et Gkantsinikoudis, 2021). Avec l'âge et la dégénérescence discale, les articulations facettaires peuvent se retrouver soumises à une augmentation de

mise en charge, entraînant ainsi le développement d'arthrose facettaire (Knezevic et al., 2021). On ne retrouve cependant pas d'association entre l'arthrose facettaire rencontrée sur radiographies et la douleur lombaire (Hartvigsen et al., 2018), bien que la présence d'arthrose sévère dans une population vieillissante soit plus fréquente en présence de douleur lombaire (Du et al., 2022).

La douleur myofasciale peut trouver son origine dans le muscle lui-même, mais peut également provenir des fascias ou des ligaments et être le résultat d'une surutilisation, d'une entorse, d'une déchirure ou d'un spasme musculaire local (point gâchette) ou diffus (Knezevic et al., 2021). Les muscles les plus souvent impliqués dans la douleur lombaire incluent les muscles intrinsèques profonds, les multifides et les rotateurs, ainsi que les muscles plus superficiels, c'est-à-dire les érecteurs du rachis lombaire, constitués des muscles longissimus et iliocostalis (Knezevic et al., 2021). La prévalence de la douleur myofasciale est variable, en raison de critères et de lignes directrices diagnostiques mal définis, mais pourrait représenter jusqu'à 85% des cas de douleur au dos (Urits et al., 2020).

Finalement, on peut également retrouver de la douleur radiculaire, associée principalement à une compression mécanique de la racine nerveuse par une hernie discale ou encore à une irritation chimique d'une ou plusieurs racines nerveuses, via des médiateurs inflammatoires provenant du disque dégénéré (Knezevic et al., 2021). La douleur radiculaire peut être accompagnée ou non de douleur lombaire, et irradier dans un ou plusieurs dermatomes (Peene et al., 2024). Les causes les plus communes de douleur

radiculaire sont la hernie discale (avant 60 ans) et la sténose spinale (après 60 ans) (Knezevic et al., 2021). Dans la population générale, la douleur lombaire associée à la douleur radiculaire présente une prévalence annuelle variant entre 9,9 et 25% (Peene et al., 2024).

Pour la plupart des patients présentant une douleur chronique, la cause précise de cette douleur est cependant rarement identifiée; c'est pourquoi le terme « lombalgie primaire chronique » (anciennement lombalgie mécanique chronique non spécifique) est généralement utilisé dans ces cas (Nicholas et al., 2019). Plutôt que définir la douleur chronique comme un symptôme d'un processus pathophysiologique, tel que discuté plus haut, il est proposé de définir la lombalgie chronique comme une maladie en soi, incluant tous les facteurs biopsychosociaux impliqués dans le développement de la condition (Nicholas et al., 2019). Trois critières pour définir la douleur primaire chronique sont proposés (Nicholas et al., 2019) :

- Douleur persistante ou récurrente depuis plus de trois mois;
- Associée à une détresse psychologique significative (anxiété, colère, frustration, dépression) et/ou une invalidité fonctionnelle significative (interférence avec les activités de la vie quotidienne (AVQ) et/ou les interactions sociales);
- Symptômes non attribuables à une cause définie.

La lombalgie primaire chronique est donc une condition dont les causes sont encore méconnues. Dans les dernières décennies, plusieurs études ont tenté de déterminer les mécanismes sous-jacents rencontrés chez les patients atteints de lombalgie, et seront abordés dans la prochaine section.

2.2 STABILITÉ VERTÉBRALE

Si on applique une perturbation à un système donné, et que le comportement de ce système après la perturbation est relativement semblable au comportement préperturbation, le système est dit stable (Reeves et al., 2019). Panjabi (1992) a décrit la stabilité vertébrale comme la relation interdépendante existant entre trois sous-systèmes distincts : le sous-système passif, incluant les vertèbres, les articulations facettaires, les disques intervertébraux et les ligaments spinaux; le sous-sytème actif, comprenant les muscles et les tendons entourant la colonne vertébrale; et finalement le sous-système neural, comprenant le centre de contrôle central et les mécanismes de rétroactions responsables de la réponse motrice. Le centre de contrôle, le système nerveux central, est responsable de recevoir l'information provenant des différents récepteurs périphériques, d'analyser la demande et de produire la rétroaction au sous-système actif dans le but de maintenir la stabilité vertébrale dans une tâche donnée (Panjabi, 1992).

Le sous-système actif comprend plusieurs muscles différents qui trouvent leur origine au niveau de la colonne lombaire (Bogduk, 2016; Christophy et al., 2012). On retrouve, au niveau la paroi antérieure, de superficiel à profond, le grand droit de l'abdomen,

les obliques externes, les obliques internes et le transverse de l'abdomen. Au niveau de la paroi postérieure du tronc, on retrouve, de superficiel à profond, le groupe des érecteurs du rachis lombaire, le carré des lombes ainsi que les multifides superficiels et profonds (Figure 1) (Christophy et al., 2012). Les multifides sont divisés en deux couches, une plus profonde couvrant deux segments vertébraux, et une plus superficielle, s'étendant sur trois à cinq segments vertébraux. Les multifides profonds, de par leur localisation médiale, ont principalement un rôle de stabilisation segmentaire, alors que les multifides superficiels, localisés légèrement plus latéralement, contribuent à l'extension lombaire ainsi qu'à la flexion latérale et à la rotation (MacDonald et al., 2006). Les érecteurs du rachis lombaire, pour leur part, sont également séparés en deux sections, soit la portion iliocostale et la portion longissimus, localisés superficiellement aux multifides. Les érecteurs du rachis produisent de l'extension et de la compression axiale (MacDonald et al., 2006). Tous ces muscles contribuent à la stabilité du système vertébral, notamment en produisant une cocontraction visant à contrôler les mouvements segmentaires (MacDonald et al., 2006).

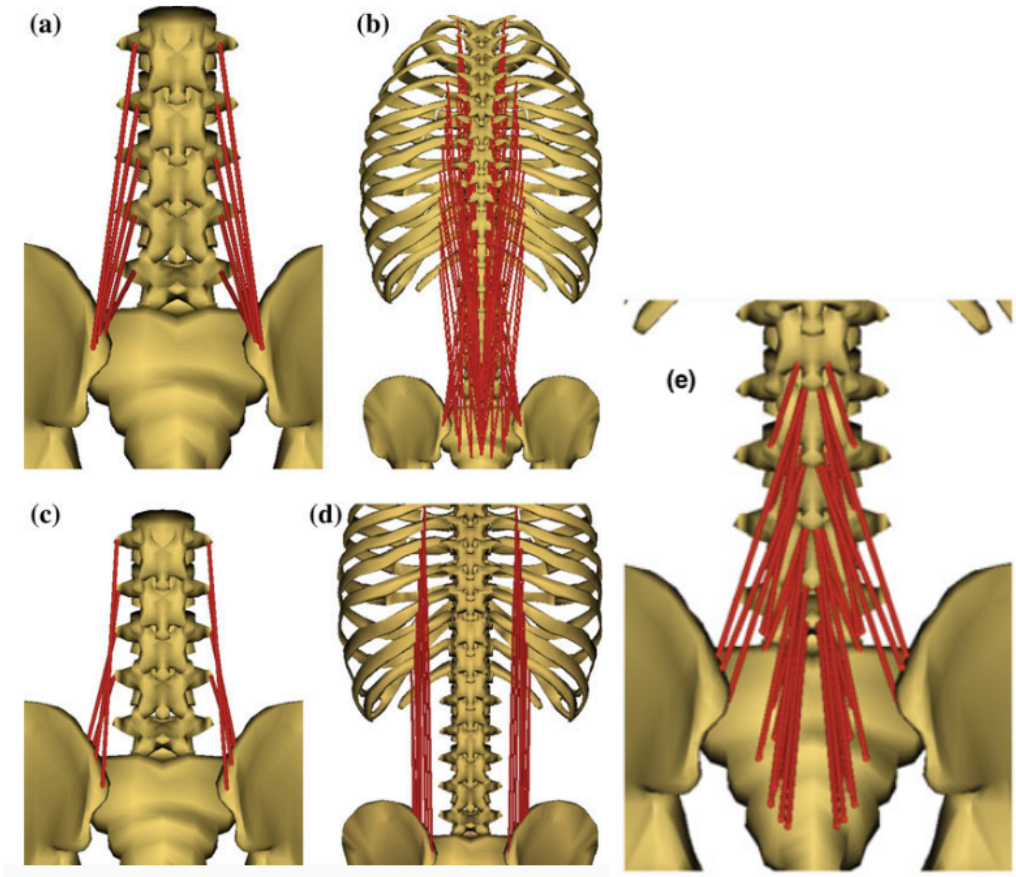

Fig.1 : Architecture des muscles lombaires superficiels: a) longissimus thoracis pars lumborum b) longissimus thoracis pars thoracis c) longissimus lumborum pars lumborum d) longissimus lumborum pars thoracis e) multifides superficiels et profonds (Christophy et al., 2012)

La raideur mécanique intrinsèque seule du système vertébral étant insuffisante pour préserver la stabilité du système (Moorhouse et Granata, 2007), Reeves et al. (2019), en ajout au modèle de Panjabi (1992), ont introduit le concept de contrôle dynamique pour incorporer l'effet de mises en charge du système vertébral soudaines et inattendues, qui ont parfois été identifées comme un facteur de risque de douleur lombaire (Cholewicki et al., 2005). Ce concept dynamique a permis de développer un nouveau modèle vertébral

divisé en deux composantes : « l'objet » à contrôler, en l'occurence la colonne vertébrale et le tronc, et le moyen de contrôler cet objet, à savoir le contrôle neurologique et les voies sensorimotrices nécessaires pour assurer un comportement stable du système vertébral (Reeves et al., 2019). Le système nerveux central est responsable de ce contrôle, et doit être en mesure de s'adapter à plusieurs conditions différentes, en modulant l'activation musculaire du tronc (Reeves et al., 2019).

2.2.1 Stabilité vertébrale en contexte de douleur lombaire chronique

Il a été suggéré que la stabilité vertébrale est compromise en présence de douleur lombaire chronique, en augmentant le mouvement segmentaire intervertébral (Panjabi, 2003) et en modifiant la morphologie (Seyedhoseinpoor et al., 2022) et l'activation musculaire du tronc (Hodges et al., 2003). Par exemple, dans une tâche courante comme la marche, qui nécessite une stabilisation vertébrale lors du transfert de mise en charge d'un membre inférieur à l'autre, on retrouve une augmentation de l'amplitude d'activation des érecteurs du rachis lombaire chez des participants atteints de lombalgie chronique ainsi qu'une diminution de la contre-rotation du tronc (Smith et al., 2022). Cette augmentation de l'activation pourrait représenter une stratégie d'adaptation pour protéger la zone douloureuse en phase aiguë, mais pourrait également favoriser la récurrence des douleurs en raison de l'augmentation de la mise en charge compressive sur le système vertébral (Smith et al., 2022).

La stabilité vertébrale peut également être mise à l'épreuve par des perturbations inattendues, comme trébucher, glisser, soulever une charge, ou encore dans les sports de contact lors d'une collision avec un autre joueur. On retrouve des délais de réponse musculaire du tronc augmentés dans des tâches de perturbation inattendues en présence de douleur chronique ainsi qu'un contrôle postural altéré lorsque comparé à des participants sans douleur (Abboud, Lardon, et al., 2016; Radebold et al., 2001). Cependant, d'autres études suggèrent au contraire que l'activation musculaire du tronc est augmentée en contexte de douleur expérimentale (Hodges et al., 2013) et récurrente (Hodges et al., 2009), dans le but d'augmenter la rigidité vertébrale et ainsi augmenter la stabilité vertébrale (Hodges et al., 2009; Hodges et al., 2013). Une revue systématique parue en 2018 fait également état de changements contradictoires au niveau de l'activation musculaire des érecteurs du rachis, lors de perturbations inattendues, en contexte de douleur lombaire (Prins et al., 2018). Cette dernière revue excluait les études ayant utilisé de la douleur expérimentale, et n'a pas distingué la lombalgie primaire chronique et la lombalgie spécifique ou récurrente, ce qui pourrait peut-être expliquer les résultats contradictoires décrits. En effet, on retrouve parfois une augmentation de l'activation des muscles du tronc (Jones et al., 2012), parfois aucune différence (Liebetrau et al., 2013). Il a également été rapporté que l'activation musculaire peut être à la fois diminuée lorsque mesurée immédiatement après la perturbation (entre 40 et 120ms suivant la perturbation), et augmentée lorsque mesurée dans une fenêtre de temps plus éloignée (entre 40 et 250ms suivant la perturbation) (Ramprasad et al., 2010). Considérant ces changements hétérogènes retrouvés dans un contexte de douleur lombaire chronique, une nouvelle

théorie a émergé dans les dernières années, pour tenter de prendre en compte la variabilité des changements moteurs retrouvés au sein d'une population atteinte de lombalgie.

2.3 THÉORIE DE L'ADAPTATION MOTRICE À LA DOULEUR

Dans les deux dernières décennies, beaucoup d'efforts ont été déployés pour améliorer la compréhension des adaptations motrices rencontrées en contexte de douleur lombaire. Il a été proposé que le système nerveux cherche à créer de nouveaux patrons moteurs en présence de douleur, dans le but de se protéger contre une blessure et/ou une douleur supplémentaire, que la douleur soit aiguë ou chronique (Murray et Peck, 2007).

La théorie d'adaptation à la douleur de Hodges et Tucker (2011) stipule que l'adaptation à la douleur implique une redistribution de l'activité intra et inter musculaire et que le comportement mécanique change, dans le but de protéger le système contre la douleur ou une nouvelle blessure, ou contre la menace d'une douleur. Ces modifications proviennent de changements à plusieurs niveaux du système nerveux central, et peuvent être soit complémentaires, s'additionner ou se nuire. Le résultat final de ces changements permettrait, à court terme, l'adaptation à la douleur, mais pourrait être délétère à long terme en raison d'une augmentation de la mise en charge, d'une augmentation de la raideur, et d'une diminution de la variabilité motrice (Hodges et Tucker, 2011).

2.3.1 Redistribution de l'activité musculaire

Les théories précédentes qui ont tenté d'expliquer les changements moteurs retrouvés en contexte de douleur parlaient soit d'une augmentation globale de la contraction musculaire, associée à une augmentation de l'excitabilité des motoneurones (théorie du cercle vicieux, (Roland, 1986)), soit d'une diminution de l'excitabilité des motoneurones associés aux muscles produisant un mouvement douloureux (théorie de l'adapation à la douleur (Lund et al., 1991)). Plutôt que de retrouver une inhibition ou une excitation générale du bassin de motoneurones, Hodges et Tucker (2011) suggèrent plutôt une redistribution de l'activité des motoneurones au sein d'un muscle ou entre plusieurs muscles, propre à l'individu et à la tâche demandée, avec pour objectif ultime de protéger la zone impliquée d'une blessure ou d'une douleur supplémentaire. Cette dernière hypothèse constitue le point marquant de leur théorie, et plusieurs auteurs sont parvenus à montrer cette redistribution. Les travaux de Madeleine et al. (2006) montrent, par exemple, en présence de douleur expériementale, un changement dans la distribution spatiale de l'activation musculaire du trapèze supérieur, où l'activité électromyographique se déplace de façon à s'éloigner de la zone douloureuse. Abboud et al. (2014), de leur côté, ont comparé, au moyen d'HDEMG, la variabilité motrice des muscles du tronc chez des participants sans douleur et chez des participants atteints de lombalgie chronique lors de l'exécution d'une tâche isométrique en extension du tronc, en présence de fatigue musculaire des érecteurs du rachis lombaire. Les résultats de leur étude montrent une meilleure endurance et un déplacement de l'activité musculaire (distribution spatiale) plus étendu chez les participants sans douleur. Cela suppose donc une stratégie de recrutement

motrice variable, avec une activation graduelle de nouvelles unités motrices lorsque celles initialement recrutées ne sont plus en mesure de répondre à la demande. Ils ont également montré que les participants atteints de lombalgie présentaient aussi une certaine variabilité dans le recrutement, mais avec moins de déplacement de l'activité musculaire. Cela suppose donc une stratégie de recrutement plus limitée chez les personnes atteintes de lombalgie que chez les participants sans douleur.

2.4 RÉPONSES NEUROMUSCULAIRES AUX PERTURBATIONS

2.4.1 Mesures neuromusculaires

Dans un contexte de perturbations inattendues du sytème vertébral, des paramètres neuromusculaires comme l'activation de base (ou préactivation), la latence du réflexe d'activation musculaire et l'amplitude du réflexe d'activation musculaire sont habituellement mesurés (Abboud, Lardon, et al., 2016). L'activation de base se définit comme étant l'activation musculaire de base présente avant d'induire la perturbation, généralement mesurée dans une fenêtre de 500 millisecondes (ms) précédant la perturbation (Abboud et al., 2023; Abboud et al., 2021). La latence du réflexe correspond à la période de temps entre le moment où la perturbation est délivrée et le début de l'activation musculaire (Abboud et al., 2023; Abboud et al., 2021). L'amplitude du réflexe correspond au pic d'activation musculaire suivant la perturbation, généralement retrouvé dans une fenêtre de 200 ms après le déclenchement de la perturbation (Abboud et al., 2023; Abboud et al., 2021). On s'intéresse également au centroïde et à son déplacement. Le centroïde est utilisé pour décrire l'activation régionale d'un muscle, et correspond au

centre de la distribution de l'activation musculaire. Si l'amplitude de l'activation musculaire d'un muscle donné augmente dans une région de ce muscle, alors le centroïde se déplacera vers cette région (Falla et Gallina, 2020). Tous ces paramètres se mesurent avec l'électromyographie du surface (EMG). Classiquement, l'utilisation d'électrodes bipolaires a permis l'étude de l'activation globale d'un muscle, mais sans permettre de détecter des différences d'activation régionale au sein d'un même muscle ou d'un groupe de muscles concentrés dans une petite région (Falla et Gallina, 2020). Récemment, l'utilisation de l'électromyographie de surface à haute densité (HDEMG) (Figure 2) a permis cette exploration, en fournissant une représentation topographique de l'activation musculaire et l'adaptation relative de l'intensité de l'activité musculaire dans différents contextes ou tâches (Falla et Gallina, 2020).

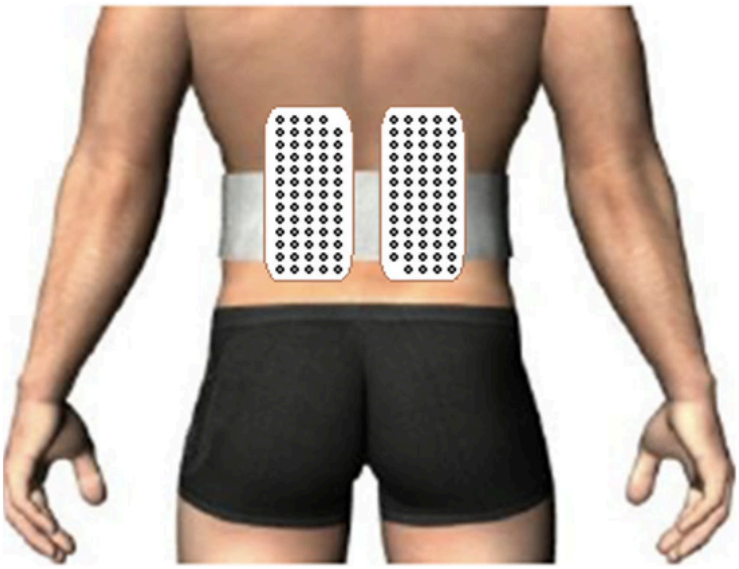

Figure 2 : représentation schématique de deux matrices HDEMG de 64 électrodes disposées en grille de 8x8 appliquées au niveau des érecteurs du rachis lombaire (modèle ELSCH064; LISiN-OT Bioelettronica, Torino, Italy) (Abboud et al., 2014)

2.4.2 Perturbations et adaptations neuromusculaires en fonction du contexte

Les perturbations inattendues peuvent se présenter de façon aléatoire, et dans plusieurs conditions différentes. Relativement peu d'études ont investigué la capacité du système vertébral à s'adapter lorsqu'il est soumis à des perturbations externes répétées. Ces études ont principalement démontré, chez des participants sans douleur, une capacité d'adaptation du contrôle neuromusculaire du système vertébral à travers des perturbations répétées, soit par une diminution du temps nécessaire pour arrêter le mouvement engendré par la perturbation (Skotte et al., 2004), ou encore en démontrant une diminution de l'amplitude du réflexe EMG à travers les essais de perturbations externes inattendues répétées (Abboud, Nougarou, et al., 2016), chez une population sans douleur. Parmi les paramètres qui ont été étudiés, on retrouve la posture, le degré d'étirement ou de déformation des tissus, la présence de fatigue musculaire ainsi que la présence de douleur, expérimentale ou clinique. Ce sont tous des contextes qui ont le potentiel d'influencer la capacité du système nerveux central à s'adapter à un contexte de perturbations répétées, et sont abordés brièvement ici.

La déformation tissulaire, définie comme un étirement des structures passives du système vertébral, n'a que peu ou pas d'impact sur l'amplitude du réflexe et sur la distribution spatiale de l'activité musculaire (Abboud et al., 2018; Abboud, Lardon, et al., 2016). L'impact de la fatigue musculaire est encore incertain (Abboud, Lardon, et al., 2016) mais une étude récente (Abboud, Nougarou, et al., 2016) rapporte une augmentation de l'amplitude initiale du réflexe et une diminution de la distribution de l'activité

musculaire suivant un protocole de fatigue musculaire. L'effet de la posture a démontré une augmentation de l'activation musculaire globale en flexion lorsque comparé à de la rotation droite du tronc ou à une posture neutre, ainsi qu'un déplacement de l'activité musculaire dépendant de la posture (Abboud et al., 2023). Toutes ces études ont été réalisées auprès d'une population sans douleur.

2.4.3 Perturbations et douleur lombaire

Les gens bougent différemment en présence de douleur lombaire (Hodges et Tucker, 2011). Lors de protocoles de perturbations variés (perturbations posturales du tronc, mouvements rapides du bras, perturbations provenant d'une plate-forme), et impliquant plusieurs modèles de douleur expérimentale induite (injection de solution saline, stimulation thermique, stimulation électrique douloureuse), une diminution de l'amplitude de l'activation des érecteurs du rachis lombaire est présente dans un contexte de perturbations posturales (Devecchi et al., 2023). Pour résumer, lorsqu'un individu sans douleur lombaire chronique fait face à un épisode aigu de lombalgie, ses muscles lombaires s'adaptent en réduisant leur activité en réaction réponse à une perturbation du tronc comparativement à leur réponse normale. À l'inverse, dans un contexte de douleur clinique, on observe généralement une augmentation de l'amplitude du réflexe des érecteurs du rachis lombaire chez des individus présentant une douleur lombaire chronique lorsque comparés à un groupe contrôle (Abboud, Lardon, et al., 2016).

2.4.4. Adaptation de l'amplitude du réflexe dans le temps

La plupart des études décrites dans les dernières sections ont mesuré l'amplitude moyenne de l'activation musculaire au cours de perturbations inattendues répétées. Quelques études ont toutefois évalué l'adaptation de l'amplitude du réflexe EMG à travers les perturbations (Abboud et al., 2018; Abboud et al., 2023; Abboud et al., 2021; Abboud, Nougarou, et al., 2016). Parmi celles-ci, on retrouve des conditions de douleur expérimentale induite par stimulation thermique (Abboud et al., 2018) et par courbature musculaire à apparition retardée (traduction libre de *DOMS : delayed onset muscle soreness*) (Abboud et al., 2021). Toutes ces études démontrent une atténuation (et donc une adaptation) de l'amplitude de réflexe entre les premières et les dernières perturbations. Cette atténuation illustre la grande flexibilité du système nerveux à s'adapter à des contraintes externes. Cette capacité permettrait entre autres de maintenir une position stable dans un environnement changeant (Morelli et Hoch, 2020), et ainsi optimiser la fonction tout en diminuant le coût énergétique associé (Todorov et Jordan, 2002). Cependant, parmi ces études, aucune n'a été réalisée auprès d'une population atteinte de lombalgie primaire chronique. Ceci soulève donc la question d'intérêt pour ce mémoire, décrite dans la prochaine section.

3. PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE

La lombalgie est donc une condition endémique, dont les causes sous-jacentes sont encore mal connues. Tel que décrit précédemment, la lombalgie primaire chronique est la principale cause d'invalidité au niveau mondial. C'est donc un domaine de recherche qui suscite un vif intérêt, dans l'objectif de minimiser l'absentéisme au travail, le manque de main-d'œuvre et l'incapacité à long terme et visant à améliorer la qualité de vie. Bien que de nombreux chercheurs s'intéressent à ce sujet, les mécanismes sous-jacents impliqués dans la lombalgie primaire chronique demeurent incompris.

À l'heure actuelle, peu d'études ont investigué l'impact des perturbations posturales inattendues sur l'adaptation de l'amplitude du réflexe EMG et sur le déplacement de l'activité musculaire de la région lombaire. Parmi les études disponibles, peu ont étudié l'impact de la douleur clinique, et peu ont comparé les différences entre des participants sans douleur et des participants atteints de lombalgie primaire chronique.

En intégrant la théorie de l'adaptation à la douleur de Hodges et Tucker (2011) et les concepts de stabilité vertébrale (Panjabi, 1992; Reeves et al., 2019), nous souhaitons, par le biais de ce mémoire, contribuer à la compréhension des mécanismes d'adaptation à la douleur, notamment concernant l'adaptation de l'amplitude du réflexe d'activation des muscles lombaires et des stratégies de recrutement musculaires comme la redistribution intramusculaire et comparer ces adaptations entre des participants sans douleur et des participants atteints de lombalgie primaire chronique.

Les retombées futures de ce projet permettront de mettre en lumière les variations rencontrées entre les individus sans douleur et les individus atteints de lombalgie primaire chronique. À long terme, ces résultats pourraient contribuer à l'élaboration de protocoles thérapeutiques propres à chaque individu dans le but de maximiser la récupération à la suite d'un épisode douloureux.

3.1 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

L'objectif de notre étude est de comparer l'adaptation de l'activité musculaire, en utilisant l'HDEMG, des érecteurs du rachis lombaire, dans un contexte de perturbations posturales inattendues répétées, entre des individus sans douleur lombaire et des individus atteints de lombalgie primaire chronique. Plus spécifiquement, l'adaptation de l'amplitude du réflexe EMG et de la distribution spatiale de l'activité musculaire, mesurés avec l'HDEMG, seront comparées entre les premières et les dernières perturbations, et entre les deux groupes. Nous émettons l'hypothèse que les individus atteints de lombalgie présenteront une adaptation de leur stratégie motrice, avec une diminution de l'amplitude du réflexe dans le temps et une distribution spatiale de l'activité musculaire variable à travers les essais, mais que cette adaptation sera moins prononcée que celle présentée par les individus sans douleur.

4. MÉTHODOLOGIE

4.1 PARTICIPANTS

Pour prendre part à cette étude, 40 participants adultes (20 participants sans douleur et 20 participants atteints de lombalgie primaire chronique) ont été recrutés. Les critères d'inclusion pour les participants sans douleur étaient de ne pas avoir eu d'épisode de douleur lombaire dans les six derniers mois et d'être âgé entre 18 et 60 ans. Pour les participants atteints de lombalgie, les critères d'inclusion étaient : présence de douleur lombaire, localisée entre les dernières côtes et les plis fessiers, depuis trois mois ou plus, avec ou sans douleur irradiant dans le ou les membres inférieurs et être âgé entre 18 et 60 ans. Les critères d'exclusion étaient les mêmes pour les deux groupes, soit un historique de chirurgie vertébrale, de cancer, de fracture vertébrale, de métastases au niveau de la colonne vertébrale ou de grossesse en cours. Tous les antécédents des participants ont été validés par une chiropraticienne d'expérience.

4.2 RECRUTEMENT

Les participants ont été recrutés à travers la communauté universitaire et des cliniques chiropratiques locales. L'étude a reçu l'approbation du Comité d'éthique sur la recherche avec des êtres humains de l'Université du Québec à Trois-Rivières (CER-22-294-07.06). Tous les participants ont donné leur consentement écrit et ont été informés de leur droit de se retirer de l'étude à tout moment du processus sans aucune conséquence.

4.3 CONCEPTION DE L'ÉTUDE

Cette étude expérimentale a eu lieu sur une seule séance, au cours de laquelle l'activation des érecteurs du rachis lombaire a été évaluée à travers une série de 15 perturbations inattendues répétées du tronc, dans la direction antéro-postérieure. Chaque participant devait compléter une série de questionnaires au début de l'expérimentation (l'échelle de kinésiophobie de Tampa (TSK) (Woby et al., 2005), l'indice de dépression de Beck (Bourque et Beaudette, 1982) et l'échelle de catastrophisation de la douleur (PCS) (French et al., 2005)). Les participants atteints de lombalgie devaient également remplir le questionnaire d'incapacité Oswestry au début du protocole (Vogler et al., 2008). De plus, les participants atteints de lombalgie devaient remplir des échelles visuelles analogues (VAS, l'extrémité gauche étant l'absence complète de douleur et l'extrémité droite étant une douleur extrême), au début du protocole, après le test de contraction maximale volontaire et après les 15 perturbations.

4.4 PROTOCOLE DE PERTURBATIONS INATTENDUES RÉPÉTÉES DU TRONC

Avant de débuter le protocole de perturbations, les participants devaient effectuer trois contractions maximales volontaires isométriques (CMVI) dans la direction postéro-antérieure (flexion du tronc), en position semi-assise avec les jambes attachées pour minimiser la contribution du membre inférieur (Figure 3). Cette position est la même pour le protocole de perturbations par la suite. Un repos d'une minute était accordé à chaque tentative afin de minimiser la fatigue musculaire. Chaque participant devait par la suite maintenir une contraction représentant 20 % de la CMVI la plus élevée en flexion du

tronc. La perturbation était transmise à travers un câble attaché à un harnais fait maison installé au niveau du torse du participant. Ce câble était connecté à une jauge de force (Model LSB350; Futek Advanced Sensor Technology Inc., Irvine, CA, USA), qui était elle-même connectée à un petit moteur. Le déclencheur de perturbations était attaché au moteur, et les perturbations étaient transmises à travers ce déclencheur (Figure 3). Les participants devaient atteindre 20 % de leur CMVI au moyen d'une rétroaction visuelle sur un écran d'ordinateur placé devant eux. Lorsque la cible de 20 % était atteinte, la perturbation était déclenchée selon un délai aléatoire de 1, 3 ou 5 secondes, pour éviter toute anticipation de la perturbation à venir. Une perturbation dans la direction postérieure à antérieure (flexion du tronc) était alors délivrée. Les participants portaient un casque antibruit pour ne pas entendre le son du déclencheur. Ils devaient reprendre leur position initiale (20 % de la CMVI) entre les perturbations.

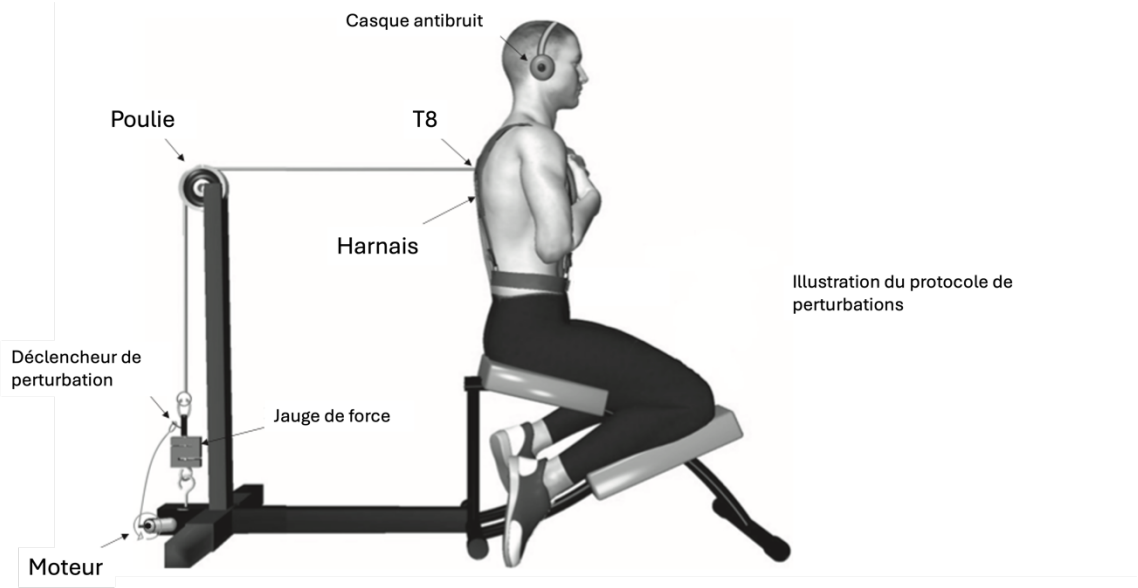

Fig. 3 : Illustration du protocole de perturbations (Abboud et al, 2018)

4.5 COLLECTE DE DONNÉES

L'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire a été mesurée avec l'HDEMG, comprenant deux grilles de 64 électrodes, organisée en huit colonnes par huit rangées, espacées de 10 mm (ELSCH064 LSIiN-OT Biolettronica, Torino, Italy) (Figure 2). Les grilles étaient placées sur les érecteurs du rachis lombaire, avec le centre de la grille placée au niveau de L3, à environ 1 cm de chaque côté des processus épineux lombaires (Criswell, 2010). La mise à la terre était placée sur l'épine iliaque postéro-supérieure droite. Avant l'application, la peau de la région lombaire a été rasée, nettoyée en utilisant un papier sablé fin (Red DotTrace Prep; 3 M, St. Paul, MN), puis désinfectée avec de l'alcool. Les signaux provenant de l'HDEMG ont été amplifiés (64-channel sEMG amplifier, SEA 64, LISiN-OT Bioelettronica; Torino, Italy) par un facteur de 2000. Le signal était échantillonné à 2048 Hz et numérisé avec un convertisseur 12 bit A/D.

4.6 ANALYSES

L'analyse des données s'est faite en utilisant le logiciel Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) Les données provenant des matrices HDEMG ont été extraites pour créer la variable suivante : amplitude EMG réflexe moyenne droite et gauche (*Mean RMS*). Chacun des signaux obtenus a été filtré avec un filtre *band pass* dans la bande de fréquence 20-400Hz (filtre Butterworth d'ordre 4). Un filtre de type *bandstop* (fréquence Hydro-Québec, 60 Hz et ses multiples) a également été appliqué afin d'éliminer l'interférence créée par la ligne de courant électrique (filtre Butterworth d'ordre 2).

4.6.1 Amplitude du réflexe EMG (*Mean RMS*)

L'amplitude du signal EMG a été normalisée avec les données EMG obtenues pendant les CMVI, et est représentée en terme de pourcentage de cette CMVI. Afin de caractériser l'activité réflexe, la moyenne de l'amplitude du réflexe EMG (*Mean RMS*) a été extraite à partir des signaux HDEMG. Les côtés droit et gauche ont été analysés séparément. L'amplitude moyenne de chacun des signaux a été obtenue en calculant la moyenne de la valeur RMS à partir d'une fenêtre de 100 ms, divisée également de chaque côté du pic réflexe (valeur maximale du RMS). Le réflexe devait être présent dans une fenêtre de 300 ms suivant la perturbation pour être considéré. Cette opération a été répétée pour chacun des 15 essais (Abboud, Nougarou, et al., 2016). Les données ont été inspectées visuellement par le même évaluateur pour tous les participants.

4.6.2 Distribution spatiale de l'activité musculaire réflexe

Afin de caractériser la distribution spatiale de l'activité musculaire réflexe, le centroïde (Abboud, Nougarou, et al., 2016) a été extrait à partir des signaux EMG. La migration du centroïde a été évaluée selon l'axe des X (de médial à latéral) et selon l'axe des Y (de proximal à distal), pour les électrodes démontrant des valeurs réflexes du RMS plus grandes que 70 % de la moyenne de toutes les électrodes pour chaque essai (Vieira et al., 2010). Le déplacement du centroïde a été évalué selon les coordonnées en X et les coordonnées en Y. Une représentation visuelle du centroïde se retrouve à la figure 4.

Les électrodes déficientes ont été traitées individuellement. Ces électrodes ont été identifiées par inspection visuelle des signaux EMG bruts, pour chacun des participants, et reconstruites par interpolation des électrodes adjacentes. Si ces électrodes excédaient 10 % du nombre total d'électrodes d'une matrice (Gallina et al., 2022) pour un essai de perturbation, ce dernier était complètement retiré.

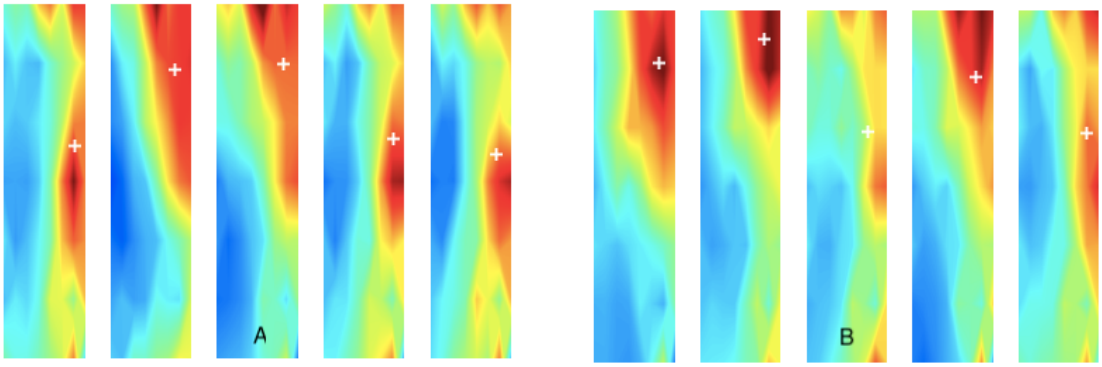

Fig. 4 : signaux myoélectriques provenant des 64 électrodes de la matrice de gauche d'un participant sans douleur de notre étude durant les A) 5 premières perturbations et les B) 5 dernières perturbations. La croix blanche représente le centroide.

4.7 STATISTIQUES

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SPSS (IBM SPSS statistics, version 29.0.2.0(20), IBM corp, 2023). Les tests paramétriques ont été choisis basés sur la distribution normale des données, mesurée avec le test de Kolmogorov-Smirnov et l'inspection visuelle.

L'âge, l'indice de masse corporelle (IMC) et les résultats des questionnaires ont été comparés en utilisant des tests *t* sur échantillons indépendants.

Une ANOVA à mesures répétées à deux facteurs a été réalisée pour évaluer l'effet du temps à travers les essais pour chaque groupe, l'effet de groupe et l'effet de l'interaction adaptation x groupe pour chacune des deux variables dépendantes. Pour mesurer l'adaptation de l'amplitude du réflexe EMG (*Mean RMS*) ainsi que l'adaptation du déplacement du centroïde, les moyennes des cinq premiers et des cinq derniers essais ont été utilisés pour l'ANOVA à deux facteurs.

Pour chaque analyse statistique, un $p < 0{,}05$ a été considéré statistiquement significatif. Les données sont rapportées selon la moyenne et l'écart-type.

5. RÉSULTATS

Les données provenant d'un participant atteint de lombalgie ont été exclues en raison de la mauvaise qualité des signaux EMG, de même que les données provenant de la matrice gauche d'un participant du groupe contrôle.

À noter que les participants de groupe contrôle n'ont pas rempli le questionnaire Oswestry ni l'échelle visuelle analogue. L'indice de dépression de Beck, le questionnaire PCS et le questionnaire TSK n'ont pas été complétés par un participant du groupe contrôle. Les participants atteints de lombalgie présentaient des niveaux d'incapacité significativement différents des participants sans douleur pour la catastrophisation de la douleur (questionnaire PCS) (p = 0,001) et pour la kinésiophobie (questionnaire TSK) (p = 0,004). Pour le questionnaire PCS, un résultat plus grand que 30 représente un niveau cliniquement significatif de catastrophisation de la douleur, alors pour que le TSK, un résultat de 40/68 est considéré comme une kinésiophobie significative. Pour le questionnaire Oswestry, qui mesure le niveau d'incapacité chez les participants atteints de lombalgie, on retrouve un résultat de 13,05 ± 4,67, ce qui représente un niveau d'incapacité minimal.

L'âge, les mesures anthropométriques (poids, grandeur, IMC) de même que les résultats des différents questionnaires sont rapportés dans le tableau 1.

Tableau 1 : Données démographiques et résultats des questionnaires pour les deux groupes (moyenne et écart-type)

Données	**Groupe contrôle**	**Groupe atteint de lombalgie**	***p***
Nombre de participants	19 (10 F, 9 H)	21 (11 F, 10 H)	
Âge (ans)	33,16 ± 11,58	36,05 ± 10,31	0,41
Poids (kg)	75,07 ± 11,03	79,20 ± 18,21	0,40
Grandeur (m)	1,74 ± 0,09	1,69 ± 0,10	0,11
IMC (kg/m^2)	24,91 ± 3,88[a]	27,63 ± 5,41[b]	0,08
Beck (/63)	3,61 ± 3,38	6,57 ± 5,40	0,05
PCS (/52)	5,72 ± 6,87	16,76 ± 8,93	**0,001**
TSK (/68)	25,61 ± 6,98	32,71 ± 7,36	**0,004**
Oswestry (/50)		13,05 ± 4,67	
VAS base		3,01 ± 1,90	
VAS post Fmax extension		3,93 ± 2,19	
VAS post perturbations		4,24 ± 2,58	

a : poids normal (Statistique Canada)
b : excès de poids (Statistique Canada)
F : femme H : homme; IMC : indice de masse corporelle; PCS : *pain catastrophising scale*; TSK : *Tampa scale of kinesiophobia*; Fmax : force max; VAS : *visual analogue scale*.

5.1 ADAPTATION À TRAVERS LES ESSAIS POUR CHAQUE GROUPE

Les résultats des effets principaux et de l'effet d'interaction pour l'amplitude du réflexe EMG obtenus suite à l'ANOVA à mesures répétées sont présentés dans le tableau 2. Les résultats des effets principaux et pour l'effet d'interaction pour le déplacement du centroïde obtenus suite à l'ANOVA à mesures répétées sont présentés dans le tableau 3.

Tableau 2 : Effet du temps, de groupe et de l'interaction sur l'amplitude du réflexe EMG

		Moyenne EMG G (SD) %CMVI	Moyenne EMG D (SD) %CMVI	Signification statistique *p**					
				Temps		Groupe		Interaction	
				G	D	G	D	G	D
Groupe contrôle	E1-5	52,5 (29)	51,4 (29,2)						
	E11-15	48,04 (22,4)	46,5 (22,0)						
Groupe atteint de lombalgie	E1-5	52,8 (21,9)	58,0 (31,9)	**0,044**	0,274	0,900	0,302	0,743	0,200
	E11-15	49,6 (20,6)	58,4 (29,2)						

**p* basé sur l'ANOVA à mesures répétées. E : essai, SD : *standard deviation*, EMG : électromyographie, G : gauche, D : droit, CMVI : contraction maximale volontaire isométrique

Tableau 3 : Effet du temps, de groupe et de l'interaction sur le déplacement du centroïde

		Moyenne centroïde G (SD) %CMVI	Moyenne centroïde D (SD) %CMVI	Signification statistique *p**					
				Temps		Groupe		Interaction	
				G	D	G	D	G	D
Groupe contrôle	E1-5	5,76 (0,94)	3,39 (0,94)						
	E11-15	5,91 (1,10)	3,27 (1,15)						
Groupe atteint de lombalgie	E1-5	5,52 (1,04)	3,40 (0,89)	0,092	0,160	0,511	0,961	0,704	0,465
	E11-15	5,76 (0,84)	3,19 (0,72)						

**p* basé sur l'ANOVA à mesures répétées. E : essai SD : *standard deviation*, CMVI : contraction maximale volontaire isométrique, G : gauche, D : droit

Sans égard au groupe, il y a un effet d'adaptation significatif dans le temps de l'amplitude de l'activité EMG réflexe du côté gauche (F(1,36) = 4,37, p = 0,044) mais pas du côté droit (F(1,37) = 1,231, p = 0,274). L'effet de groupe n'est pas significatif à gauche (F(1,36) = 0,016, p = 0,900) ni à droite (F(1,37) = 1,098, p = 0,302). L'effet d'interaction entre les groupes et le temps n'est pas significatif à gauche (F(1,36) = 0,109, p = 0,743) ni à droite (F(1,37) = 1,706, p = 0,200) (Figure 5).

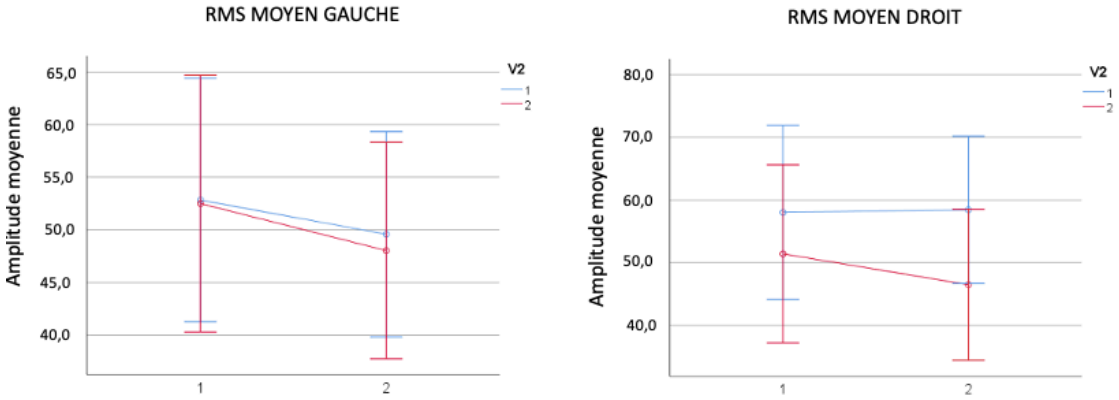

Fig. 5 : Représentation visuelle de l'adaptation de l'amplitude du réflexe EMG à gauche et à droite à travers les essais. Le groupe 1 (en bleu) est le groupe atteint de lombalgie et le groupe 2 (en rouge) est le groupe contrôle. Le temps 1 représente la moyenne de l'amplitude du réflexe pour les 5 premiers essais et le temps 2 réprésente la moyenne de l'amplitude du réflexe pour les 5 derniers essais.

L'effet de temps n'est pas significatif pour le déplacement du centroïde à gauche ($F(1,36) = 2,991$, $p = 0,092$) ni à droite ($F(1,37) = 2,055$, $p = 0,16$). L'effet de groupe n'est pas significatif à gauche ($F(1,36) = 0,441$, $p = 0,511$) ni à droite ($F(1,37) = 0,002$, $p = 0,961$). L'effet d'interaction entre les groupes n'est pas significatif à gauche ($F(1,36) = 0,146$, $p = 0,704$) ni à droite ($F(1,37) = 0,546$, $p = 0,465$) (Figure 6).

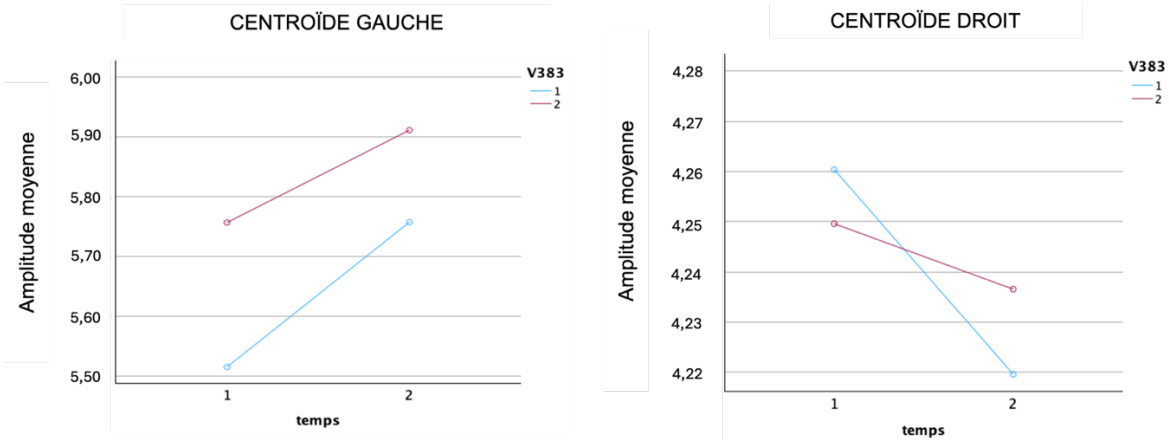

Fig. 6 : Représentation visuelle de l'adaptation de la position du centroïde à travers les essais. Le groupe 1 (en bleu) est le groupe atteint de lombalgie et le groupe 2 (en rouge) est le groupe contrôle. Le temps 1 représente la moyenne du déplacement du centroïde pour les 5 premiers essais et le temps 2 réprésente la moyenne du déplacement du centroïde pour les 5 derniers essais.

6. DISCUSSION

L'objectif de mon projet était de comparer l'adaptation de l'amplitude du réflexe EMG des érecteurs du rachis lombaire et le déplacement du centroïde dans une tâche de perturbations inattendues répétées du tronc chez des participants sans douleur lombaire et chez des participants atteints de lombalgie primaire chronique. L'hypothèse associée était que les deux groupes présenteraient une adaptation, avec une diminution de l'amplitude de l'activité musculaire à travers les essais, mais que les participants atteints de lombalgie présenteraient une adaptation moins grande que les participants sans douleur.

Les résultats de notre projet ont permis de valider en partie cette hypothèse. En effet, les deux groupes ont démontré une diminution significative de l'amplitude de l'activité musculaire, mais seulement du côté gauche. Il n'y a pas de différence entre les deux groupes. En ce qui concerne l'adaptation de la position du centroïde, notre étude n'a pas permis de conclure à une adaptation à travers les essais de perturbations, ni à une différence entre les deux groupes.

6.1 ADAPTATION À TRAVERS LES ESSAIS

Dans notre projet, les participants étaient soumis à une série de perturbations inattendues en flexion antérieure du tronc. Les variables EMG mesurées ont inclus l'amplitude du réflexe EMG et le déplacement de l'activité musculaire (déplacement du centroïde). Nos résultats montrent une adaptation dans le temps de l'amplitude du réflexe à gauche, où l'amplitude globale du réflexe a diminué à travers les essais de perturbations.

Ce résultat suggère que tant les participants du groupe contrôle que les participants atteints de lombalgie démontrent une stratégie d'adaptation motrice. Cependant, cette adaptation n'a été observée que d'un seul côté des érecteurs du rachis.

Plusieurs raisons peuvent expliquer ces résultats mitigés, et seront discutés dans les sections suivantes.

6.2 INFLUENCE DE LA DOULEUR

Il y a une différence significative entre les deux groupes dans les résultats des questionnaires. En effet, les participants atteints de lombalgie démontrent des résultats plus élevés au niveau de la catastrophisation de la douleur (PCS, p = 0,001), de la kinésiophobie (TSK, p = 0,004) et de l'atteinte psychologique (Beck, p = 0,05). Ces résultats demeurent toutefois dans la sphère fonctionnelle (Bourque et Beaudette, 1982; French et al., 2005; Woby et al., 2005). Autrement dit, même si les résultats sont plus élévés que pour les participants sans douleur, les participants avec douleur démontrent un niveau d'incapacité minimal, tel que démontré dans le tableau 4. Ceci est également corroboré par les résultats du questionnaire Oswestry, qui démontrent un résultat d'incapacité minimale pour les participants atteints de lombalgie (13,05 ± 4,67) (Tableau 4) (Vogler et al., 2008).

Tableau 4 : Niveau d'incapacité selon les questionnaires du groupe atteint de lombalgie

Questionnaire	Résultat	Interprétation
PCS	16,76 ± 8,93	Niveau de catastrophisation significatif : >30
TSK	32,71 ± 7,36	Niveau de kinésiophobie significatif : 40/68
Beck	6,51 ± 5,40	0-9 : dépression mineure 10-18 : dépression légère
Oswestry	13,05 ± 4,67	0 – 20 : Incapacité minimale 21-40 : Incapacité modérée

PCS : *pain catastrophizing scale*; TSK: *tampa scale of kinesiophobia*

Le niveau de douleur de base des participants atteints de lombalgie était de 3,01/10 mesuré par le VAS, ce qui représente un niveau de douleur tout juste sous le seuil de l'incapacité modérée, mesuré par le VAS à 4/10 (Shafshak et Elnemr, 2021). Les participants de ce groupe ont cependant montré une augmentation d'un peu plus d'un point sur le VAS (3,01 à 4,24) à travers le protocole expérimental, ce qui pourrait suggérer une incapacité fonctionnelle variable. Les différents résultats de mesure de douleur, d'incapacité, de kinésiophobie ou de catastrophisation de la douleur relativement faibles pourraient expliquer l'absence de différence entre les deux groupes. En effet, le modèle d'évitement associé à la peur (traduction libre de *fear-avoidance model*) suggère que la kinésiophobie associée à la peur du mouvement entraîne une restriction des activités quotidiennes, une inactivité physique, une incapacité ou une invalidité physique, des symptômes dépressifs, une diminution de la tolérance à la douleur et une augmentation des épisodes douloureux (John et al., 2023). Un niveau élevé de kinésiophobie est associé à un niveau élevé d'incapacité chez une population atteinte de lombalgie primaire chronique (de Moraes Vieira et al., 2014). Les faibles niveaux de kinésiophobie et

d'incapacité des participants de notre étude suggèrent que les participants atteints de lombalgie ne présentaient pas vraiment d'évitement du mouvement douloureux, ce qui pourrait expliquer l'absence de différence entre les groupes.

6.3 DIVERGENCES DANS LES STRATÉGIES D'ADAPTATIONS MOTRICES

Le système vertébral est hautement redondant, et dispose de plusieurs options pour atteindre un même but (Hodges et Tucker, 2011; van Dieën et al., 2019). Les différences rencontrées au niveau de la migration du centroïde, de l'adaptation de l'amplitude du réflexe d'activation, telles que mesurées dans notre étude, mais également au niveau de la latence du réflexe ou du pic maximal d'activation (non mesurés dans notre étude) pourraient être propres à l'individu, mais également propres à la tâche demandée (Hodges et Tucker, 2011; van Dieën et al., 2019). Autrement dit, la variation dans la position du centroïde rencontrée en contexte de perturbations posturales inattendues pourrait être différente de celle rencontrée dans une tâche de fatigue, ou lorsque le contexte biomécanique de la tâche est contrôlé, par exemple. Chez des participants atteints de lombalgie primaire chronique, lors d'une tâche de contraction isométrique en extension du dos (position de Sorensen modifiée), on retrouve une migration distale et latérale du centroïde lors d'une tâche de fatigue, suggérant un recrutement d'unités motrices différentes lorsque celles initialement recrutées ne sont plus en mesure de suffire à la tâche (Abboud et al., 2014). Ce recrutement différentiel est rendu possible par la présence de deux bassins de motoneurones distincts au niveau des érecteurs du rachis lombaire (Abboud et al., 2020), et peut également s'expliquer par le principe de taille de Henneman,

qui stipule que les plus petites unités motrices seront recrutées avant les plus grosses (Henneman, 1957). Lorsqu'on contrôle le contexte biomécanique d'une tâche d'endurance, à l'aide de deux tâches en contraction isométrique du tronc de type Sorensen (une tâche classique et une tâche inversée) on retrouve un effet de la tâche sur le déplacement du centroïde (Marineau-Bélanger et al., 2023). En effet, le déplacement du centroïde est demeuré plus proximal pendant la tâche de Sorensen inversé que pendant la tâche de Sorensen classique (Marineau-Bélanger et al., 2023). En plus du principe de taille de Henneman décrit plus haut, ces résultats suggèrent aussi un recrutement différentiel des unités motrices en fonction de l'avantage mécanique des muscles (Hudson et al., 2019). Bien que les contextes décrits ci-dessus soient différents du contexte de notre étude, l'absence de migration du centroïde dans notre étude pourrait provenir du fait que la tâche n'était pas suffisamment demandante au système pour obliger le recrutement de nouvelles unités motrices.

Il peut sembler y avoir une disparité entre notre étude et les études citées dans la revue de littérature de Abboud, Lardon, et al. (2016). L'objectif de cette revue était, entre autres, d'évaluer et de comparer les réponses neuromusculaires du tronc sous des conditions de fatigue musculaire, de déformation tissulaire et de douleur lombaire clinique. Sur les 29 études incluses, 13 ont inclus des participants atteints de lombalgie primaire chronique (Abboud, Lardon, et al., 2016). Ces études ont comparé la moyenne d'activation globale des érecteurs du rachis, en contexte de perturbations inattendues du tronc, entre des participants sans douleur et des participants atteint de lombalgie primaire

chronique. L'amplitude du réflexe des érecteurs du rachis semble généralement augmentée en présence de lombalgie primaire chronique (Abboud, Lardon, et al., 2016). Ces études ont cependant mesuré la valeur maximale de l'amplitude du réflexe (*reflex peak*), alors que notre étude a plutôt mesuré l'adaptation de l'amplitude du réflexe dans le temps, chez des participants sans douleur et chez des participants atteints de lombalgie primaire chronique. La comparaison entre ces études et notre projet n'est donc pas actuellement possible. De plus, le premier essai de perturbation a parfois été retiré des analyses (Abboud, Lardon, et al., 2016). Cependant, sachant que le premier essai est généralement différent des autres (Oude Nijhuis et al., 2010), ce retrait pourrait potentiellement avoir une influence sur la mesure finale. En effet, l'amplitude du réflexe d'activation des érecteurs du rachis lombaire est généralement plus élevée lors du premier essai (Allum et al., 2011), mais s'adapte rapidement à travers les essais (Oude Nijhuis et al., 2010), particulièrement entre le premier et le deuxième essai (Allum et al., 2011). Dans une tâche de fatigue, chez des participants sans douleur, l'adaptation de l'amplitude du réflexe d'activation des érecteurs du rachis lombaire est significative des deux côtés et est présente même lorsqu'on retire le premier essai (Abboud, Nougarou, et al., 2016). L'effet de la première perturbation a cependant peu été étudié chez une population atteinte de lombalgie primaire chronique, et pourrait constituer un sujet d'intérêt pour des recherches futures.

6.4 PERSPECTIVES

Nos résultats semblent concorder avec d'autres études qui démontrent une adaptation de l'amplitude du réflexe EMG dans un contexte de perturbations du tronc inattendues (Abboud et al., 2018; Abboud et al., 2023; Abboud et al., 2021; Abboud, Nougarou, et al., 2016). Chez une population sans douleur, on retrouve une atténuation du réflexe dans le temps. Notre étude a permis de démontrer cette adaptation dans le temps, sans égard au groupe, ce qui suggère que tant les individus sans douleur que les individus avec une lombalgie primaire chronique sont capables de s'adapter dans le temps à des perturbations répétées inattendues, du moins du côté gauche. Il serait intéressant de voir si une adaptation semblable se produit avec des participants atteints de lombalgie présentant des niveaux d'incapacité plus élevés, ou encore si on retrouve une différence selon le côté dominant des individus, et si ces deux paramètres font ressortir des différences entre les deux groupes. Il existe peu d'études à ce jour ayant investigué l'effet de la dominance gauche/droite sur l'activation des muscles lombaires, et ces études ont démontré un effet significatif de la dominance sur l'activation des muscles lombaires, autant chez des participants sans douleur que chez des participants atteints de lombalgie (Hao et al., 2020; Merletti et al., 1994; Sung et al., 2004), que ce soit avec des protocoles de fatigue musculaire (Hao et al., 2020; Merletti et al., 1994) ou lors d'un protocole de perturbations inattendues (Sung et al., 2004). Cela soulève un intérêt pour des investigations futures, notamment d'un point de vue clinique. En effet, si la dominance joue un rôle dans l'activation musculaire selon différents contextes (perturbations inattendues, fatigue, tâches ou positions différentes (Sorensen, par exemple)), alors

l'intégration de la dominance gauche/droite lors de la réadaptation lombaire pourrait faire partie de la solution lors du traitement de la lombalgie mécanique chronique.

Bien que ce paramètre n'ait pas été évalué, le degré de déplacement du tronc suite à la perturbation (cinématique) du tronc pourrait être un facteur intéressant à comparer entre les deux populations. Les données cinématiques pourraient permettre de mettre en lumière le contrôle postural. Dans une revue systématique parue en 2016, les études qui ont inclus l'analyse cinématique dans les protocoles de perturbations n'ont pas trouvé de différences pré et postperturbations pour le déplacement du tronc et différents paramètres comme la fatigue ou la déformation tissulaire, chez des participants sans douleur (Abboud, Lardon, et al., 2016). Les études incluses dans cette revue systématique n'avaient pas évalué le déplacement angulaire du tronc dans leur protocole de perturbation. Dans une autre revue systématique parue en 2018 (Prins et al., 2018), aucune différence n'a été notée au niveau du déplacement angulaire du tronc entre des participants atteints de lombalgie et des participants sans douleur. Cette revue a exclu la douleur expérimentale, mais n'a pas fait la distinction entre la lombalgie primaire chronique, la lombalgie aiguë, la lombalgie récurrente et la lombalgie spécifique. Il pourrait donc être intéressant de voir l'impact de la lombalgie primaire chronique seule sur le niveau de déplacement angulaire du tronc.

Il apparaît de plus en plus clair que les changements dans la fonction et la structure des muscles du dos sont dépendants du temps et existent sur un continuum allant de la lombalgie aiguë à la lombalgie chronique (Matheve et al., 2023). Plus l'individu présente une douleur lombaire depuis longtemps, plus on peut retrouver des changements dégénératifs comme une infiltration graisseusse, une fibrose, ou encore une diminution de l'aire transversale des muscles, particulièrement au niveau des multifides (Hodges et Danneels, 2019; Matheve et al., 2023). Ces changements pourraient impliquer une perte de fonction de ces muscles, perte de fonction qui serait compensée par la redondance du tronc, notamment par une augmentation de l'activation des érecteurs du rachis lombaire, dans une optique d'augmenter la stabilité de la colonne lombaire (Hodges et Danneels, 2019; Hodges et Tucker, 2011). Cette augmentation de stabilité, quoique visant à prévenir une blessure ou une douleur supplémentaire dans le court terme, pourrait éventuellement être délétère à long terme en augmentant la mise en charge sur la colonne, en diminuant la variabilité de mouvement, et en diminuant la capacité d'amortissement du système vertébral (Hodges et Danneels, 2019). L'étude de Hodges et Danneels (2019) ne mentionne pas les niveaux d'incapacité, seulement la durée des symptômes. Il serait alors intéressant de voir l'impact du niveau d'incapacité sur les changements retrouvés au niveau des muscles et si une corrélation existe entre ces deux paramètres.

La disparité rencontrée à travers les adaptations motrices à la douleur compliquent parfois les stratégies thérapeutiques utilisées avec une population atteinte de lombalgie. Le continuum temporel décrit dans le paragraphe précédent peut compliquer les stratégies

thérapeutiques utilisées et impliquer qu'un traitement donné pour un individu donné doit tenir compte de l'endroit où l'individu se retrouve dans ce continuum temporel. Hodges (2019) suggère que les traitements en phase de douleur aiguë, en phase subaiguë ou en phase chronique soient différents, pour prendre en compte les changements de structure et de fonction différents rencontrés dans ces différentes phases (Hodges, 2019). Dans le cas spécifique de la lombalgie chronique, il est suggéré d'initier le protocole de réadaptation par des exercices avec peu de charges dans le but de rééduquer le patron moteur et réduire la douleur et l'incapacité (Shahtahmassebi et al., 2014), puis d'intégrer des exercices de renforcement avec mise en charge (Hodges, 2019). Bien que notre étude n'ait pas permis de montrer de différence entre les deux groupes, dans l'éventualité où un niveau d'incapacité plus élevé permettrait de démontrer une telle différence, il pourrait être intéressant d'intégrer des protocoles de perturbations inattendues, dans un environnement contrôlé, lors d'un programme de réadaptation lombaire, et comparer les adaptations avant et après un tel programme.

6.5 CONSIDÉRATIONS MÉTHODOLOGIQUES

Plusieurs facteurs peuvent avoir influencé nos résultats. Les données EMG ont été normalisées avec une tâche de contraction maximale volontaire. L'objectif de la normalisation est de permettre une meilleure comparaison de l'amplitude de l'activation musculaire entre les participants, en fournissant de l'information à propos de l'amplitude relative de l'activation musculaire, par rapport à une référence donnée (Besomi et al., 2020). Dans le cadre de notre projet, nous avons utilisé la contraction maximale

volontaire, qui représente l'activation maximale possible d'un muscle. C'est la normalisation la plus utilisée en raison de sa reproductibilité et de la facilité d'interprétation des valeurs (Besomi et al., 2020). Par contre, en contexte de douleur, cette normalisation peut être limitée en raison d'une incapacité ou d'une réticence à produire une contraction maximale (Besomi et al., 2020; van Dieën et al., 2003). Dans le contexte de notre étude, le fait que la tâche de normalisation se faisait en flexion isométrique du tronc a probalement permis de diminuer cette réticence (Thomas et al., 2008). Des encouragements verbaux étaient prodigués afin de stimuler les participants à produire la meilleure contraction possible. Finalement, si nécessaire, une période de repos supplémentaire était accordée avant de débuter les perturbations.

Il est bien documenté que les stratégies de contrôle postural s'adaptent lorsque les perturbations peuvent être anticipées (Knox et al., 2018). En l'occurrence, on retrouve une augmentation de l'activation musculaire de base du tronc au niveau de la paroi abdominale et de la jambe, ainsi qu'une diminution, voire un silence EMG, au niveau des érecteurs du rachis lorsque les perturbations sont anticipées par les participants, mais pas lorsque les perturbations sont inattendues (Santos et al., 2010). L'augmentation de l'activation musculaire de base, en contexte de perturbations attendues, est connue sous le nom d'ajustement postural anticipé (APA). En réaction à l'APA, on retrouve les ajustements posturaux compensatoires (APC), qui ont pour rôle de stabiliser le tronc après la perturbation. Logiquement, lorsque l'APA est plus élevé, alors les APC sont plus bas (moins de déplacement du tronc après la perturbation) (Knox et al., 2018; Santos et al.,

2010). Sans les mesurer directement, notre étude visait à maximiser les APC, sans l'impact des APA, puisque les perturbations étaient inattendues. Cependant, puisque les perturbations étaient répétées, on aurait pu s'attendre à un certain niveau d'APA, à savoir que les participants savaient qu'une prochaine perturbation allait survenir. Le fait que les périodes de temps entre le déclenchement de la perturbation et la survenue de la perturbation (1, 3 ou 5 secondes de délai) étaient aléatoires a probablement permis de minimiser l'APA. L'évaluation de l'activité musculaire de base ainsi que la latence du réflexe auraient pu permettre d'évaluer la présence ou non d'APA (Knox et al., 2018).

7. CONCLUSION

La lombalgie primaire chronique demeure donc un sujet complexe, faisant intervenir plusieurs paramètres des sphères biopsychosociales. Sans s'attarder à l'aspect psychosocial, notre étude a permis de démontrer que les participants atteints de lombalgie primaire chronique démontrent une adaptation de l'amplitude du réflexe d'activation des érecteurs du rachis lombaire, à gauche, tout comme les individus sans douleur. Notre étude a permis de montrer que les individus avec et sans douleur présentent un déplacement d'activité musculaire similaire. Des études supplémentaires seront nécessaires, avec des participants atteints de lombalgie primaire chronique présentant des niveaux d'incapacité plus élevés, afin de déterminer si cette adaptation est présente à droite également, et si une différence entre les groupes est présente. Une meilleure compréhension des mécanismes entourant la réaction aux perturbations de l'environnement pourrait permettre d'améliorer la compréhension de la lombalgie primaire chronique et ainsi contribuer à l'évaluation et au traitement de cette condition endémique.

8. RÉFÉRENCES

Abboud, J., Daneau, C., Nougarou, F., Dugas, C. et Descarreaux, M. (2018, Oct 1). Motor adaptations to trunk perturbation: effects of experimental back pain and spinal tissue creep. *J Neurophysiol, 120*(4), 1591-1601. https://doi.org/10.1152/jn.00207.2018

Abboud, J., Ducas, J., Marineau-Bélanger, É. et Gallina, A. (2023, Oct). Lumbar muscle adaptations to external perturbations are modulated by trunk posture. *Eur J Appl Physiol, 123*(10), 2191-2202. https://doi.org/10.1007/s00421-023-05223-2

Abboud, J., Kuo, C., Descarreaux, M. et Blouin, J. S. (2020, Jan). Regional activation in the human longissimus thoracis pars lumborum muscle. *J Physiol, 598*(2), 347-359. https://doi.org/10.1113/jp278260

Abboud, J., Lardon, A., Boivin, F., Dugas, C. et Descarreaux, M. (2016). Effects of Muscle Fatigue, Creep, and Musculoskeletal Pain on Neuromuscular Responses to Unexpected Perturbation of the Trunk: A Systematic Review. *Front Hum Neurosci, 10*, 667. https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00667

Abboud, J., Lessard, A. et Descarreaux, M. (2021, Sep). Superficial lumbar muscle recruitment strategies to control the trunk with delayed-onset muscle soreness. *Eur J Appl Physiol, 121*(9), 2573-2583. https://doi.org/10.1007/s00421-021-04732-2

Abboud, J., Nougarou, F., Lardon, A., Dugas, C. et Descarreaux, M. (2016). Influence of Lumbar Muscle Fatigue on Trunk Adaptations during Sudden External Perturbations. *Front Hum Neurosci, 10*, 576. https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00576

Abboud, J., Nougarou, F., Pagé, I., Cantin, V., Massicotte, D. et Descarreaux, M. (2014, Dec). Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain. *Eur J Appl Physiol, 114*(12), 2645-2654. https://doi.org/10.1007/s00421-014-2985-8

Allum, J. H., Tang, K. S., Carpenter, M. G., Oude Nijhuis, L. B. et Bloem, B. R. (2011, Apr). Review of first trial responses in balance control: influence of vestibular loss and Parkinson's disease. *Hum Mov Sci, 30*(2), 279-295. https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.009

Battié, M. C., Joshi, A. B. et Gibbons, L. E. (2019, Nov 1). Degenerative Disc Disease: What is in a Name? *Spine (Phila Pa 1976), 44*(21), 1523-1529. https://doi.org/10.1097/brs.0000000000003103

Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Merletti, R., Søgaard, K., Wrigley, T., Besier, T., Carson, R. G., Disselhorst-Klug, C., Enoka, R. M., Falla, D., Farina, D., Gandevia, S., Holobar, A., Kiernan, M. C., McGill, K., Perreault, E., Rothwell, J. C. et Tucker, K. (2020, Aug). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *J*

Electromyogr Kinesiol, 53, 102438. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102438

Bogduk, N. (2016). Functional anatomy of the spine. *Handb Clin Neurol, 136*, 675-688. https://doi.org/10.1016/b978-0-444-53486-6.00032-6

Bourque, P. et Beaudette, D. (1982). Étude psychometrique du questionnaire de dépression de Beck auprès d'un échantillon d'étudiants universitaires francophones. [Psychometric study of the Beck Depression Inventory on a sample of French-speaking university students.]. *Canadian Journal of Behavioural Science / Revue canadienne des sciences du comportement, 14*(3), 211-218. https://doi.org/10.1037/h0081254

Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K. et Goldberg, B. (2005, Dec 1). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine (Phila Pa 1976), 30*(23), 2614-2620. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000188273.27463.bc

Christophy, M., Faruk Senan, N. A., Lotz, J. C. et O'Reilly, O. M. (2012, Jan). A musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomech Model Mechanobiol, 11*(1-2), 19-34. https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6

Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.

de Moraes Vieira, E. B., de Góes Salvetti, M., Damiani, L. P. et de Mattos Pimenta, C. A. (2014, Sep). Self-efficacy and fear avoidance beliefs in chronic low back pain patients: coexistence and associated factors. *Pain Manag Nurs, 15*(3), 593-602. https://doi.org/10.1016/j.pmn.2013.04.004

Devecchi, V., Falla, D., Cabral, H. V. et Gallina, A. (2023, Jun 1). Neuromuscular adaptations to experimentally induced pain in the lumbar region: systematic review and meta-analysis. *Pain, 164*(6), 1159-1180. https://doi.org/10.1097/j.pain.0000000000002819

Du, R., Xu, G., Bai, X. et Li, Z. (2022). Facet Joint Syndrome: Pathophysiology, Diagnosis, and Treatment. *J Pain Res, 15*, 3689-3710. https://doi.org/10.2147/jpr.S389602

Falla, D. et Gallina, A. (2020, Jun). New insights into pain-related changes in muscle activation revealed by high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol, 52*, 102422. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102422

French, D. J., Noël, M., Vigneau, F., French, J. A., Cyr, C. P. et Evans, R. T. (2005). L'Échelle de dramatisation face à la douleur PCS-CF: Adaptation canadienne en langue française de l'échelle «Pain Catastrophizing Scale». [PCS-CF: A French-language, French-Canadian adaptation of the Pain Catastrophizing Scale.]. *Canadian Journal of Behavioural Science / Revue canadienne des sciences du comportement, 37*(3), 181-192. https://doi.org/10.1037/h0087255

Gallina, A., Disselhorst-Klug, C., Farina, D., Merletti, R., Besomi, M., Holobar, A., Enoka, R. M., Hug, F., Falla, D., Søgaard, K., McGill, K., Clancy, E. A.,

Carson, R. G., van Dieën, J. H., Gandevia, S., Lowery, M., Besier, T., Kiernan, M. C., Rothwell, J. C., Tucker, K. et Hodges, P. W. (2022, Jun). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: High-density surface electromyography matrix. *J Electromyogr Kinesiol, 64*, 102656. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102656

Hao, Z., Xie, L., Wang, J. et Hou, Z. (2020). Spatial Distribution and Asymmetry of Surface Electromyography on Lumbar Muscles of Soldiers with Chronic Low Back Pain. *Pain Res Manag, 2020*, 6946294. https://doi.org/10.1155/2020/6946294

Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., Sieper, J., Smeets, R. J. et Underwood, M. (2018, Jun 9). What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet, 391*(10137), 2356-2367. https://doi.org/10.1016/s0140-6736(18)30480-x

Henneman, E. (1957, Dec 27). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science, 126*(3287), 1345-1347. https://doi.org/10.1126/science.126.3287.1345

Herlin, C., Kjaer, P., Espeland, A., Skouen, J. S., Leboeuf-Yde, C., Karppinen, J., Niinimäki, J., Sørensen, J. S., Storheim, K. et Jensen, T. S. (2018). Modic changes-Their associations with low back pain and activity limitation: A systematic literature review and meta-analysis. *PLoS One, 13*(8), e0200677. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200677

Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A. et Cholewicki, J. (2009, Jan 5). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *J Biomech, 42*(1), 61-66. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.001

Hodges, P. W. (2019, Jun). Hybrid Approach to Treatment Tailoring for Low Back Pain: A Proposed Model of Care. *J Orthop Sports Phys Ther, 49*(6), 453-463. https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8774

Hodges, P. W., Coppieters, M. W., MacDonald, D. et Cholewicki, J. (2013, Sep). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. *Eur J Pain, 17*(8), 1138-1146. https://doi.org/10.1002/j.1532-2149.2013.00286.x

Hodges, P. W. et Danneels, L. (2019, Jun). Changes in Structure and Function of the Back Muscles in Low Back Pain: Different Time Points, Observations, and Mechanisms. *J Orthop Sports Phys Ther, 49*(6), 464-476. https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8827

Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A. et Gandevia, S. C. (2003, Jul). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res, 151*(2), 262-271. https://doi.org/10.1007/s00221-003-1457-x

Hodges, P. W. et Tucker, K. (2011, Mar). 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
Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F. et Buchbinder, R. (2010, Dec). The Epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol, 24*(6), 769-781. https://doi.org/10.1016/j.berh.2010.10.002
Hudson, A. L., Gandevia, S. C. et Butler, J. E. (2019, Jul). A Principle of Neuromechanical Matching for Motor Unit Recruitment in Human Movement. *Exerc Sport Sci Rev, 47*(3), 157-168. https://doi.org/10.1249/jes.0000000000000191
John, J. N., Ugwu, E. C., Okezue, O. C., Ekechukwu, E. N. D., Mgbeojedo, U. G., John, D. O. et Ezeukwu, A. O. (2023, Aug). Kinesiophobia and associated factors among patients with chronic non-specific low back pain. *Disabil Rehabil, 45*(16), 2651-2659. https://doi.org/10.1080/09638288.2022.2103747
Jones, S. L., Hitt, J. R., DeSarno, M. J. et Henry, S. M. (2012, Sep). Individuals with non-specific low back pain in an active episode demonstrate temporally altered torque responses and direction-specific enhanced muscle activity following unexpected balance perturbations. *Exp Brain Res, 221*(4), 413-426. https://doi.org/10.1007/s00221-012-3183-8
Kapetanakis, S. et Gkantsinikoudis, N. (2021). Anatomy of lumbar facet joint: a comprehensive review. *Folia Morphol (Warsz), 80*(4), 799-805. https://doi.org/10.5603/FM.a2020.0122
Kirnaz, S., Capadona, C., Wong, T., Goldberg, J. L., Medary, B., Sommer, F., McGrath, L. B., Jr. et Härtl, R. (2022, Jan). Fundamentals of Intervertebral Disc Degeneration. *World Neurosurg, 157*, 264-273. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2021.09.066
Knezevic, N. N., Candido, K. D., Vlaeyen, J. W. S., Van Zundert, J. et Cohen, S. P. (2021, Jul 3). Low back pain. *Lancet, 398*(10294), 78-92. https://doi.org/10.1016/s0140-6736(21)00733-9
Knox, M. F., Chipchase, L. S., Schabrun, S. M., Romero, R. J. et Marshall, P. W. M. (2018, Oct). Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine J, 18*(10), 1934-1949. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.06.008
Liebetrau, A., Puta, C., Anders, C., de Lussanet, M. H. et Wagner, H. (2013, Oct). Influence of delayed muscle reflexes on spinal stability: model-based predictions allow alternative interpretations of experimental data. *Hum Mov Sci, 32*(5), 954-970. https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.03.006
Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G. et Stohler, C. S. (1991, May). The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol, 69*(5), 683-694. https://doi.org/10.1139/y91-102
MacDonald, D. A., Moseley, G. L. et Hodges, P. W. (2006, Nov). The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? *Man Ther, 11*(4), 254-263. https://doi.org/10.1016/j.math.2006.02.004

Madeleine, P., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Ravier, P. et Farina, D. (2006, Nov). Experimental muscle pain changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during sustained contraction. *Clin Neurophysiol, 117*(11), 2436-2445. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.06.753

Marineau-Bélanger, E., Vaurs, M., Roy, J., O'Shaughnessy, J., Descarreaux, M. et Abboud, J. (2023, Dec). Fatigue task-dependent effect on spatial distribution of lumbar muscles activity. *J Electromyogr Kinesiol, 73*, 102837. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2023.102837

Matheve, T., Hodges, P. et Danneels, L. (2023, Aug 24). The Role of Back Muscle Dysfunctions in Chronic Low Back Pain: State-of-the-Art and Clinical Implications. *J Clin Med, 12*(17). https://doi.org/10.3390/jcm12175510

Merletti, R., De Luca, C. J. et Sathyan, D. (1994, Nov). Electrically evoked myoelectric signals in back muscles: effect of side dominance. *J Appl Physiol (1985), 77*(5), 2104-2114. https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.5.2104

Moorhouse, K. M. et Granata, K. P. (2007). Role of reflex dynamics in spinal stability: intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability. *J Biomech, 40*(5), 1058-1065. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.04.018

Morelli, N. et Hoch, M. (2020, Dec). A Proposed Postural Control Theory Synthesizing Optimal Feedback Control Theory, Postural Motor Learning, and Cerebellar Supervision Learning. *Percept Mot Skills, 127*(6), 1118-1133. https://doi.org/10.1177/0031512520930868

Murray, G. M. et Peck, C. C. (2007, Fall). Orofacial pain and jaw muscle activity: a new model. *J Orofac Pain, 21*(4), 263-278; discussion 279-288.

Nicholas, M., Vlaeyen, J. W. S., Rief, W., Barke, A., Aziz, Q., Benoliel, R., Cohen, M., Evers, S., Giamberardino, M. A., Goebel, A., Korwisi, B., Perrot, S., Svensson, P., Wang, S. J. et Treede, R. D. (2019, Jan). 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

Oude Nijhuis, L. B., Allum, J. H., Valls-Solé, J., Overeem, S. et Bloem, B. R. (2010, Nov). First trial postural reactions to unexpected balance disturbances: a comparison with the acoustic startle reaction. *J Neurophysiol, 104*(5), 2704-2712. https://doi.org/10.1152/jn.01080.2009

Panjabi, M. M. (1992, Dec). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord, 5*(4), 383-389; discussion 397. https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001

Panjabi, M. M. (2003, Aug). Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol, 13*(4), 371-379. https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00044-0

Peene, L., Cohen, S. P., Kallewaard, J. W., Wolff, A., Huygen, F., Gaag, A. V., Monique, S., Vissers, K., Gilligan, C., Van Zundert, J. et Van Boxem, K. (2024, Mar). 1. Lumbosacral radicular pain. *Pain Pract, 24*(3), 525-552.

https://doi.org/10.1111/papr.13317
Prins, M. R., Griffioen, M., Veeger, T. T. J., Kiers, H., Meijer, O. G., van der Wurff, P., Bruijn, S. M. et van Dieën, J. H. (2018, Jan). Evidence of splinting in low back pain? A systematic review of perturbation studies. *Eur Spine J, 27*(1), 40-59. https://doi.org/10.1007/s00586-017-5287-0
Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. et Greene, H. S. (2001, Apr 1). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976), 26*(7), 724-730. https://doi.org/10.1097/00007632-200104010-00004
Ramprasad, M., Shenoy, D. S., Singh, S. J., Sankara, N. et Joseley, S. R. (2010). The magnitude of pre-programmed reaction dysfunction in back pain patients: experimental pilot electromyography study. *J Back Musculoskelet Rehabil, 23*(2), 77-86. https://doi.org/10.3233/bmr-2010-0254
Reeves, N. P., Cholewicki, J., van Dieën, J. H., Kawchuk, G. et Hodges, P. W. (2019, Jun). Are Stability and Instability Relevant Concepts for Back Pain? *J Orthop Sports Phys Ther, 49*(6), 415-424. https://doi.org/10.2519/jospt.2019.8144
Roland, M. O. (1986, May). A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 1*(2), 102-109. https://doi.org/10.1016/0268-0033(86)90085-9
Santos, M. J., Kanekar, N. et Aruin, A. S. (2010, Jun). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol, 20*(3), 388-397. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006
Seyedhoseinpoor, T., Taghipour, M., Dadgoo, M., Sanjari, M. A., Takamjani, I. E., Kazemnejad, A., Khoshamooz, Y. et Hides, J. (2022, Apr). Alteration of lumbar muscle morphology and composition in relation to low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine J, 22*(4), 660-676. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.10.018
Shafshak, T. S. et Elnemr, R. (2021, Oct 1). The Visual Analogue Scale Versus Numerical Rating Scale in Measuring Pain Severity and Predicting Disability in Low Back Pain. *J Clin Rheumatol, 27*(7), 282-285. https://doi.org/10.1097/rhu.0000000000001320
Shahtahmassebi, B., Hebert, J. J., Stomski, N. J., Hecimovich, M. et Fairchild, T. J. (2014, Oct). The effect of exercise training on lower trunk muscle morphology. *Sports Med, 44*(10), 1439-1458. https://doi.org/10.1007/s40279-014-0213-7
Skotte, J. H., Fallentin, N., Pedersen, M. T., Essendrop, M., Strøyer, J. et Schibye, B. (2004, Oct). Adaptation to sudden unexpected loading of the low back--the effects of repeated trials. *J Biomech, 37*(10), 1483-1489. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.018
Smith, J. A., Stabbert, H., Bagwell, J. J., Teng, H. L., Wade, V. et Lee, S. P. (2022,

Jul). Do people with low back pain walk differently? A systematic review and meta-analysis. *J Sport Health Sci, 11*(4), 450-465. https://doi.org/10.1016/j.jshs.2022.02.001

Sung, P. S., Spratt, K. F. et Wilder, D. G. (2004, Sep 1). A possible methodological flaw in comparing dominant and nondominant sided lumbar spine muscle responses without simultaneously considering hand dominance. *Spine (Phila Pa 1976), 29*(17), 1914-1922. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000137071.47606.19

Thomas, J. S., France, C. R., Sha, D. et Wiele, N. V. (2008, May 15). The influence of pain-related fear on peak muscle activity and force generation during maximal isometric trunk exertions. *Spine (Phila Pa 1976), 33*(11), E342-348. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181719264

Todorov, E. et Jordan, M. I. (2002, Nov). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neurosci, 5*(11), 1226-1235. https://doi.org/10.1038/nn963

Urits, I., Charipova, K., Gress, K., Schaaf, A. L., Gupta, S., Kiernan, H. C., Choi, P. E., Jung, J. W., Cornett, E., Kaye, A. D. et Viswanath, O. (2020, Sep). Treatment and management of myofascial pain syndrome. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol, 34*(3), 427-448. https://doi.org/10.1016/j.bpa.2020.08.003

van Dieën, J. H., Reeves, N. P., Kawchuk, G., van Dillen, L. R. et Hodges, P. W. (2019, Jun). Motor Control Changes in Low Back Pain: Divergence in Presentations and Mechanisms. *J Orthop Sports Phys Ther, 49*(6), 370-379. https://doi.org/10.2519/jospt.2019.7917

van Dieën, J. H., Selen, L. P. et Cholewicki, J. (2003, Aug). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol, 13*(4), 333-351. https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00041-5

Vieira, T. M., Merletti, R. et Mesin, L. (2010, Aug 10). Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *J Biomech, 43*(11), 2149-2158. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.049

Vogler, D., Paillex, R., Norberg, M., de Goumoëns, P. et Cabri, J. (2008, Jun). [Cross-cultural validation of the Oswestry disability index in French]. *Ann Readapt Med Phys, 51*(5), 379-385. https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2008.03.006

Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M. et Watson, P. J. (2005, Sep). Psychometric properties of the TSK-11: a shortened version of the Tampa Scale for Kinesiophobia. *Pain, 117*(1-2), 137-144. https://doi.org/10.1016/j.pain.2005.05.029

9. ANNEXES

4227

UQTR
Savoir.
Surprendre.

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

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 :

Titre : **Variabilité motrice du tronc dans différents vecteurs de force**

Chercheur(s) : Audrey Hamel
Département des sciences de l'activité physique

Organisme(s) : CRSNG

N° DU CERTIFICAT **CER-22-294-07.06**

PÉRIODE DE VALIDITÉ : **Du 26 janvier 2023** **au 26 janvier 2024**

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :

- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

Me Richard LeBlanc
Président du comité

Fanny Longpré
Secrétaire du comité

Décanat de la recherche et de la création

Date d'émission : 26 janvier 2023