

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

LES EFFETS DES DOULEURS LOMBAIRES SUR LE CONTRÔLE  
NEURO-MUSCULAIRE DU TRONC CHEZ LES CYCLISTES

MÉMOIRE DE RECHERCHE PRÉSENTÉ  
COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA  
MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR  
EMILE MARINEAU

DÉCEMBRE 2021

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

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

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 ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAITRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

**Direction de recherche :**

Jacques Abboud

Prénom et nom

directeur de recherche

Martin Descarreaux

Prénom et nom

codirecteur de recherche

**Jury d'évaluation**

Jacques Abboud

Prénom et nom

Membre interne (directeur)

Fonction du membre de jury

Philippe Gendron

Prénom et nom

Membre interne

Fonction du membre de jury

Arnaud Lardon

Prénom et nom

Membre externe

Fonction du membre de jury

## Table des matières

<i>Résumé</i> .....	6
<i>Abstract</i> .....	8
<i>Liste des abréviations</i> .....	10
<i>Remerciements</i> .....	11
<i>Revue de la littérature</i> .....	12
La lombalgie.....	12
<i>Biomécanique et anatomie de la lombalgie</i> .....	15
Changements neuromusculaires de la lombalgie .....	18
Phénomène de flexion-relaxation.....	22
Les disques intervertébraux.....	24
Variabilité motrice .....	26
Cyclisme.....	32
Cyclisme et lombalgie.....	34
<i>Problématique</i> .....	37
<i>Objectifs et hypothèses</i> .....	39
<i>Article</i> .....	40
Abstract .....	41
Introduction.....	43
Materials and Methods.....	46
Data collection .....	53
Data Analysis .....	54

Statistical Analysis .....	56
Results .....	58
Discussion .....	65
Conclusion.....	71
<i>Discussion</i> .....	72
Rappel de l'objectif.....	72
Retour sur les principaux résultats .....	72
Limites.....	81
Implication clinique .....	83
Perspective de recherches .....	84
<i>Conclusion</i> .....	86
<i>Références</i> .....	88

## Liste des figures

Figure 1: modèle représentant les cinq principaux groupes de contributeurs de la lombalgie (hartvigsen et al., 2018).....	14
figure 2 : la stabilité vertébrale selon (panjabi, 1992).....	15
figure 3: représentation des structures passives de la colonne lombaire.....	16
figure 4 représentation adaptée de la quantité d'unité motrice activée lors d'une tâche contraction dans deux muscles (quadriceps et long fléchisseur du pouce (lfp)) lors dans de trois conditions différentes (kylie tucker et al., 2009) .....	19
figure 5 : représentation du modèle d'adaptation motrice à la douleur (hodges & tucker, 2011). .....	21
figure 6 : représentation graphique des niveaux d'activation du muscle érecteur du rachis lombaire gauche (erl g) et angle lombaire d'un participant lors d'une flexion complète debout .....	23
figure 7 : représentation graphique de l'impact de différente position ou activité sur la hauteur discale et la pression intra discale (van deursen et al., 2005). .....	25
figure 8 : données individuelles de variation d'activité musculaire chez 17 participants souffrant de douleur expérimentale lombaire .....	29
figure 9 : représentation typique des données de dispersion d'un participant sain (à gauche) et d'un participant souffrant de lombalgie (à droite) pendant une tâche de fatigue.....	32
figure 10 : représentation des pièces d'intérêt d'un vélo de route .....	34
figure 11 : représentation de la problématique de recherche .....	38
figure 12: représentation schématisée des résultats de l'étude.....	87

## Résumé

La lombalgie est un trouble neuromusculosquelettique qui se développe en réaction à divers contributeurs (Hartvigsen et al., 2018). Elle est susceptible d'entraîner de la douleur locale ou référée (Woolf & Pfleger, 2003). Ces douleurs peuvent être autant d'origines spécifique ou non spécifique (Balagué et al., 2012). La lombalgie est présente de manière généralisée dans la population, incluant les sportifs (Mortazavi et al., 2015; Wu et al., 2020). Bien que la lombalgie soit une condition omniprésente, son étiologie n'est pas encore comprise dans sa globalité. Un modèle d'adaptation à la douleur s'intéressant aux changements neuromusculaires tente d'expliquer l'aspect neuromusculaire de la lombalgie sous un nouvel angle (Hodges & Tucker, 2011).

La pratique de plusieurs sports met à risque les athlètes de développer des douleurs lombaires au cours de leur carrière, entre autres, le cyclisme de route (Clarsen et al., 2010; Mortazavi et al., 2015). Chez les cyclistes, leur position en flexion prolongée serait un facteur de risque de l'incidence de la lombalgie (Streisfeld et al., 2017). Une étude s'est intéressée à l'impact des douleurs lombaires sur les mouvements lombaires des cyclistes pendant un effort à vélo (Van Hoof et al., 2012). Alors que d'autres ont étudié l'activité musculaire des muscles du tronc (Balasubramanian et al., 2014; Balasubramanian & Jayaraman, 2009; Burnett et al., 2004). Les résultats de ces études, bien qu'intéressants, peinent à refléter la complexité des adaptations neuromusculaires possibles observées chez des patients atteints de lombalgie non spécifique lors d'un effort à vélo (Hodges & Tucker, 2011).

Mots clés : cyclisme de route, EMG, cinématique, stadiométrie

## Abstract

**Purpose:** This study was designed to identify neuromuscular adaptations of low back pain (LBP) cyclists while cycling. The impact of a cycling effort on spinal shrinkage was also assessed. **Method:** Forty-eight well trained (21 LBP, 27 controls) cyclists rode their own road bike mounted on a smart trainer for one hour. Their hands' position, cycling cadence and heart rate were collected to control the effort. LBP levels and perceived exertion levels were self-reported while cycling. Surface electromyography (EMG) recorded muscle activity of the lumbar erector spinae (LES) and 3D motion analysis system recorded kinematic of the trunk. Spinal shrinkage was assessed by stadiometry. Maximal voluntary contractions (MVC) in trunk extension were performed before and after the cycling effort. Statistical comparisons were made using repeated measure ANOVAs (time, groups, and interaction) for most data. **Results:** The LBP group presented increase in pain levels throughout the cycling effort [ $F(1,12) = 11.34, p < 0.001$ ]. The effect of the one-hour cycling effort (time) increased significantly the trunk [ $F(1,11) = 4.41, p < 0.001$ ] and thoracic [ $F(1,11) = 3.44, p < 0.001$ ] flexion. Also, lesser lumbar muscle activity (35% less) was observed at the end of the effort. The cycling effort induced a decrease in MVC after the effort [ $F(1,1) = 11.56, p = 0.001$ ] and a decrease in spinal height for both groups [ $F(1,1) = 6.80, p = 0.01$ ]. Difference between groups was only observed for the thoracic angle [ $F(1,1) = 5.16, p = 0.03$ ], more flexed for LBP. **Conclusion:** Both groups present similar decreasing in maximal strength and spinal shrinkage after one hour of cycling. Neuromuscular adaptations to cycling effort is identified by a decrease in LES EMG amplitude and an increase flexion of the trunk. In

the LBP group, adaptation to pain is seen by an increase in thoracic flexion. Despite these adaptations, cyclists with LBP could not ride their bike pain-free.

Keywords: Road cycling, EMG, kinematic, stadiometry

## Liste des abréviations

LBP : *Low back pain* (Douleur lombaire)

EMG : Électromyographie

3D : Trois dimensions

UCM : *Uncontrolled Manifold*

GEM : *Goal Equivalent Manifold*

PFR : Phénomène de flexion-relaxation

MVC : *Maximal Voluntary Contraction* (Contraction maximale volontaire)

DIV : Disques intervertébraux

RMS : *Root mean square* (Racine du carré moyen)

MDF : *Median frequency* (Fréquence médiane)

L1 : 1<sup>ère</sup> Vertèbre lombaire

L2 : 2<sup>e</sup> Vertèbre lombaire

L3 : 3<sup>e</sup> Vertèbre lombaire

L4 : 4<sup>e</sup> Vertèbre lombaire

L5 : 5<sup>e</sup> Vertèbre lombaire

T12 : 12<sup>e</sup> Vertèbre thoracique

## Remerciements

D'abord, je tiens à remercier mes deux co-directeurs, Jacques Abboud et Martin Descarreaux. Ils ont su peaufiner mon idée originale de projet pour ensuite me soutenir tout au long de celui-ci. Merci d'avoir cru en moi et d'avoir mis autant de temps et d'énergie dans le projet d'un diplômé en chiropratique sans aucune expérience de laboratoire. C'est grandement apprécié. Espérons que cela ne soit que le début de plusieurs projets à venir. Dans le même ordre d'idée, je remercie Mihai; directement débarqué de la France pour venir m'épauler dans ma collecte de donnée. Grâce à toi, mes nombreuses heures à regarder des gens pédaler furent beaucoup plus intéressantes. Merci également au DSAP et à la Fondation Chiropratique du Québec de m'avoir aidé financièrement tout au long de mon parcours.

Du côté plus personnel, je souhaite évidemment remercier mes parents pour tout le support moral que vous m'avez offert pendant ces deux années remplies de défis. Même à 700 km de distance, je savais que je pouvais toujours compter sur vous. Merci à mes deux meilleurs amis, Justin et Jonathan, d'avoir été présents pour me faire penser à autre chose que mon projet qui m'accaparait significativement.

Finalement, je souhaite remercier ma blonde, Camille, qui pendant mon parcours à la maîtrise a donné naissance à notre Jules. Sans toi, je n'aurais jamais pu porter à terme mon projet. Merci d'avoir pris les bouchées doubles voire triples, à la maison et avec fiston.

## Revue de la littérature

### La lombalgie

Par définition, la lombalgie est une douleur se situant sous la douzième côte et au-dessus du pli fessier inférieur, accompagnée, ou non, de douleur aux membres inférieurs (Woolf & Pfleger, 2003). À l'échelle mondiale, la lombalgie a été responsable de 60,1 millions d'années vécues avec une incapacité en 2015, soit une augmentation de 54% depuis 1990. Cela en fait la première cause d'invalidité sur Terre (Hartvigsen et al., 2018).

Dans le monde du sport, la lombalgie touche abondamment les athlètes de tous sports et de tous niveaux. Selon une revue de la littérature, ce symptôme atteint 30% des athlètes et représente entre 10% et 15% des blessures sportives (Mortazavi et al., 2015). Chez les cyclistes de route, la lombalgie compte entre 15% et 50% des blessures (Dettori & Norvell, 2006). Bien que ces chiffres soient imposants, il est encore incertain si la pratique sportive a un effet protecteur ou est un facteur de risque de développer une lombalgie (Baker & Patel, 2005; Heneweer et al., 2011; Kaartinen et al., 2020).

La lombalgie se divise en deux grandes catégories. La lombalgie, dite spécifique, caractérisée par une étiologie précise et connue (Ex. : tumeur, spondylarthrite ankylosante, fracture, etc.). Alors que la lombalgie non spécifique n'est pas attribuable à un diagnostic pathoanatomique spécifique (Balagué et al., 2012). C'est cette deuxième catégorie qui sera étudiée dans ce projet et qui est la plus fréquente (Maher et al., 2017). Chez les personnes atteintes de lombalgie non spécifique, des altérations d'un ou plusieurs contributeurs sont mises en cause (figure 1). Cet éventail d'altérations, comprenant les dimensions biophysique, psychologique et sociale, rend difficile de

déterminer la cause précise de la lombalgie non spécifique. Ces changements peuvent contribuer à la fois à la nociception et à l'invalidité (Hartvigsen et al., 2018). Bien que les connaissances sur la lombalgie soient de plus en plus importantes, la lombalgie non spécifique continue d'être étudiée. Certaines études émergent avec des explications sur la dimension biophysique de la lombalgie. Par exemple, on sait que les personnes atteintes de lombalgie chronique présentent des changements dans la grosseur des fibres musculaires (atrophie) (Goubert et al., 2016), de ratio fibres musculaire/adipocytes (Sions et al., 2017) et leur coordination (Hodges & Richardson, 1996). Cependant, bien peu d'études se sont intéressées aux caractéristiques biophysiques de la lombalgie dans un contexte dynamique.



*Figure 1 : Modèle représentant les cinq principaux groupes de contributeurs de la lombalgie (Hartvigsen et al., 2018). Les contributeurs sont des facteurs de risques de la lombalgie pouvant causer l'invalidité. La lombalgie se caractérise par des apports nociceptifs qui peuvent être d'origine spécifique ou non. À partir du modèle de Hartvigsen, deux sous-groupes ont été ajoutés soit les facteurs biomécaniques et neuromusculaires. Ceux-ci précisent les facteurs biophysiques à l'étude dans ce projet.*

Dans le cadre de mes travaux de maîtrise, je m'intéresse particulièrement aux déterminants biophysiques de la lombalgie lors d'un effort sur vélo de route. Plus précisément, les déterminants biophysiques d'intérêt sont: l'activité électromyographique des érecteurs du rachis lombaire, la cinématique du tronc et la variation de la hauteur discale.

## Biomécanique et anatomie de la lombalgie

La colonne vertébrale est un système complexe qui remplit trois fonctions principales. Elle permet le mouvement dans les trois dimensions, porte des charges importantes et protège la moelle épinière des blessures. Pour assurer ces fonctions, une certaine stabilité est de mise. Le concept de stabilité vertébrale de Panjabi illustre comment la colonne vertébrale assure cette stabilité. Ce concept, bien que simpliste, présente bien la stabilité comme étant la synergie de trois sous-systèmes : neural, musculosquelettique passif et actif (Panjabi, 1992). Ainsi, l'atteinte à un ou plusieurs des sous-systèmes a le potentiel de résulter en de l'instabilité vertébrale et, conséquemment, de douleur et même d'invalidité (figure 2).

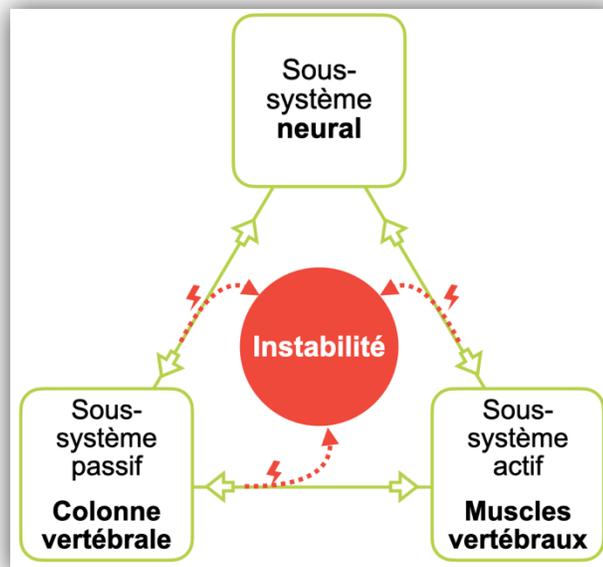
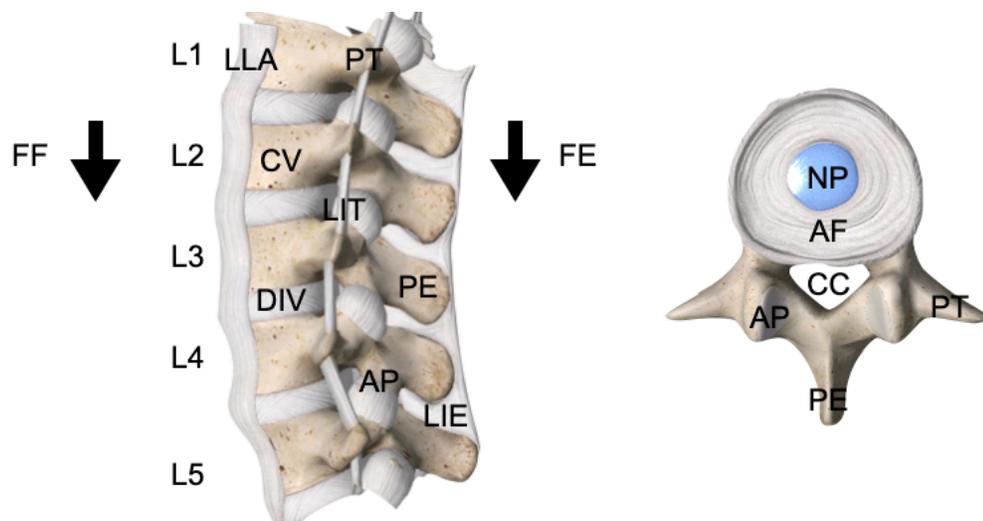


Figure 2 : La stabilité vertébrale selon (Panjabi, 1992). L'interaction entre les sous-systèmes neural, passif et actif est essentielle au maintien de la stabilité vertébrale. L'atteinte à un ou plusieurs sous-systèmes (traits pointillés rouges) a comme possible conséquence de causer de l'instabilité. Cette instabilité serait un facteur de la lombalgie non spécifique.

Le système nerveux comprend l'encéphale, la moelle épinière et l'ensemble des nerfs crâniens et périphériques. Son rôle dans la stabilité vertébrale est de recevoir des informations des autres sous-systèmes, déterminer les exigences spécifiques à la réalisation de la tâche et contrôler l'activité des structures actives pour maintenir la stabilité vertébrale (Panjabi, 1992).



*Figure 3 : Représentation des structures passives de la colonne lombaire. Une force en flexion (FF) est supportée majoritairement par les disques intervertébraux (DIV). Une force en extension (FE) est supportée majoritairement par les structures postérieures comme les articulations postérieures (AP). L1 = vertèbre lombaire 1, L2 = vertèbre lombaire 2, L3 = vertèbre lombaire 3, L4 = vertèbre lombaire 4, L5 = vertèbre lombaire 5, LLA = ligament longitudinal antérieur, CV = corps vertébraux, PT = processus transverse, LIT = ligament intertransversaire, PE = processus épineux, LIE = ligament interépineux, NP = Noyau pulpeux, AF = anneau fibreux, CC = canal central*

Le sous-système passif (figure 3), qui inclut les os, les ligaments et le cartilage, est responsable de la stabilité passive, importante principalement à la fin de l'amplitude de mouvement (Panjabi, 1992). La colonne vertébrale lombaire est typiquement

composée de cinq vertèbres qui supportent la majorité de la force de compression axiale (Adams, 2004). Antérieurement, les vertèbres sont séparées par les disques intervertébraux qui permettent une certaine liberté de mouvement. Postérieurement, les vertèbres sont séparées par les articulations zygapophysaires qui limitent le mouvement et stabilisent la région (Adams & Dolan, 2005). De plus, tout autour des vertèbres, différents ligaments sont présents pour assurer la stabilité de la colonne lombaire: les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, les ligaments intertransversaires et interépineux (Behets Wydemans et al., 2010). Toutes ces structures peuvent être blessées et impliquées dans la lombalgie (Balagué et al., 2012).

Nonobstant l'importance des deux précédents sous-systèmes, d'autres structures sont souvent reconnues comme étant une cause ou une conséquence probable de la lombalgie : les muscles (sous-système actif) (Adams, 2004). Le sous-système actif est responsable du mouvement et de la stabilité active en accord avec les demandes du sous-système neural (Panjabi, 1992). Ce sous-système inclut les multifides : un groupe de muscles ayant comme origine les processus épineux d'une vertèbre et comme terminaisons les processus transverses de deux à quatre vertèbres inférieurement. Selon certains auteurs, ces muscles courts et profonds jouent un rôle important dans la stabilisation de la colonne lombaire (MacDonald et al., 2006; Moseley et al., 2002). Un autre groupe musculaire important est les muscles superficiels du tronc (MacDonald et al., 2006). Ce groupe musculaire comprend les muscles obliques internes et externes, le droit de l'abdomen, les parties latérales des muscles carrés des lombes et les érecteurs du rachis. Tous ces muscles transfèrent la charge directement entre la cage thoracique et le

bassin (Bergmark, 1989). Une implication possible de ces muscles dans la lombalgie est présente lors de la flexion lombaire. En effet, le vecteur de force de certains de ces muscles est compromis en flexion lombaire. Conséquemment, leur rôle de soutien des forces de cisaillement antérieures sur la colonne vertébrale est réduit (McGill et al., 2000). Cette réduction de la protection contre les forces de cisaillement compromet la stabilité vertébrale et présente un facteur de risque de la lombalgie (McGill et al., 2000).

Dans ce projet, les trois sous-systèmes seront étudiés lors de l'effort à vélo. Le sous-système actif et neural seront observés par la variation de l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire et la cinématique lombaire. Le sous-système passif sera observé par la variation des hauteurs discales ainsi que par la cinématique lombaire.

### Changements neuromusculaires de la lombalgie

L'inter relation entre les sous-systèmes actif et neural permet au corps de s'adapter aux différentes tâches qu'il doit exécuter. Ces adaptations sont observables sous la forme de différentes stratégies neuromusculaires. Selon Hodges et Tucker, qui ont élaboré un modèle d'adaptation à la douleur, les personnes saines et souffrant de douleur ne présentent pas les mêmes stratégies. Leur modèle tente d'expliquer ces changements qu'ils ont regroupés en quatre éléments clés (Hodges & Tucker, 2011).

Premièrement, une redistribution de l'activité intra et inter musculaire se produit en présence de douleur (figure 4). En effet, l'activation et l'inhibition d'unités motrices à l'intérieur d'un même muscle ont pour objectif de maintenir la puissance de la force délivrée tout en limitant l'activité de certaines unités motrices qui pourrait provoquer de la douleur (Kylie Tucker et al., 2009). Cette variation d'activité musculaire s'observe

aussi entre des muscles d'un même groupe, comme dans les muscles extenseurs du tronc (Hodges et al., 2006).

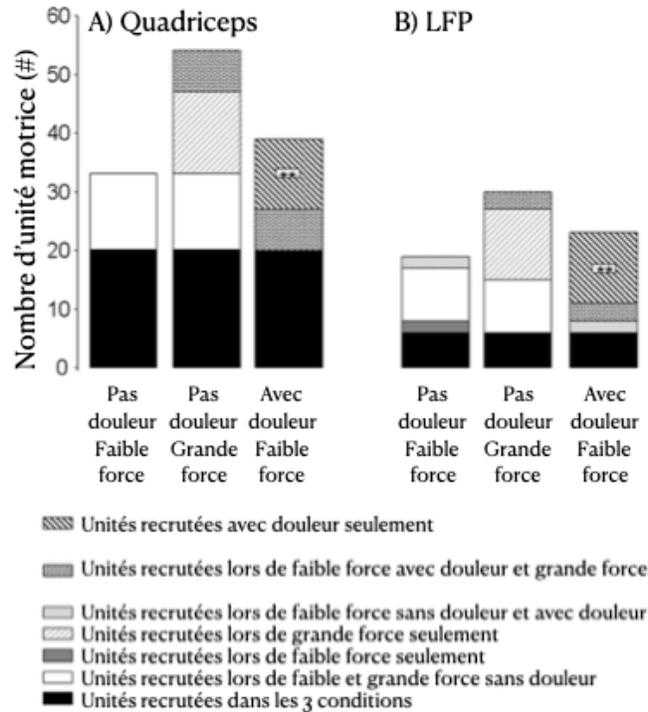


Figure 4 : Représentation adaptée de la quantité d'unité motrice activée lors d'une tâche contraction dans deux muscles (Quadriceps et long fléchisseur du pouce (LFP)) lors dans de trois conditions différentes (Kylie Tucker et al., 2009)

Deuxièmement, la présence de douleur conduit à un mécanisme de protection contre une blessure ou une douleur supplémentaire. Ici, deux théories expliquent la variation de l'activité musculaire. D'un côté, la douleur peut provoquer une inhibition des muscles agonistes qui réduit la production de force, l'amplitude et la vitesse du mouvement (Lund et al., 1991). D'un autre côté, une augmentation de l'activité musculaire permet de protéger la partie douloureuse à la manière d'une attelle (Roland,

1986). Hodges et Tucker proposent un modèle où ces deux théories sont acceptées. En effet, selon eux, le système nerveux utilise plusieurs stratégies pour protéger une région blessée. Ces stratégies comprennent autant une augmentation qu'une diminution de l'activité musculaire de la région douloureuse (Hodges & Tucker, 2011). Par ailleurs, une interprétation erronée de la douleur et des stratégies pour la diminuer peuvent mener à des conséquences telles que la chronicité (Leeuw et al., 2007).

Troisièmement, l'adaptation à la douleur modifie le comportement mécanique de la région par une modification des mouvements et de la rigidité. Par exemple, pendant la marche, la contre-rotation normale du thorax et de l'abdomen est modifiée en un mouvement plus en bloc lorsque les individus souffrent de douleur au bas du dos (Lamoth et al., 2002). Ces changements seraient dus à une redistribution de l'activité musculaire qui modifie les patrons de mouvement du tronc (Hodges & Tucker, 2011). Malgré ces adaptations, la tâche est généralement accomplie, mais la qualité est affectée en présence de douleur.

En conclusion, ces adaptations à la douleur présentent des avantages à court terme comme la diminution de la douleur et la protection de régions douloureuses. Cependant, des conséquences potentielles à long terme sont engendrées en raison de facteurs tels que l'augmentation de la charge et la diminution des mouvements (figure 5). Ces conséquences auront comme résultat de diminuer la variabilité motrice (Hodges & Tucker, 2011). La variabilité motrice sera expliquée plus en détail dans la prochaine section.

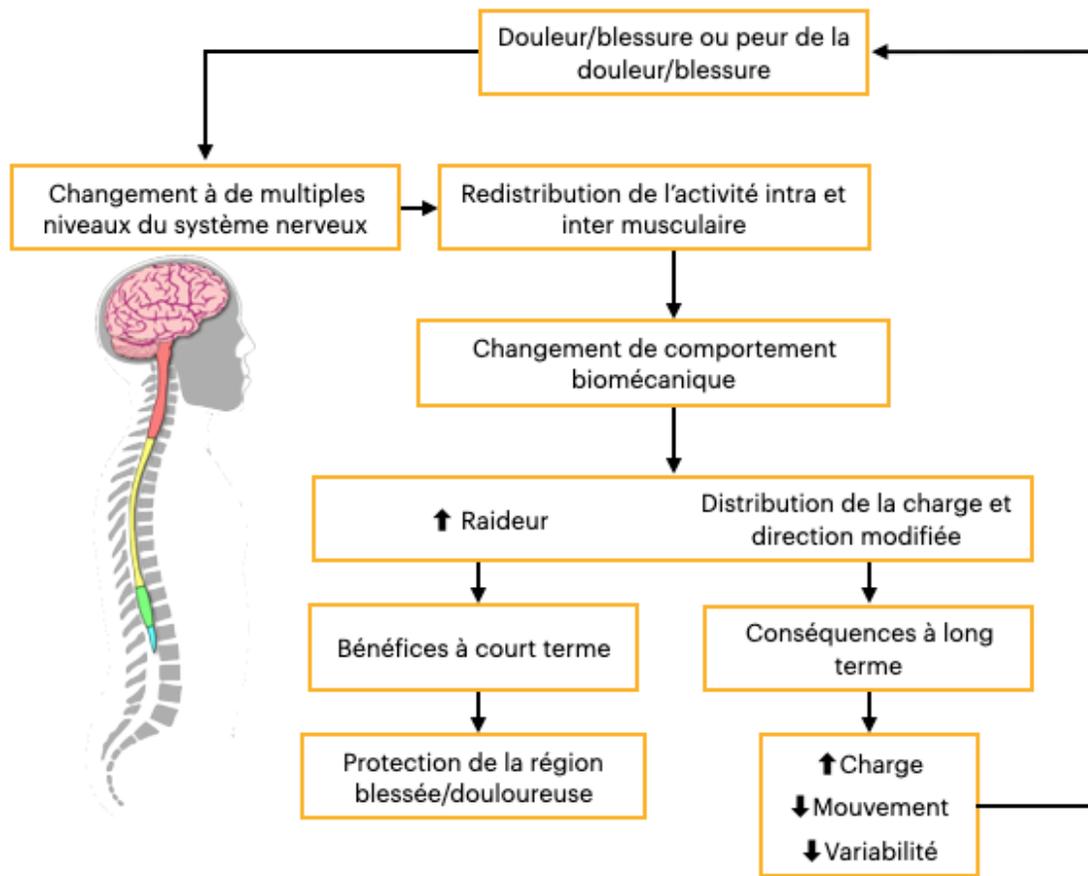


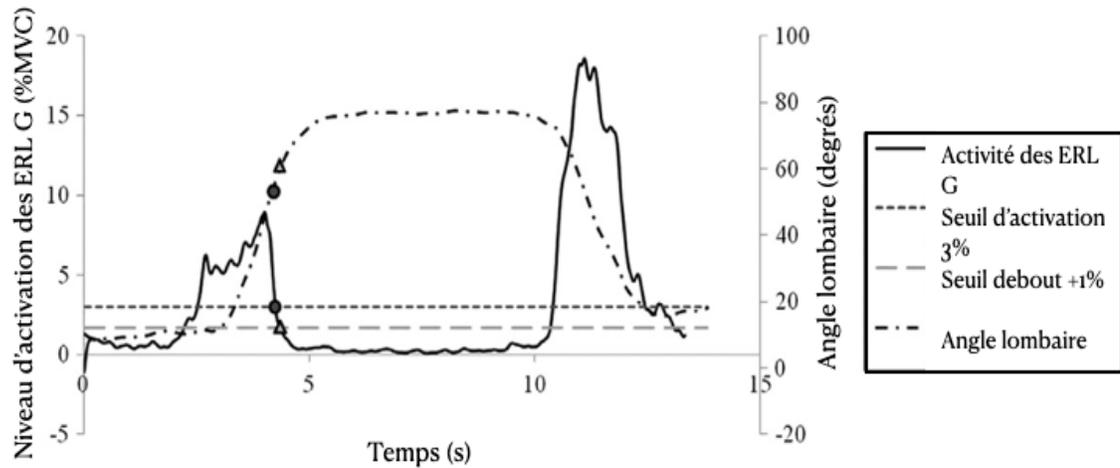
Figure 5 : Représentation du modèle d'adaptation motrice à la douleur (Hodges & Tucker, 2011).

Ce projet de recherche s'intéresse aux conséquences à long terme de la lombalgie chez des cyclistes de route. Les trois niveaux d'adaptation à long terme seront étudiés lors d'un effort à vélo. La charge sera étudiée par l'impact de l'effort sur les disques intervertébraux, mesuré par la stadiométrie. Le mouvement sera étudié par la cinématique 3D du tronc lors de l'effort. Finalement, la variabilité motrice sera étudiée par les variations de l'activité EMG et de mouvement chez des participants sains et atteints de lombalgie non spécifique.

### Phénomène de flexion-relaxation

Une autre stratégie qui peut être mise en place pour permettre aux érecteurs du rachis de s'adapter à une tâche motrice est le phénomène de flexion-relaxation (PFR). Le PFR est caractérisé par la présence d'un silence EMG des érecteurs du rachis lors de l'approche de la flexion complète du tronc (CE, 1948). Ce phénomène est présenté sous forme de graphique à la figure 6. Le silence EMG, présent chez les personnes saines, représente une réduction importante de l'activité musculaire des extenseurs du rachis superficiels vraisemblablement potentialisée par la présence de tension assez importante sur les structures passives, en particulier les ligaments spinaux postérieurs et les disques intervertébraux, pour maintenir la stabilité vertébrale (McGill & Kippers, 1994; Triano & Schultz, 1987). Il est important de noter qu'il s'agit d'une diminution de l'activité musculaire et non une absence d'activité. Tout comme les structures passives, les érecteurs du rachis profonds, comme le carré des lombes, semblent compenser et se contracter pour absorber une partie de la charge (Andersson et al., 1996). Ce phénomène est caractérisé par un équilibre dynamique entre les structures passives et actives pour maintenir la stabilité vertébrale. D'un point de vue physiologique, une hypothèse suggère que ce silence soit produit par une stimulation des récepteurs d'étirement dans les tissus disco-ligamentaires postérieurs pendant la posture fléchie, agissant pour inhiber de manière réflexe l'activité des érecteurs spinaux (C. J. Colloca & R. N. Hinrichs, 2005). Le PFR est modulé par plusieurs facteurs dont la charge appliquée sur la colonne

vertébrale (Schultz et al., 1985), la vitesse de l'application de la charge (Sarti et al., 2001) et l'état clinique (Shirado et al., 1995).



*Figure 6* : Représentation graphique des niveaux d'activation du muscle érecteur du rachis lombaire gauche (ERL G) et angle lombaire d'un participant lors d'une flexion complète debout. Les cercles gris foncé représentent les points où la courbe d'activation franchit le seuil de 3 % de la MVC; les triangles gris clair représentent ceux du seuil de 1% de la contraction de la position debout et les angles lombaires correspondants. Deux critères ont été utilisés pour l'identification du PFR : une diminution du signal EMG à moins de 3 % de MVC et une diminution du signal EMG à 1 % au-dessus du niveau de la position debout (pour les essais en position debout). MVC = contraction volontaire maximale (Schinkel-Ivy et al., 2014)

Les personnes atteintes de lombalgie chronique non spécifique ne présentent pas toujours ce phénomène (Gouteron et al., 2021; Shirado et al., 1995; Triano & Schultz, 1987). Un niveau d'invalidité important serait corrélé avec l'absence de ce phénomène. (Triano & Schultz, 1987).

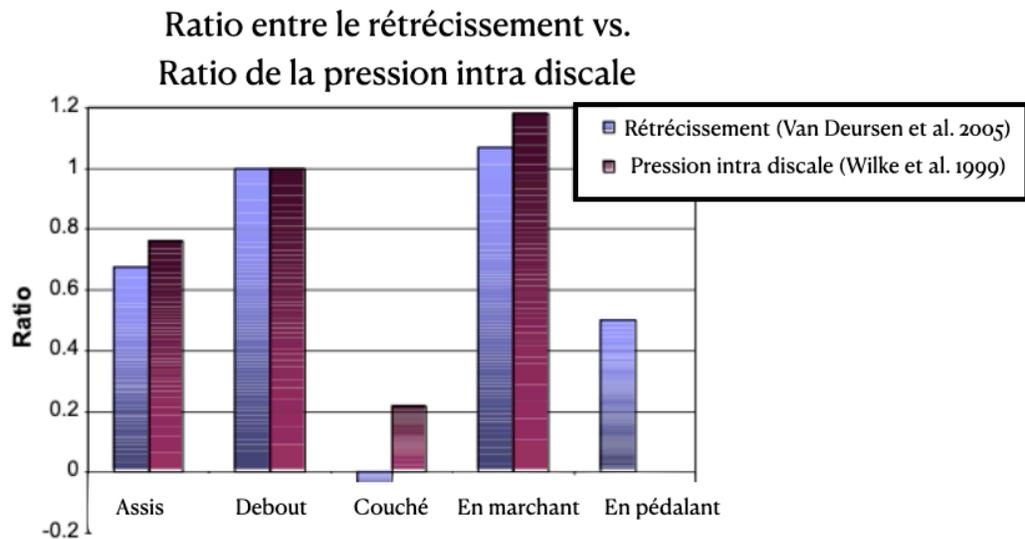
Considérant la position de flexion prolongée des cyclistes de route, il sera intéressant de vérifier l'effet de cette position sur l'activité des érecteurs du rachis

lombaire. Aussi, il est possible que les cyclistes atteints de lombalgie ne présentent pas le PFR lors d'une tâche à vélo contrairement aux cyclistes sains.

### Les disques intervertébraux

En plus du PFR, la position de flexion prolongée a le potentiel de modifier la charge au niveau des disques intervertébraux (DIV). Comme mentionné précédemment, lors de flexion complète, le PFR se produit et les charges se redistribuent sur d'autres structures de la colonne vertébrale (McGill & Kippers, 1994). D'un côté, les charges en tension sont majoritairement absorbées par les ligaments postérieurs. D'un autre côté, les charges en compression sont augmentées au niveau antérieur des DIV. Cette augmentation de la charge compressive augmente la pression intra discale. Une très forte corrélation existe entre la diminution de la hauteur des DIV et l'augmentation de la pression (Van Deursen et al., 2005). Ce changement de hauteur discale serait associé à une déshydratation des DIV (Owens et al., 2009). Le rétrécissement de la colonne (*spinal shrinkage*) se manifeste lors de multiples activités. Par exemple, la marche diminue près de deux fois plus la hauteur discale que le vélo, alors que la position couchée augmente la hauteur discale (Van Deursen et al., 2005). La figure 7 représente la relation entre la diminution de hauteur discale et l'augmentation de la pression. Selon ces résultats, le cyclisme induit un rétrécissement de la colonne vertébrale. Cependant, aucune étude à notre connaissance n'a étudié l'effet du cyclisme sur la pression intra discale. En laboratoire, il est possible de mesurer les changements de hauteur discale de manière interne avec l'ultrasonographie ou avec un remplacement discal télémétré et de manière

externe par la stadiométrie (Poortmans et al., 2016). Aussi, avec l'augmentation de l'intensité du pédalage, il y a une augmentation de la force compressive au niveau spinal (mesuré de manière interne). Cette force n'excède pas les forces présentes lors de la marche (Rohlmann et al., 2014).



*Figure 7 : Représentation graphique de l'impact de différente position ou activité sur la hauteur discale et la pression intra discale (Van Deursen et al., 2005).*

Selon une étude, les participants atteints de lombalgie ou non subissent une diminution de la hauteur discale par l'application de charges sur la colonne de manière similaire (Fowler et al., 2005). Le phénomène fut également observé chez des coureurs sains et atteints de lombalgie (Garbutt et al., 1990). Cependant, les personnes atteintes de lombalgie ne semblent pas être en mesure de retrouver leur hauteur discale pré-charge aussi rapidement que les participants sains (Fowler et al., 2005). Donc en présence de lombalgie, les DIVs semblent réagir de manière comparable aux personnes saines

initialement, mais leur DIVs auraient besoin de plus de temps pour reprendre leur taille initiale.

L'effet d'une tâche d'une heure en flexion statique prolongée du tronc, mais dynamique et d'intensité modérée des membres inférieurs, comme le vélo de route, sur la hauteur discale reste à déterminer. De plus, il sera intéressant de vérifier la différence entre un groupe atteint de lombalgie et un groupe sain dans ce contexte.

### Variabilité motrice

La variabilité motrice correspond à la variation naturelle de posture, de mouvement et d'activité musculaire observée lors d'une tâche. Elle se produit à différents niveaux de contrôle dans l'exécution du mouvement et y joue un rôle fonctionnel important (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Bernstein fut un précurseur de l'étude de la variabilité motrice. Il la décrit comme du bruit physiologique intrinsèque exprimé par le fonctionnement d'un système neuromoteur redondant (Bernstein, 1967). Il a également utilisé le terme équi-finalité (*equifinality*) pour illustrer l'infinité de possibilités d'effectuer une même tâche (Bernstein, 1967). Ensuite, plusieurs différentes approches ont tenté d'améliorer le modèle de Bernstein. Deux de ces approches sont le «*Uncontrolled Manifold Approach*» (UCM) (Scholz & Schöner, 1999) et le «*Goal Equivalent Manifold*» (GEM) (Cusumano & Cesari, 2006). L'UCM repose sur les notions de bonne variabilité et de mauvaise variabilité (Scholz & Schöner, 1999). La variabilité est bonne lorsque la performance globale reste constante, alors que la variabilité est mauvaise lorsque la performance s'écarte de la valeur souhaitée (Komar et al., 2015). Le GEM respecte la

théorie de l'UCM, mais en ajoutant que la variabilité est dépendante de l'objectif ou de la tâche à effectuer (Cusumano & Cesari, 2006). Une lacune de ces approches est qu'elles sont basées sur des observations de mouvements répétitifs, souvent reliées au travail manuel et quasi statique. Alors qu'une grande proportion des mouvements effectués par un être humain est très dynamique. De nos jours, on essaie d'appliquer et de vérifier ces théories à d'autres tâches motrices plus complexes, comme dans le sport.

Chez une personne saine, une variabilité motrice accrue peut aider à maintenir un niveau de performance optimal, en particulier en présence de fatigue (Srinivasan & Mathiassen, 2012). Par exemple, l'activité musculaire moyenne des érecteurs du rachis lombaires, chez une personne saine, migre caudalement lors de contractions soutenues en extension du tronc (Abboud et al., 2014; K Tucker et al., 2009). Cette migration est associée à l'utilisation d'autres unités motrices possiblement dans un but de retarder l'apparition de la fatigue. La variabilité motrice est mesurable de diverses façons: par des mesures de performance comme la précision d'exécution, le mouvement effectué ou la force développée; par la cinématique du mouvement et par l'activité musculaire et les patrons de recrutements musculaires (Davids et al., 2006; Newell & Corcos, 1993; Stergiou, 2004).

Dans ce projet, l'activité musculaire et la cinématique seront les méthodes utilisées pour mesurer la variabilité motrice du tronc.

### *Variabilité motrice et douleur*

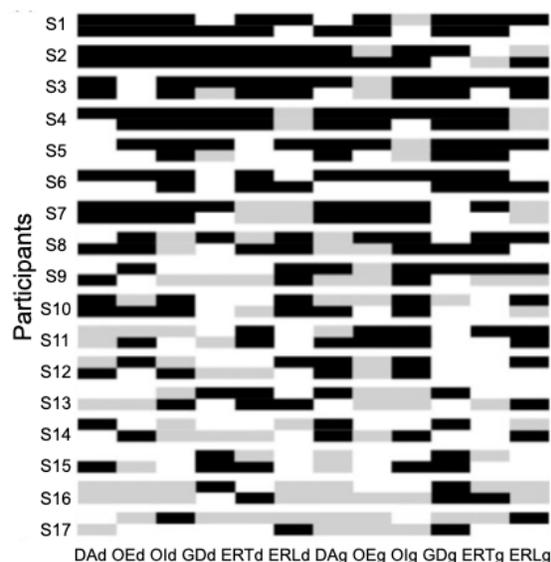
Différents changements de variabilité motrice sont observables chez les personnes souffrant de douleur aiguë ou chronique (Madeleine, 2010; Madeleine et al., 2008). D'un

côté, l'amplitude de la variabilité motrice lors d'une tâche motrice standardisée est plus importante (plus grande hétérogénéité des patrons d'activation musculaire) lorsqu'accompagnée de douleur aiguë que sans douleur. D'un autre côté, la variabilité diminue en présence de douleur chronique (Madeleine et al., 2008). En somme, la variabilité motrice s'adapte pour atteindre son objectif : accomplir une tâche et limiter l'apparition de douleur.

Plus récemment, d'autres études ont adressé l'impact de la lombalgie sur la variabilité motrice. D'abord, en présence de douleur aiguë, la variabilité aura tendance à augmenter en réponse à une altération du contrôle moteur causé par les stimuli nociceptifs (van Dieën et al., 2017). Cette variation correspond à la recherche de nouveaux patrons moteurs pour limiter la présence de douleur. Ces patrons peuvent prendre la forme de nouveaux mouvements ou de redistribution de l'activité musculaire. Ensuite, la chronicité entraîne une nouvelle adaptation et un nouveau patron moteur « optimal ». Ce patron, modulé par des stimuli nociceptifs, la peur de la douleur et l'anticipation à la douleur, permet de limiter la douleur. Cependant, il a comme conséquence de diminuer la variabilité motrice. Aussi, il augmente les niveaux d'activation des muscles antagonistes du tronc et augmente donc de la rigidité lombaire (van Dieën et al., 2017). Ces stratégies ont comme effet d'augmenter la charge sur la colonne vertébrale. Cette augmentation a comme contrecoup d'accélérer l'apparition de fatigue musculaire, causer de la douleur d'origine musculaire et occasionner de la dégénérescence des disques intervertébraux (van Dieën et al., 2017).

En plus des changements de variabilité motrice en fonction des stades de douleur, il a été montré que les stratégies d'adaptation à la douleur sont propres à chaque individu en présence de douleur lombaire (Hodges et al., 2013). Cette individualité est visible dans la figure 8.

En définitive, la douleur aiguë entraîne une augmentation de l'hétérogénéité des patrons d'activation. De son côté, la douleur chronique diminue la variabilité motrice. Enfin, bien que ces changements offrent des bénéfices à court terme (maintenir la performance motrice, retarder l'apparition de fatigue), ils ont le potentiel de causer des conséquences à long terme (causer de la douleur, dégénérescence discale).



*Figure 8 : Données individuelles de variation d'activité musculaire chez 17 participants souffrant de douleur expérimentale lombaire. Les cases noires représentent une augmentation de l'activité musculaire, les cases grises une diminution et les cases blanches une variation inférieure à 15% par rapport à leur activation sans douleur. Les colonnes représentent différents muscles du tronc (Hodges et al., 2013). On note une grande variabilité du recrutement musculaire inter individus. DA = droit de l'abdomen, OE = oblique externe, OI = oblique interne, GD = grand dorsal, ERT = érecteurs du rachis thoracique, ERL = érecteurs du rachis lombaire d = droit, g = gauche*

### *Variabilité et performance motrice*

Quelques études se sont penchées sur la variabilité motrice dans un contexte de performance. Des chercheurs se sont intéressés à l'implication de la variabilité dans l'exécution de lancers francs au basketball chez des athlètes amateurs de différents niveaux (Button et al., 2003). Contrairement à leurs attentes, il n'y avait pas de schéma clair de réduction de la variabilité de mouvement avec l'augmentation du niveau de compétence (Button et al., 2003). Dans une autre étude, la variabilité a été mesurée via le déplacement du centre de masse dans une tâche statique de pointage (Balasubramaniam et al., 2000). Ils ont montré qu'il était possible d'avoir deux systèmes indépendants de variabilité en même temps, soit un système responsable de maintenir la position debout et un second responsable de la tâche de pointer (Balasubramaniam et al., 2000). Les deux systèmes fonctionnent de manière complémentaire pour l'atteinte de l'objectif (Balasubramaniam et al., 2000). Aussi, une étude a postulé qu'une fonction de la variabilité du mouvement pourrait être d'atténuer les impacts chez des coureurs (Bartlett et al., 2007). Cela serait possible par une distribution plus large du stress entre les différents tissus, réduisant potentiellement la charge cumulative sur les structures internes du corps. Une rare étude s'est intéressée aux muscles du dos lors d'une tâche de performance fonctionnelle. En effet, lors d'une tâche de levage répétitif, les niveaux d'activité musculaire des érecteurs du rachis droit et gauche variaient considérablement entre les levées, mais les changements étaient coordonnés de sorte que la force produite par les muscles ensemble était relativement constante (Mirka & Marras, 1993).

### *Variabilité motrice, lombalgie et performance*

La variabilité motrice en relation avec la lombalgie lors de tâche de performance a été étudiée principalement lors de tâche de courte durée. Des chercheurs ont montré que les personnes atteintes des lombalgies chroniques ont une moins grande variabilité motrice individuelle des muscles lombaires (Abboud et al., 2014; Sanderson et al., 2019). Plus précisément, ils ont noté que les érecteurs du rachis lombaire d'un individu atteint de lombalgie chronique ne peuvent pas utiliser l'ensemble de la diversité des unités motrices habilitées pour compléter une tâche comportant de la fatigue (figure 9). De plus, ils ont montré que l'épuisement des muscles lombaires des personnes lombalgiques apparaît significativement plus rapidement par rapport aux personnes saines lors de tâche de contraction de moins de cinq minutes (Abboud et al., 2014; Sanderson et al., 2019). Ces données mettent en évidence les changements de variabilité motrice en présence de douleur et de fatigue lors d'efforts isométriques et de courtes durées.

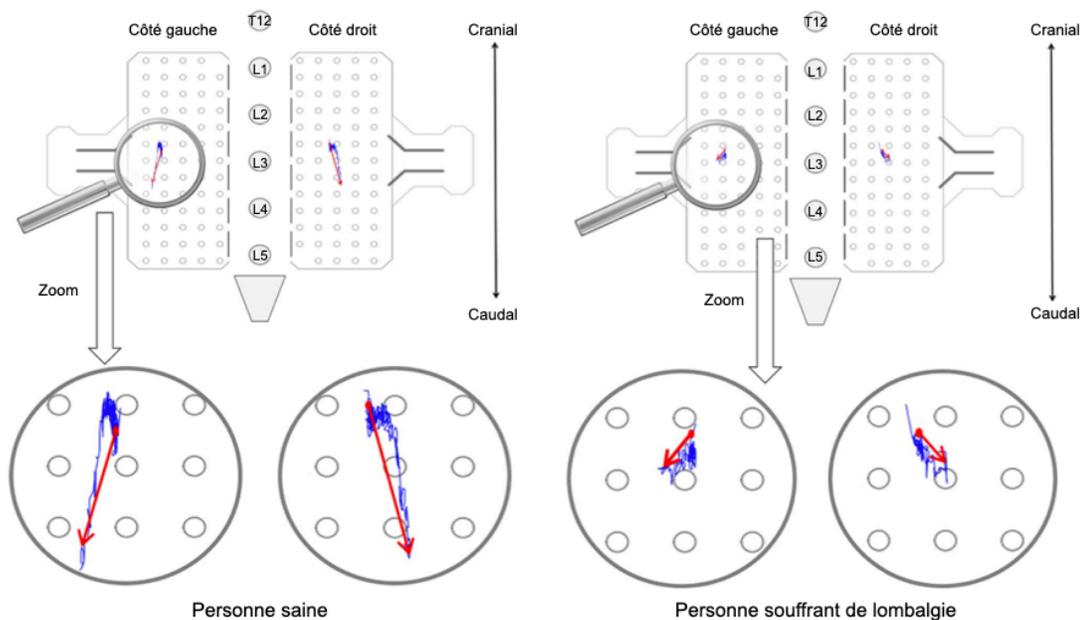


Figure 9 : Représentation des données de dispersion d'un participant sain (à gauche) et d'un participant souffrant de lombalgie (à droite) pendant une tâche de fatigue. Le vecteur illustre le début et la fin de la dispersion. Cette dispersion est un exemple de redistribution de l'activité motrice intra musculaire chez un participant atteint de lombalgie. (Abboud et al., 2014)

Bien que certaines études aillent observer les changements de variabilité motrice en présence de douleur et de fatigue, celles-ci se sont attardées à des efforts isométriques et de courtes durées. Les stratégies neuromusculaires du tronc lors d'efforts de longue durée et pendant l'exécution de mouvements fonctionnels, comme en cyclisme de route, n'ont pas encore été étudiées en profondeur.

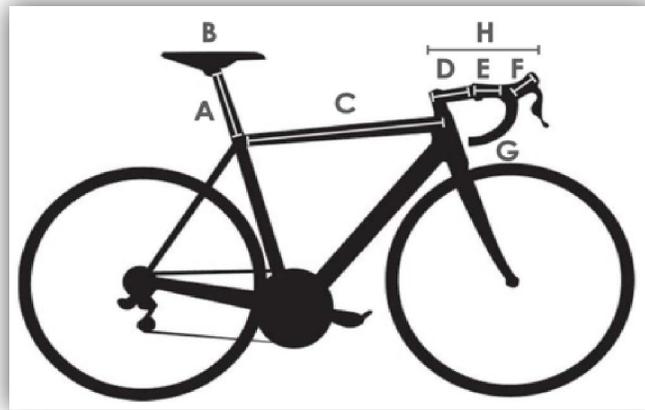
### Cyclisme

Le cyclisme est un sport très populaire qui se pratique sur les cinq continents. Seulement au Canada près de 12 millions de cyclistes ont parcouru les routes et sentiers en 2013-2014 (Ramage-Morin, 2017). Ce sport exerce une demande particulière sur la

région lombaire puisqu'il requiert le maintien d'une position de flexion prolongée passablement statique et une tâche dynamique des membres inférieures pendant de longues périodes.

L'équipe de Balasubramanian s'est intéressée aux différences entre les types de vélo : cadre rigide, avec suspension et sport. Ils ont trouvé que les cyclistes sur des vélos de type sport ou vélos de route ont une plus grande augmentation de leur niveau de fatigue musculaire des érecteurs du rachis lombaire par rapport aux autres types de vélo (Balasubramanian et al., 2014). C'est ce type de vélo qui sera utilisé dans ce projet.

Une autre différence majeure de positionnement entre les cyclistes de route est qu'ils peuvent prendre trois positions principales sur leur vélo. Il y a la position relevée, mains appuyées sur la partie du guidon perpendiculaire au cadre du vélo, la position aérodynamique, mains appuyées sur la partie basse du guidon (*drop-bars*) et la position mitoyenne, les mains sur les manettes de freins (figure 10). Évidemment, la position aérodynamique, mains sur les «*drop-bars*», est celle qui implique la plus grande flexion du tronc (Streisfeld et al., 2017).



*Figure 10 : Représentation des pièces d'intérêt d'un vélo de route. A = Tube de selle; B = Selle; C = Tube horizontal; D = Potence; E = Partie perpendiculaire du guidon; F = Manettes de freins; G = «Drop-bars»; H = Guidon. La longueur du tube horizontal, de la potence ainsi que la différence de hauteur entre la selle et le guidon sont pointés du doigt comme facteur de risque de douleur lombaire (Dettori & Norvell, 2006).*

Le positionnement du cycliste et l'activité musculaire des érecteurs du rachis lombaire varient conjointement lors d'un effort à vélo. Par exemple, des cyclistes sains présentent de la fatigue musculaire précédée par des changements dans l'inclinaison du tronc (Dingwell et al., 2008). Aussi, il a été montré que l'activité des muscles lombaires est diminuée lorsque les cyclistes adoptent une position plus aérodynamique (Usabiaga et al., 1997).

### Cyclisme et lombalgie

Selon une revue de la littérature, 85% des cyclistes vont souffrir de blessures non traumatiques au cours de leur carrière (Dettori & Norvell, 2006). Les sites les plus souvent touchés sont les genoux, le dos et les jambes (Clarsen et al., 2010). Ces blessures surviennent majoritairement suite à un surentrainement ou une surutilisation (De Bernardo et al., 2012). La lombalgie chez les cyclistes a été peu étudiée malgré sa

prévalence importante. Effectivement, entre 15% et 50% des cyclistes vont souffrir de douleur dans la région lombaire lors de la pratique de leur sport (Dettori & Norvell, 2006). Plusieurs hypothèses de la pathomécanique de la lombalgie chez les cyclistes ont été soulevées. La position de flexion prolongée pourrait entraîner un phénomène de fluage (déformation des structures passives), de l'ischémie discale, de la fatigue musculaire ou une sur-activation des muscles lombaire (Streisfeld et al., 2017). Actuellement, quelques études se sont intéressées à la cinématique du tronc et au niveau d'activité musculaire des muscles du tronc chez des cyclistes sains et atteints de lombalgie (Streisfeld et al., 2017).

Certes, la position de flexion à vélo pourrait exercer une influence sur l'apparition des douleurs lombaires. Dans des contextes différents soit sur un vélo stationnaire ou sur la route, deux études ont montré que les cyclistes atteints de lombalgie ont une tendance à accentuer leur position de flexion (Burnett et al., 2004; Van Hoof et al., 2012). Une hypothèse est que les cyclistes atteints de lombalgie aient de la difficulté à maintenir la lordose lombaire en raison de déficiences d'endurance des extenseurs du dos (Rostami et al., 2015). Ces études montrent qu'il y a une relation entre les patrons d'activation musculaires, le positionnement à vélo et le développement de la lombalgie chez les cyclistes.

En plus du positionnement, l'activité musculaire semble également être un facteur de la lombalgie à vélo. Les résultats d'une étude pilote suggèrent que les individus atteints de lombalgie présentent une plus grande asymétrie d'activation des muscles multifides superficiels lombaires entre le début et la fin d'un effort à vélo (Burnett et al., 2004). Les déséquilibres d'activation des érecteurs du rachis dans une posture fléchie prolongée

associée au vélo peuvent entraîner une cinématique rachidienne inadaptée et une augmentation des contraintes vertébrales augmentant le risque de développer la lombalgie (Streisfeld et al., 2017).

## Problématique

La lombalgie est une condition qui a touché 577 millions d'individus en 2017; une nette augmentation en comparaison aux 377,5 millions de cas en 1990 (Wu et al., 2020). Cette condition est également très présente chez les sportifs, notamment chez les cyclistes. Toutefois, l'étiologie de la lombalgie non spécifique est encore mal connue et faiblement étudiée dans des contextes sportifs. La lombalgie est connue comme un trouble neuromusculosquelettique qui peut toucher trois principaux systèmes : neurologique, musculosquelettique passif et actif.

Aujourd'hui, il n'existe que peu d'études portant sur les stratégies neuromusculaires utilisées chez des cyclistes atteints de lombalgie non spécifique. Les résultats de ces études sont limités par l'absence d'indicateurs sur les stratégies de recrutement des muscles lombaires, la variation de mouvement du tronc ou encore la contribution des structures passives entourant la colonne vertébrale. Ces études ont également limité les tâches de vélo à 30 et 40 minutes (Balasubramanian et al., 2014; Balasubramanian & Jayaraman, 2009; Burnett et al., 2004), alors qu'il est courant pour les cyclistes de route de performer des entraînements de plus longue durée. Avec l'utilisation du modèle d'adaptation à la douleur (Hodges & Tucker, 2011) et du concept de la variabilité motrice (Madeleine, 2010) les résultats de ce projet de recherche ont comme objectifs de mieux comprendre les adaptations neuromusculaires du tronc présentes chez des cyclistes atteints de lombalgie non spécifique. La problématique de mon projet est donc basée sur ces théories et illustrée à la figure 11.

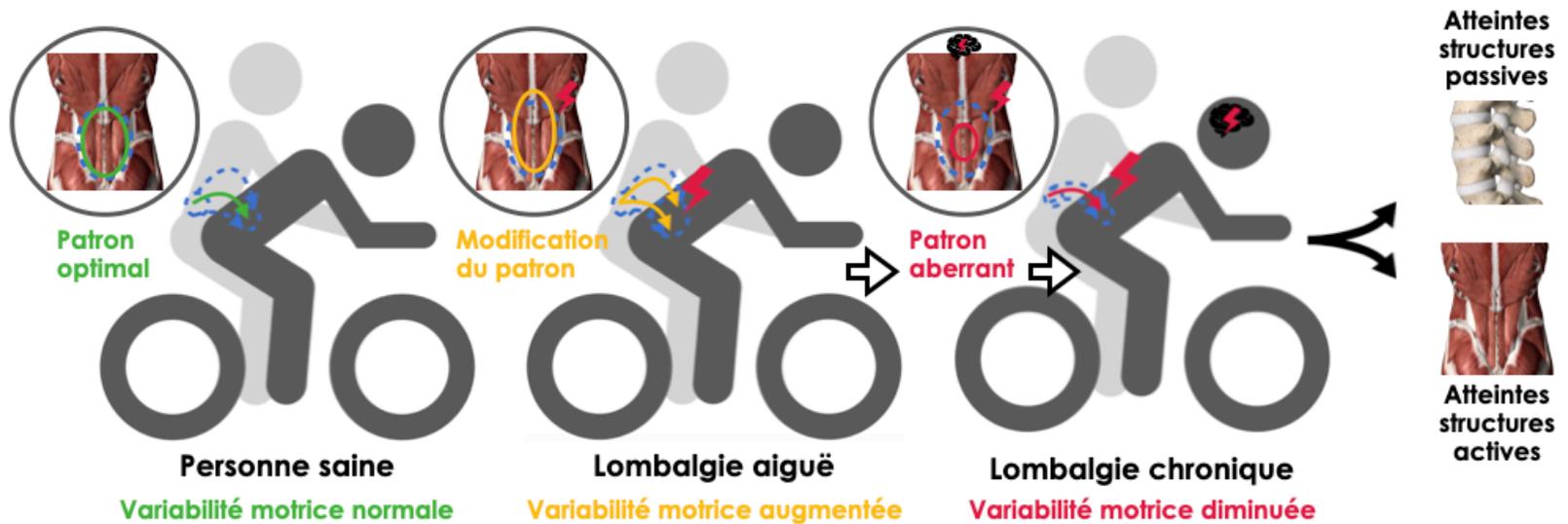


Figure 11 : Représentation de la problématique de recherche. Chez un cycliste sain, le comportement moteur est assez variable, car de nombreux patrons moteurs peuvent être utilisés pour atteindre un même objectif. La flèche verte représente une option de patron de mouvement choisi et les deux bleues représentent l'éventail de possibilités. Dans le médaillon vert, le cercle bleu représente le spectre de variabilité motrice neuromusculaire (distribution spatiale de l'activité musculaire), le cercle vert, celle utilisée par le cycliste sain. En présence de lombalgie aiguë, la variabilité de mouvement augmente en réponse aux stimuli nociceptifs (flèches jaunes). La variabilité neuromusculaire augmente également (cercle jaune dans le médaillon jaune). Cette stratégie a pour objectif, entre autres, de limiter l'apparition de douleur par l'activation d'autres unités motrices que celles blessées. Lorsque la lombalgie se chronicise, la variabilité motrice est réduite, car les coûts du mouvement (douleur, perte potentielle de contrôle) peuvent rapidement augmenter avec les changements de comportement. Le cycliste bouge moins (flèches bleues plus rapprochées) et centralise ses activités neuromusculaires (cercle rouge dans le médaillon rouge). Le comportement moteur adapté consiste en outre en une augmentation des niveaux de contraction antagoniste et en un recrutement préférentiel des muscles avec de grands bras de levier. Cette stratégie peut avoir des conséquences secondaires soit l'apparition hâtive de fatigue musculaire par un sur-recrutement des mêmes unités motrices ou des blessures discales par une augmentation des forces en compression (van Dieën, Flor et al. 2017).

## Objectifs et hypothèses

L'objectif primaire de cette étude est d'identifier et de comparer les stratégies de contrôle neuromusculaire du tronc, plus précisément, les changements de niveaux d'activation musculaire et de cinématique, entre des cyclistes atteints de lombalgie non spécifique chronique et des cyclistes sains lors d'un effort constant à vélo. L'objectif secondaire est de comparer l'impact d'une tâche à vélo sur les structures passives entourant la colonne vertébrale, plus précisément, la hauteur des disques intervertébraux, entre des cyclistes atteints de lombalgie non spécifique chronique et des cyclistes sains.

Les hypothèses de recherches sont :

1. Selon les études précédentes, les cyclistes atteints de lombalgie chronique devraient présenter moins de variabilité motrice autant dans le recrutement musculaire que les mouvements du tronc que les cyclistes sains et plus de fatigue musculaire.

2. Les cyclistes atteints de lombalgie non spécifique chronique auront des variations similaires de la hauteur discale étant donné qu'ils exécuteront un effort semblable et dans des conditions semblables.

## Article

# **The effect of low back pain on neuromuscular control in cyclists**

Emile Marineau<sup>1,2</sup>, Dan-Mihai Boon<sup>3,4</sup>, Martin Descarreaux<sup>1,2</sup>, Jacques Abboud<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières

<sup>2</sup>Research Group on Neuromusculoskeletal Disorders (GRAN)

<sup>3</sup>Faculté de biologie-santé parcours neuroscience du mouvement, Université de Paris-Est  
Créteil

<sup>4</sup>Institut Franco-Européen de Chiropraxie, Campus Paris

Corresponding author

Jacques Abboud

Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières

3351, boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, QC G9A 5R7, Canada

819-376-5011 #3783

E-mail: Jacques.abboud@uqtr.ca

Submitted in Journal of Sports Sciences (14/10/2021)

## Abstract:

**Purpose:** This study was designed to identify neuromuscular adaptations of low back pain (LBP) cyclists while cycling. The impact of a cycling effort on spinal shrinkage was also assessed. **Method:** Forty-eight well trained (21 LBP, 27 controls) cyclists rode their own road bike mounted on a smart trainer for one hour. Their hands' position, cycling cadence and heart rate were collected to control the effort. LBP levels and perceived exertion levels were self-reported while cycling. Surface electromyography (EMG) recorded muscle activity of the lumbar erector spinae (LES) and 3D motion analysis system recorded kinematic of the trunk. Spinal shrinkage was assessed by stadiometry. Maximal voluntary contractions (MVC) in trunk extension were performed before and after the cycling effort. Statistical comparisons were made using repeated measure ANOVAs (time, groups, and interaction) for most data. **Results:** The LBP group presented increase in pain levels throughout the cycling effort [ $F(1,12) = 11.34, p < 0.001$ ]. The effect of the one-hour cycling effort (time) increased significantly the trunk [ $F(1,11) = 4.41, p < 0.001$ ] and thoracic [ $F(1,11) = 3.44, p < 0.001$ ] flexion. Also, lesser lumbar muscle activity (35% less) was observed at the end of the effort. The cycling effort induced a decrease in MVC after the effort [ $F(1,1) = 11.56, p = 0.001$ ] and a decrease in spinal height for both groups [ $F(1,1) = 6.80, p = 0.01$ ]. Difference between groups was only observed for the thoracic angle [ $F(1,1) = 5.16, p = 0.03$ ], more flexed for LBP. **Conclusion:** Both groups present similar decreasing in maximal strength and spinal shrinkage after one hour of cycling. Neuromuscular adaptations to cycling effort is identified by a decrease in LES EMG amplitude and an increase flexion of the trunk. In

the LBP group, adaptation to pain is seen by an increase in thoracic flexion. Despite these adaptations, cyclists with LBP could not ride their bike pain-free.

Keywords: Road cycling, EMG, kinematic, stadiometry

## Introduction

Low back pain (LBP) is a complex condition with multiple contributors to both pain and associated disability (Hartvigsen et al., 2018). It is the most common musculoskeletal complaint in the world, and the leading cause of years lived with disability (Wu et al., 2020). LBP is widespread in the population including athletes (Mortazavi et al., 2015; Wu et al., 2020). According to current evidence, the lifetime prevalence of LBP in athletes has been reported to be ranging from 33% to 84% (Farahbakhsh et al., 2018).

Although physical activity is associated with a healthier lifestyle, it does not always contribute to a lower prevalence of LBP (Jacob et al., 2004). It is still unclear whether practising sports has a protective effect or is a risk factor for developing LBP (Baker & Patel, 2005; Heneweer et al., 2011; Kaartinen et al., 2020). In road cyclists, LBP accounts for 15% to 50% of reported injuries (Dettori & Norvell, 2006). Even though 24% to 60% of elite road cyclists report LBP (Barrios et al., 2015; Callaghan & Jarvis, 1996; Clarsen et al., 2010), only a few studies have explored the mechanism associated with LBP in road cyclists (Balasubramanian et al., 2014; Balasubramanian & Jayaraman, 2009; Burnett et al., 2004; Srinivasan & Balasubramanian, 2007; Van Hoof et al., 2012).

Among those studies, it was observed that cyclists with LBP showed greater lumbar flexion than controls (Van Hoof et al., 2012). Cyclists with LBP were flexed at 74% of their maximal lumbar flexion, compared to 63% for the control group. In addition, given that a prolonged flexed position increased spinal pressure in the general population (Callaghan & McGill, 2001; Gerke et al., 2011; Owens et al., 2009), it was hypothesized

that cycling may induce intervertebral discs (IVD) ischemia and altered IVD structure (Marsden, 2010). Plus, it has been shown that IVD alteration is associated with the development of LBP (Cheung et al., 2009). However, one study has shown that painless high-volume cyclists have higher IVD height, and better hydration compared to non-sporting referents (Belavy et al., 2019). These results contrast with previous studies suggesting that cycling is a risk factor for developing LBP (Marsden, 2010; Rostami et al., 2015). Therefore, the impact of cycling in LBP athletes on IVD still needs to be further investigated.

Other researchers have studied trunk muscles activities in cyclists with LBP (Balasubramanian et al., 2014; Balasubramanian & Jayaraman, 2009; Burnett et al., 2004; Srinivasan & Balasubramanian, 2007). For instance, lumbar muscle activity was assessed pre- and post-cycling with electromyography (EMG) in cyclists with and without chronic LBP (Balasubramanian & Jayaraman, 2009; Srinivasan & Balasubramanian, 2007). These two studies showed opposite results regarding muscle fatigue. No muscle fatigue of the LES was observed in the LBP group (Balasubramanian & Jayaraman, 2009), while the other study revealed muscle fatigue in the same muscle group (Srinivasan & Balasubramanian, 2007). Another group of researchers assessed the low back muscles activities before and after a cycling task of an average time of 38.5 minutes in a pilot study (Burnett et al., 2004). Their findings showed that the LBP group presented greater asymmetry in the superficial lumbar multifidus activity at both the beginning and end of the effort, which suggests different neuromuscular strategies to perform a cycling task.

Although interesting and innovative at that time, these studies could not benefit from recent advances suggesting that LBP involve complex neuromuscular adaptations of the motor system. According to Hodges and Tucker's pain adaptation model, redistribution of EMG activity between and within muscles represents one of the adaptations to pain (Hodges & Tucker, 2011). The model also proposes that adaptation to pain may imply short-term benefits such as increasing protection of the injured/painful part, but may induce long-term consequences, such as increasing the load, decreasing movement and variability (Hodges & Tucker, 2011). Although studies conducted with cyclists have observed changes in motor activation in the presence of LBP, most studies have focused on efforts of short duration, muscle fatigue occurrence and muscle activity differences before and after the effort. It remains to be determined how the low back muscles' neuromuscular strategies and IVD height adapted in cyclists with chronic LBP during a long cycling effort.

The aim of this study was to assess the neuromuscular control by considering trunk neuromuscular activity and kinematic during constant and controlled cycling effort in healthy cyclists versus cyclists with chronic LBP. This study also compared the spinal height variation caused by the cycling effort between both groups. It was hypothesized that LBP cyclists use different neuromuscular strategies than pain-free cyclists during a cycling effort. Regarding IVD height, because of the prolonged flexion, the height of both groups should decrease after a cycling task.

## Materials and Methods

### *Participants*

Twenty-one participants with non-specific chronic LBP and twenty-seven healthy participants with no history of LBP were recruited. Non-specific LBP was determined by the exclusion of other spinal disorders, and refers to a symptom or a syndrome rather than a diagnosis (Cedraschi et al., 1999). A chiropractor (EMB) screened every cyclist. From the LBP group, exclusion criteria were: inflammatory arthritis of the axial skeleton, collagenosis, advanced osteoporosis, spinal surgery, neuromuscular disease, malignant tumours, uncontrolled hypertension, infection or any other non-mechanical pain; radiculopathy, progressive neurological deficit, myelopathy, lumbar disc herniation; severe and incapacitating pain limiting the ability to perform the evaluation protocol in the laboratory; pregnancy; congenital heart defects, heart disease, metabolic diseases which can cause problems with exertion. The inclusion criteria were: suffering from low back pain while cycling for more than 4 months; being able to cycle for at least one hour; having been cycling more than 1000 km per year for more than 2 consecutive years.

The control group had the same exclusion and inclusion criteria as the LBP group, plus no history of acute/chronic upper or lower back pain in the past 6 months.

The project received approval from the Université du Québec à Trois-Rivières ethics committee for research with humans (CER-19-263-07.22) and all participants gave their written informed consent prior to their participation in the study.

### *Study design*

To identify neuromuscular adaptations to cycling in LBP participants and address the study hypothesis, all participants were involved in one experimental session. At first, anthropometric and sociodemographic data were collected. After, they completed two questionnaires, the modified Oswestry Low Back Pain Disability Index (ODI) (Vogler et al., 2008) to assess LBP-related disability and the Keele STarT Back Screening Tool (Bruyere et al., 2014) to assess prognostic indicators. Both were in their French, validated versions. Maximal voluntary isometric trunk extension contractions (MVC) and trunk height using a stadiometer were assessed before (baseline assessment) and immediately after the effort (post-effort assessment). Between these measurements, participants rode their own road bike mounted on a smart trainer (Kickr, Wahoo Fitness, Atlanta, USA) for one hour. Table 1 presents the experimental protocol. Participants were instructed not to participate in any heavy training or physical activities 24h before their testing day.

### *Bicycle Measurements*

The distance between the bottom bracket and the saddle, and the distance from the saddle to the handlebar were measured with a measurement tape. Plus, the saddle angle was measured with an inclinometer (Precision:  $\pm 0.1^\circ$ ; Johnson, digital angle locator, model 40-6067, Mequon, WI, USA). The cycling fit including saddle angle may have an impact on LBP (Salai et al., 1999).

	Time	Data collection
<b>Pre-cycling</b>	0 minute	Stadiometry, MVC, Pain level, Perceived exertion level, bicycle measurements
	5 minutes	
	10 minutes	
	15 minutes	
	20 minutes	
	25 minutes	
<b>Cycling effort</b>	30 minutes	EMG and Kinematics for 60 seconds × 12 recordings
	35 minutes	Pain level and perceived exertion level at the end of the 60-second × 12 recordings
	40 minutes	
	45 minutes	
	50 minutes	
	55 minutes	
	60 minutes	
<b>Post-cycling</b>	61 minutes	Stadiometry, MVC

*Table 1: Study design representation: This table presents the main parts of the study experimental protocol. At baseline assessment (time 0 minute), participants underwent the stadiometry and MVC protocols, and bicycle measurements were quantified. Participants were also asked to report their pain and perceived exertion levels at time 0 minute. Then, every five minutes (time 5 minutes, time 10 minutes [...], time 55 minutes and time 60 minutes) EMG and kinematic were recorded for 60 seconds. After every recording, pain and perceived exertion levels were assessed. At post-effort assessment (time 61 minutes), participants underwent the stadiometry and MVC protocols again.*

### *Cycling Task*

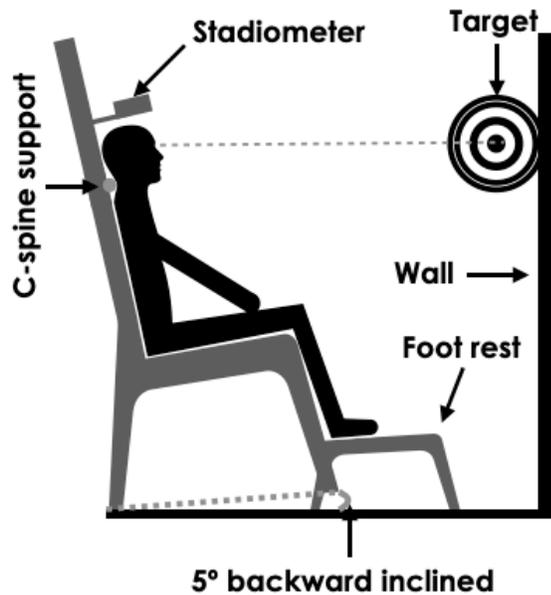
Participants completed the one-hour cycling effort on their own road bike mounted on a smart trainer (Kickr, Wahoo, Atlanta, USA), which measured their

pedalling cadence and power output. After a five-minute free warm-up, participants had to keep their hands on their lever hoods for the next 55 minutes. Participants were asked to stay seated for the whole protocol. They were asked to keep a cadence of 80-100 rotations per minute (RPM) (Lucia et al., 2001) and a heart rate between 70% and 80% of their maximal age-predicted heart rate (MAPHR). MAPHR was calculated with the formula :  $220 - \text{age} = \text{MAPHR}$  (Gellish et al., 2007). RPM, with the smart trainer, and the heart rate, with a chest-strapped heart-rate-monitor (HRM-tri and 920 XT smartwatch, Garmin, Olathe, USA), were continuously measured throughout the effort. Feedback from the evaluator was provided if targets were not reached. The Borg scale was used to quantify perceived exertion every 5 minutes during the 60-minute effort (time 0 minute to time 60 minutes for a total of 13 data), with a score ranging from 6 (nothing) to 20 (maximum exertion) (Chen et al., 2002; Chow & Wilmore, 1984). Participants had to maintain their Borg's rating of perceived exertion below 17 (very hard). The aim was to recreate a moderate effort during a one-hour ride without reaching exhaustion. LBP intensity was rated every 5 minutes during the 60-minute effort using a visual analogue scale (VAS) (time 0 minute to time 60 minutes for a total of 13 data). VAS was scaled from 0 (no pain) to 10 (worst pain).

### *Stadiometry*

To understand the effect of cycling effort on spinal shrinkage, the external spinal height variation was measured using a stadiometer in a protocol that had been previously validated (Poortmans et al., 2016). Participants had to sit on a custom-built seated

stadiometer (235 Heightronic Digital Stadiometer, precision:  $\pm 0.1$  mm; Measurement Concepts, Quick Medical, Snoqualmie, WA) (Figure 1). The lower limbs were placed on an adjustable footrest so that the ankles were approximately in  $10^\circ$  dorsal flexion,  $100^\circ$  knee flexion, and  $100^\circ$  hip flexion. Hands and forearms were placed on their thighs. A cervical support, tailored to each participant's spine and centred at C4 to C5, was placed between the custom wooden seat and the spine to maintain spinal alignment. The whole set-up was inclined  $5^\circ$  backward. Participants had to stare at a target positioned at eye level in front of them. Once the participants were correctly positioned on the stadiometer apparatus, the stadiometer head platform was lowered to rest on the top of the subject's head. When sufficient pressure was reached, a sound alert indicated the evaluator to read the measurement. The same evaluator took three repeated measures. This protocol was performed at the baseline assessment (time 0 minutes) and at the post-effort assessment (time 61 minutes).



*Figure 1: Schematic representation of the custom-built seated stadiometer set-up. Participants' footrest height and cervical spine support were adjusted to their height.*

#### *Maximal Voluntary Contraction*

Participants were asked to lay in a prone position on a 45° Roman chair, with the iliac crests aligned with the chair cushion edge. They were then instructed to keep their trunk parallel to the ground. A belt, fixed to the ground and attached to a load cell (Model LSB350; Futek Advanced Sensor Technology Inc., Irvine, CA, USA), was installed over participants' shoulders. Participants were instructed to slowly lift their trunk until they could feel a tension in the belt. From there, they were asked to perform a maximal isometric back extension contraction for at least 5 seconds. Participants had to perform three MVC separated with a minute of rest between each attempt to limit muscle fatigue.

Verbal encouragement was provided for each trial. This protocol was performed at the baseline assessment (time 0 minutes) and at the post-effort assessment (time 61 minutes).

## Data collection

### *Electromyography*

Right and left LES muscles activity was recorded using four bipolar surface EMG electrodes (Model DE2.1, Delsys Inc., Boston, MA, USA) and sampled at 2048 Hz with a 12-bit A/D converter (PCI 6024E, National Instruments, Austin, TX, USA). Each pair of electrodes were placed at L1 and L4 level, and the recording sites were prepared according to SENIAM recommendations (Hermens et al., 2000). Electrodes' material was 99.9% Ag, and the inter-electrode distance was fixed at 10 mm. A reference electrode was placed on the right anterior superior iliac spine. The data were collected by LabView (National Instruments, Austin, TX, USA). The bipolar EMG signals were amplified by 1k or 10k. The data was collected for 60 seconds every five minutes, for a total of 12 recordings while cycling (time 5 minutes to time 60 minutes).

### *Kinematics*

Kinematics data were collected by a motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, ON, Canada). Light-emitting diodes (LED) were positioned on the left side on five anatomical landmarks: (1) spine of the scapula, (2) anterior superior iliac spine, (3) posterior superior iliac spine, (4) L1 and (5) T7 spinous processes. The data were sampled at 100 Hz. The data was collected for 60 seconds every five minutes, for a total of 12 recordings while cycling (time 5 minutes to time 60 minutes).

## Data Analysis

Every EMG signals from the cycling effort and the MVC were analyzed the same way. Each bipolar EMG signal obtained from the four electrodes was digitally band-pass filtered in the frequency bandwidth 20-450 Hz (2<sup>nd</sup> order Butterworth filter). Notch filters were also applied to eliminate the 60 Hz power line interference, the 100 Hz kinematics instrumentation interference, and the 240-249 Hz Bluetooth interference and their harmonics. Bluetooth notch filter is based on a pilot study. Root means square (RMS) were calculated on 500 milliseconds windows, with 250 milliseconds overlap. Then, myoelectric signals from each electrode were normalized using the following methods: MVC and the first cycling effort trial (time 5 minutes). The first normalization technique was used to provide the level of erector spinae muscle activation necessary to perform one hour of cycling. However, chronic LBP participants may perceive the MVC protocol as challenging, and it is increasingly recognized that EMG normalization with this population should be performed using another method (Besomi et al., 2020). Normalization using the first trial was used in our protocol. Therefore, the first EMG recording (time 5 minutes) was removed from the statistical analysis. Only EMG recordings from the 10<sup>th</sup> to the 60<sup>th</sup> minutes were considered. For each 60-second trial, the mean and standard deviation of RMS were calculated for every cycling trials. In addition, median frequency (MDF) for every trial of each electrode and MDF slopes from time 5 minutes to time 60 minutes was calculated.

2D angles were calculated from the 3D coordinates of the LED needed. From five LED markers, three angles were calculated: 1. Trunk angle: (1-4/2-3); 2. Lumbar angle:

(4-3/2-3) and 3. Thoracic angle: (1-5/2-3). Data were low pass filtered with a cut-off of 5 Hz bandwidth (4<sup>th</sup> order Butterworth filter). All data were analyzed using the Matlab software (R2021a; MathWorks; Natick, MA, USA).

For the MVC, only the trials with the highest force values from the baseline assessment (time 0 minutes) and from post-effort assessment (time 61 minutes) were kept. Finally, for the stadiometry, the mean of the baseline assessment measures, and the mean of the post-effort assessment measures were calculated.

## Statistical Analysis

Normality of distribution for every dependent variable was assessed using visual inspection and the Kolmogorov-Smirnov test. Independent T-tests were performed to determine whether difference exists between LBP and control groups for the anthropometric and sociodemographic data (table 2) and bicycle measurements. The Mann-Whitney U test was performed for variables with non-normal distribution. T-tests were performed on means of the 13 data recordings for pain levels and perceived exertion levels. Repeated measures ANOVAs were performed for spinal height and MVC variation to determine the effect of the task (time), group differences and interaction between time and groups. The same analysis was conducted for the trunk, lumbar and thoracic angles. For the EMG data, mean RMS of the 11 data acquisitions for each individual electrode were analyzed with repeated measured ANOVAs. The first EMG data acquisition was used to normalize the other trials. Only data normalized with the first trial was considered. Repeated measures ANOVAs were also performed for pain level and perceived exertion level for 13 data acquisitions (time 0 minutes to time 60 minutes) to determine the effect of the task (time), group differences and interaction between time and groups. When significant, main effects were decomposed using pairwise comparisons with  $p$  value corrected for the number of comparisons using the Bonferroni test. Independent T-tests were performed for each electrode to compare groups from MDF slopes. For all statistical analyses,  $p < 0.05$  was considered to be statistically significant. Effect size of significant difference was calculated using partial eta-squared ( $\eta^2$ ; 0.01 = small effect; 0.06 = medium effect; 0.14 = large effect). All analyses were done using

SPSS Statistics (IBM Corp. Released 2020. IBM SPSS Statistics for Mac, Version 27.0.

Armonk, NY: IBM Corp.)

## Results

Table 2 present participants' characteristics. Saddle angle was 2.0 ( $\pm 1.2^\circ$ ) for the control group compared to 2.3 ( $\pm 1.6^\circ$ ) for the LBP group; bottom bracket to saddle height was 72.3 ( $\pm 4.5$  cm) compared to 71.1 ( $\pm 4.4$  cm) for LBP; saddle to handlebar length was 65.3 ( $\pm 5.1$  cm) for the control group compared to 65.6 ( $\pm 4.2$  cm) for LBP. No statistical difference was observed between groups for all bicycle measurements: saddle angle ( $p = 0.40$ ), bottom bracket to saddle height ( $p = 0.36$ ), and saddle to handlebar length ( $p = 0.81$ ).

		<b>LBP</b> (Mean $\pm$ SD)	<b>Control</b> (Mean $\pm$ SD)	<b>p-value</b>
	<b>N</b>	21 (♂:13,♀:8)	27 (♂:18,♀:9)	–
<b>Demographics</b>	<b>LBP (year)</b>	7.5 $\pm$ 8.0	NA	–
	<b>Age (year)</b>	43.7 $\pm$ 14.4	35.0 $\pm$ 13.3	$p = 0.08$
	<b>Height (cm)</b>	171.4 $\pm$ 8.0	170.9 $\pm$ 8.4	$p = 0.81$
	<b>Body mass (kg)</b>	79.8 $\pm$ 15.8	69.4 $\pm$ 13.3	$p = 0.02^*$
	<b>Km on bicycle/year</b>	4069 $\pm$ 2385	3230 $\pm$ 2382	$p = 0.12$
	<b>Year on bicycle</b>	13.5 $\pm$ 10.2	9.9 $\pm$ 8.4	$p = 0.24$
<b>PROMs</b>	<b>Pain scale (/10)</b>	1.1 $\pm$ 1.0	0.01 $\pm$ 0.03	$p < 0.01^*$
	<b>ODI (/100)</b>	10.8 $\pm$ 7.0	NA	–
	<b>STarT Back (/9)</b>	1.8 $\pm$ 1.5	NA	–
	<b>Borg's scale (6-20)</b>	11.3 $\pm$ 1.6	11.4 $\pm$ 1.5	$p = 0.80$

*Table 2: Participants' characteristics: This table presents demographics and pain levels of the participants. LBP, low back pain; cm, centimetre; kg, kilogram; Km, kilometre; ODI, Oswestry Disability Index; SD, standard deviation; NA = No answer; PROMs, patient-reported outcome measures. T-test were performed for height, body mass, pain and Borg scale. Mann-Whitney U test were performed for age, km on bicycle/year, year on bicycle. \* =  $p < 0.05$*

Heart rate average was 138 ( $\pm$  12 bpm) for control and 133 ( $\pm$  11 bpm) for LBP; power average on the pedal was 132 ( $\pm$  42 watts) for control and 126 ( $\pm$  43 watts) for LBP; cadence average was 91 ( $\pm$  8 rpm) for control and 92 ( $\pm$  9 rpm) for LBP. No statistical difference was observed for the heart rate average ( $p = 0.20$ ), power average ( $p = 0.64$ ) and pedalling cadence average ( $p = 0.69$ ).

As expected, the VAS pain score was statistically different between group (figure 2a). A time effect [ $F(1,12) = 11.34, p < 0.001$ ] ( $\eta^2 = 0.20$ ), group effect [ $F(1,1) = 35.23, p < 0.001$ ] ( $\eta^2 = 0.19$ ), and interaction effect [ $F(1,12) = 10.71, p < 0.01$ ] ( $\eta^2 = 0.43$ ) were observed. No pairwise comparisons were made on pain levels since it was not part of the objectives. Only one participant in the control group scored 1/10 for the last 10 minutes of his effort. The Borg's scale score was statistically different across the time [ $F(1,12) = 114.66, p < 0.001$ ] ( $\eta^2 = 0.72$ ), but not between groups [ $F(1,1) = 0.063, p = 0.80$ ] nor interaction [ $F(1,12) = 0.33, p = 0.98$ ] (figure 2b). The significant pairwise comparisons are reported in table 3.

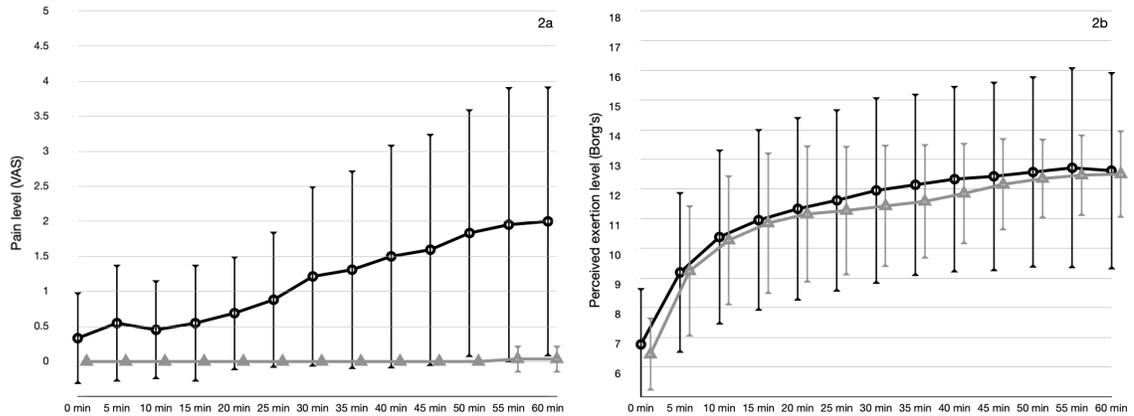


Figure 2: Evolution of pain and perceived exertion during cycling effort based on repeated measures ANOVAs results. The black line represents the LBP group and the gray line the control group. Circles and triangles represent the mean, and vertical bars show the standard deviation. The time axis (X-axis) is divided in 13, which represents the baseline assessment (time 0 minutes) to the last data acquisition (time 60 minutes). 2a represents the VAS pain score throughout the cycling effort (0 = no pain; 10 = worst pain ever). 2b represent the Borg's scale score for perceived exertion (6 = nothing; 20 = maximal exertion).

**Perceived exertion**

	Time												
9													0.05
8									0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
7								0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
6							0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
5							0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
4				0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
3			0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
2		0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
1	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	

Table 3: This table presents time effect decomposed by pairwise comparisons using the Bonferroni test for perceived exertion. Time 1 represents baseline assessment, and time 13 represents post-effort assessment. Time 2 to time 12 represent during-effort assessment. Only significant differences are presented.

### *Stadiometry*

The mean height at baseline assessment was 90.48 ( $\pm$  3.85 cm) and the mean height at post-effort assessment was 90.20 ( $\pm$  4.01 cm) for the control group. The LBP group mean heights were 90.53 ( $\pm$  4.15 cm) before and 90.40 ( $\pm$  4.29 cm) after the cycling effort. There was a time effect [ $F(1,1) = 6.80, p = 0.01$ ] ( $\eta p^2 = 0.13$ ), yet no group effect [ $F(1,1) = 0.012, p = 0.92$ ], nor interaction [ $F(1,1) = 0.91, p = 0.35$ ] were present.

### *Maximal Voluntary Contraction*

The MVC mean at baseline assessment was 68.71 ( $\pm$  20.09 N) and the MVC mean at post-effort assessment was 65.26 ( $\pm$  22.05 N) for the control group. The LBP group mean MVC were 70.65 ( $\pm$  24.67 N) before and 65.83 ( $\pm$  19.22 N) after the cycling effort. MVC values decreased over time significantly in all participants [ $F(1,1) = 11.56, p = 0.001$ ] ( $\eta p^2 = 0.20$ ), but there was no group effect [ $F(1,1) = 0.041, p = 0.84$ ], nor interaction [ $F(1,1) = 0.32, p = 0.58$ ]

### *Kinematics*

Regarding kinematics results, mean and SD values for all three angles are reported in Table 4. A significant main effect of time has been observed for trunk and thoracic angles, while a significant group effect was only observed for the thoracic angle. Figure 3 shows evolution of the angles during the cycling effort for both groups.

	<b>LBP</b> (Mean ±SD)	<b>Control</b> (Mean ±SD)	<b>Time</b>	<b>Group</b>	<b>Group × time interaction</b>
<b>Angle 1 (trunk)</b>	49.53 ±16.71°	43.26 ±12.25°	F(1,11) = 4.41, <i>p</i> < 0.001*	F(1,1) = 2.09, <i>p</i> = 0.16	F(1,11) = 0.86, <i>p</i> = 0.58
<b>Angle 2 (lumbar)</b>	101.21 ±24.31°	96.72 ±21.64°	F(1,11) = 1.62, <i>p</i> = 0.43	F(1,1) = 0.43, <i>p</i> = 0.52	F(1,11) = 3.50, <i>p</i> = 0.92
<b>Angle 3 (thoracic)</b>	39.95 ±18.57°	29.95 ±11.39°	F(1,11) = 3.44, <i>p</i> < 0.001*	F(1,1) = 5.16, <i>P</i> = 0.03*	F(1,11) = 0.76, <i>p</i> = 0.69

Table 4: Mean angle represents the average of the twelve data acquisitions of 60 seconds. Standard deviation (SD) represents the variation through the twelve data acquisitions of 60 seconds. *p* based on repeated measured ANOVAs.  $\eta^2$  = partial eta-squared (effect size) \* = *p* < 0.05

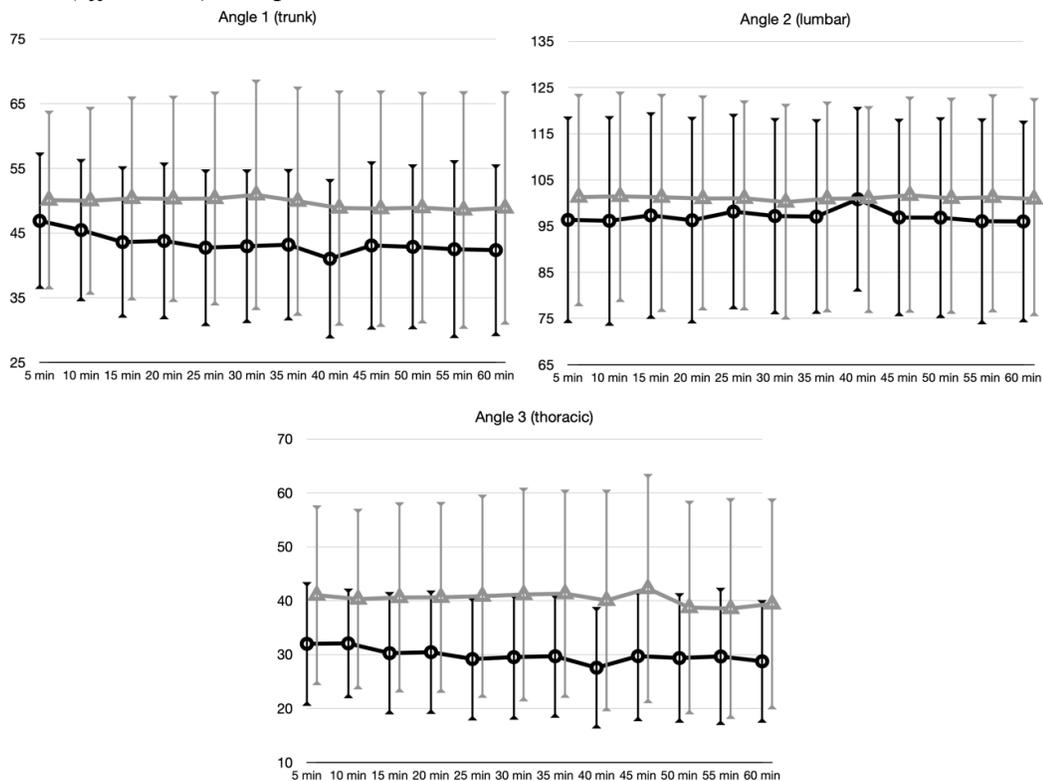


Figure 3: Evolution of kinematic angles during the cycling effort based on repeated measures ANOVAs results. The black line represents the LBP group and the gray line the control group. Circles and triangles represent the mean, and vertical bars show the standard deviation. The time axis (X-axis) is divided in 12, which represents the first acquisition (time 5 minutes) to the last data acquisition (time 60 minutes). The Y-axis shows angle in degree.

### *EMG*

The results of repeated-measured ANOVAs performed for individual electrodes RMS are illustrated in figure 3 (figure 3abcd). Time effect was statistically significant for all electrodes: L4 left [F(1,10) = 2.50,  $p = 0.006$ ] ( $\eta p^2 = 0.05$ ), L4 right [F(1,10) = 9.59,  $p < 0.001$ ] ( $\eta p^2 = 0.18$ ), L1 left [F(1,10) = 16.53,  $p < 0.001$ ] ( $\eta p^2 = 0.30$ ), L1 right [F(1,10) = 6.73,  $p < 0.001$ ] ( $\eta p^2 = 0.14$ ). No group effect reached statistical significance for any electrodes: L4 left [F(1,1) = 0.75,  $p = 0.39$ ], L4 right [F(1,1) = 0.30,  $p = 0.59$ ], L1 left [F(1,1) = 0.10,  $p = 0.75$ ], L1 right [F(1,1) = 0.21,  $p = 0.65$ ]. No interaction effect was statistically significant: L4 left [F(1,10) = 0.78,  $p = 0.65$ ], L4 right [F(1,10) = 1.41,  $p = 0.17$ ], L1 left [F(1,10) = 1.34,  $p = 0.21$ ], L1 right [F(1,10) = 0.89,  $p = 0.54$ ]. Pairwise comparison significant results are represented in table 5. When EMG data were normalized using the MVC trials, results showed LES activation amplitude (4 locations and throughout the effort) at approximately 5% for the controls and 6% MVC for cyclists with LBP of the baseline amplitude. For MDF data, all slopes were positives: L4 left = 0.97; L4 right = 0.98; L1 left = 0.34; L1 right = 0.91. Independent T-tests showed no difference between groups for all electrodes: L4 left ( $t(46) = 0.38$ ,  $p = 0.48$ ), L4 right ( $t(46) = 0.47$ ,  $p = 0.68$ ), L1 left ( $t(46) = 1.18$ ,  $p = 0.13$ ), except at L1 right ( $t(46) = 1.06$ ,  $p = 0.02$ ).

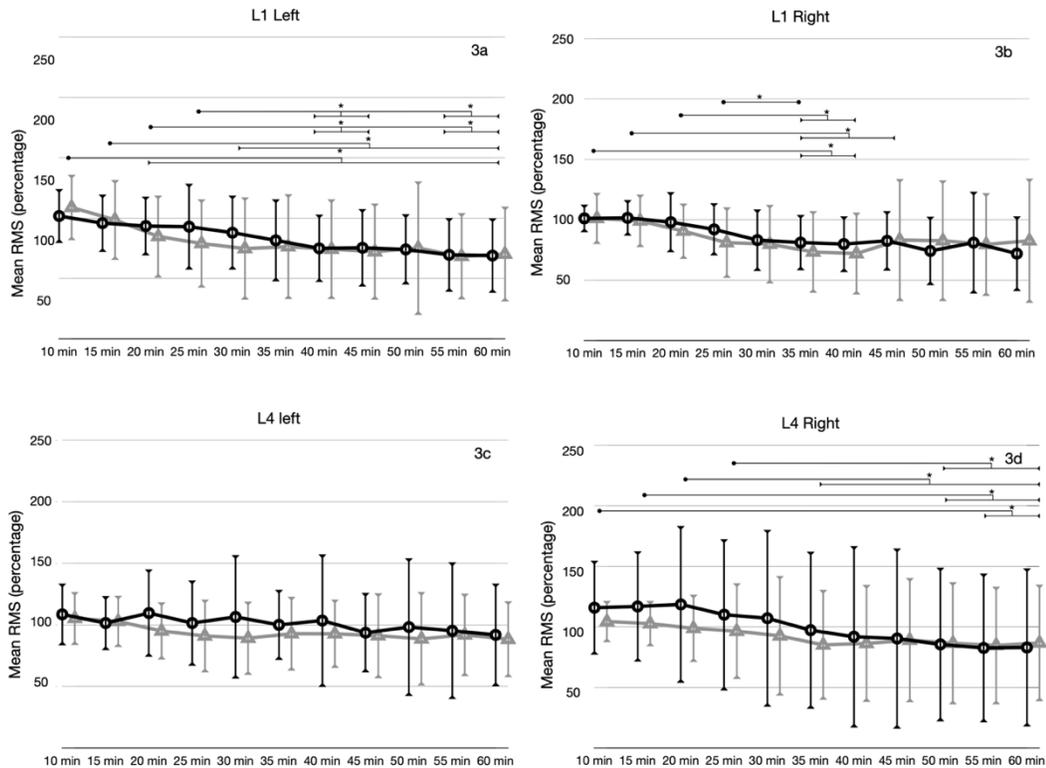


Figure 3: Evolution of EMG activation amplitude (RMS) during cycling effort based on repeated measures ANOVAs. The black line represents the LBP group and the gray line the control group. Empty circles and triangles represent the mean and vertical bars shows the standard deviation. The time axis (X-axis) is divided in 11, representing the time 10 minutes (second data acquisition) to time 60 minutes (the last data acquisition). Time 5 minutes (the first data acquisition) is not displayed since it has been used to normalize the other data acquisitions. 3a represents the mean RMS normalized of electrodes placed at L1 left; 3b represents the mean RMS normalized of electrodes placed at L1 right; 3c represents the mean RMS normalized of electrodes placed at L4 left; 3d represents the mean RMS normalized of electrodes placed at L4 right. Pairwise comparisons are represented above the data lines. Full circle represents one data, full triangles represent an interval of data. \*  $< 0.05$  of the time effect of RMS data decomposed by pairwise comparison using the Bonferroni test.

## Discussion

The main objective of this study was to identify and compare trunk neuromuscular strategies during a cycling effort between a group of cyclists with chronic LBP and healthy cyclists. The results of the study showed that the amplitude of lumbar muscles activation (RMS) was similar for LBP and controls cyclists. Participants in both groups decreased their amplitude of muscle activation (RMS) throughout the one-hour cycling effort. MDF slopes were positive for both groups. Those results suggest that no muscle fatigue was present in the LES for both groups after the effort. Although the lumbar angle did not change during the cycling effort in either group, the overall trunk and the thoracic angles changed over time for both groups. Cyclists were more flexed at the end than at the beginning of the cycling effort in both angles. The LBP group was less flexed than the control group when considering the thoracic angle only. Even though all cyclists were able to perform the whole one-hour cycling effort, the pain level of the participants with LBP increased throughout the effort. Overall, this suggests that all cyclists presented similar neuromuscular strategies and different kinematic strategies to perform a one-hour effort on their road bike, yet the LBP group failed in doing so pain free. In addition, to assess the effect of the one-hour cycling effort on discs loading, spinal height variation was measured. The results showed that spinal height decreases from baseline assessment (time 0 minutes) to post-effort assessment (time 61 minutes) in both groups. This result means that the spine of all cyclists sustained a similar load variation during the cycling effort.

In the current study, spinal shrinkage, and potentially spinal load changed over the one-hour cycling effort. A very high correlation has already been demonstrated between spinal shrinkage and spinal load for prolonged static posture (Van Deursen et al., 2005; Wilke et al., 1999). For dynamic tasks such as cycling, it is unclear whether this correlation exists, but results from a previous study suggest the correlation appears during these tasks (Van Deursen et al., 2005). Moreover, spinal loads measured during cycling appear to be similar to those assessed during standing, suggesting that a greater decrease in spinal height indicates a greater spinal load in cycling tasks (Rohlmann et al., 2014). In the current study, a decrease in spinal height was observed in both groups between the baseline and post-effort assessments. The average decrease in spinal height for the control group was 2.8 ( $\pm$  4,8mm), which is similar to previous findings (Van Deursen et al., 2005). The LBP group showed less spinal decrease, 1.3 ( $\pm$ 6,5 mm), yet no significant difference between groups was observed. As there was no change in the lumbar angle between groups, and stadiometry variations were similar, it could be argued that the lumbar spine of all participants was submitted to similar physical stress throughout the one-hour cycling effort.

The effect of the cycling effort was also observed in the erector spinae maximal strength. The decrease in MVC between baseline and post-effort assessments in both groups may suggest the presence of low back muscle fatigue (Enoka & Duchateau, 2008). However, these results contrast with the positive EMG MDF slopes and a decrease of the erector spinae muscle activity amplitude during the effort. Although MVC using

Sorenson protocol was shown to be reliable to detect low back muscle fatigue (Coorevits et al., 2008), the decrease in MVC after the cycling effort may be due to the presence of lower extremity muscles fatigue, not in the low back muscles (So et al., 2005). The absence of low back muscle fatigue can also be explained by the targeted intensity of the effort (approximately 13 (somewhat hard) on Borg's scale of perceived exertion at the end of the cycling effort).

In the current study, we found changes in the neuromuscular control throughout the cycling effort in both groups. The erector spinae muscle activity decreased during the cycling effort for both groups in all four regions (L1 left, L1 right, L4 left and L4 right). Muscle activation had decreased by an average of 35% at the end of the cycling effort compared with the baseline assessment. This adaptation can be supported by the observation of greater trunk flexion during the cycling effort. This change in kinematics could shift the cyclists' centre of mass forward, shifting the load from the back muscles to the upper limbs to relieve the lumbar spine. This hypothesis is reinforced by a previous study showing higher muscle fatigue in the biceps brachii of cyclists with LBP than in controls at the end of a cycling effort (Balasubramanian & Jayaraman, 2009). Plus, while EMG normalization with MVC is not recommended with LBP participants, it should be noted that only 5% muscle activation was needed to perform the task using this normalization methods. This low level of activation may be due to the flexion-relaxation phenomenon (FRP) usually observed in the erector spinae muscles during a trunk flexion. Even though cyclists were not in maximal flexion in the current study (lumbar flexion of 101° for LBP and 97° for controls) it is possible that it was enough to trigger an FRP

(Christopher J Colloca & Richard N Hinrichs, 2005). For instance, while sitting, FRP could be present with a trunk angle flexion as low as 50% of maximal flexion (Schinkel-Ivy et al., 2014). This could also mean that the load was transferred to passive structures or deep muscles in the lumbar region.

Another neuromuscular adaptation across the cycling effort was observed in the trunk kinematics. For both groups, trunk and thoracic angles decreased during the cycling effort. It correlates with a more flexed position towards the end of the cycling effort. This increase in flexion for both groups may be related to pain avoidance strategies (Hodges & Smeets, 2015; Hodges & Tucker, 2011). Holding the same trunk position might become challenging overtime. Consequently, participants may adapt their position into a more flexed one. This increase in thoracic and trunk angles may also induce a forward shift in the centre of mass. Such shift would decrease the load on low back structures and increase it in the upper limbs (Balasubramanian & Jayaraman, 2009). The lumbar angle, however, remained constant throughout the cycling effort, matching previous findings (Burnett et al., 2004). These results suggest that lumbar kinematics is not correlated with LBP, but kinematics adaptation to pain can be observed in the thoracic spine.

In addition to these neuromuscular adaptations, we also showed differences in trunk kinematics between cyclists with LBP and healthy cyclists. The trunk was less flexed (more upright) in cyclists with LBP than in their counterparts. These results contrast with a previous study that has shown a more flexed position of cyclists with LBP compared to pain-free athletes (Van Hoof et al., 2012). In the present study, the

participants' position was controlled (hands on lever hoods and seated) during the kinematics/EMG recordings, while the participants in Van Hoof's study were allowed to perform the cycling exercise without restriction. This choice was made because the objective was to identify neuromuscular mechanisms to pain adaptation, and not trunk movements. In the present study, a more upright thoracic posture, observed in the LBP group, could be associated to a long-term pain avoidance strategy (Hodges & Smeets, 2015; Hodges & Tucker, 2011). Indeed, prolonged flexed position of the trunk will stretch viscoelastic structures in the spine, which may increase the risk of spine injury (Pope et al., 2002; Solomonow, 2012). Conversely, the LBP group failed to ride their road bike pain free. With this observation, the current study provides new insights of the long-term consequences of pain adaptations during long duration motor task. These results suggest that part of the adaptation to pain is made by changes in thoracic spine movement.

Contrary to our hypothesis, this study did not reveal a redistribution of muscle activity between electrodes during the task (Hodges & Tucker, 2011). The EMG redistribution might not have been detectable because of the low levels of muscle activation. Redistribution has been observed in erector spinae of LBP participants during more demanding tasks requiring higher muscle activation intensities (Abboud et al., 2014; Falla et al., 2014; Martinez-Valdes et al., 2019; Sanderson et al., 2019). In the current study, while the participants produced moderate power (averaging 1.77 Watt/Kg) on the pedals, low activation levels of the LES were recorded. The use of four bipolar electrodes may not be sufficient to detect muscle activity redistribution in comparison to matrixes

of surface electrodes (High-Density surface Electromyography) (Falla & Gallina, 2020). Although both groups appeared to adopt the same EMG strategies to perform the task, the LBP group reported an increase of pain levels throughout the cycling effort. LBP is a complex condition with multiple contributors (Hartvigsen et al., 2018), and therefore, cyclists with LBP may have developed long-term adaptations such as a decrease in erector spinae contribution and a change in thoracic posture, which allowed them to complete their cycling effort. This study sought to understand neuromuscular adaptations in presence of LBP in cyclists. The decrease in EMG amplitude represents a sneak peek into the neuromuscular variation of low back muscles. The appearance of a plateau (stop in decreasing) at around time 40 minutes might also be another way to adapt to the task. Further study will be needed to understand these phenomena.

One of the strengths of this study is that both groups were similar in their cycling experience. Both groups presented a similar number of kilometres ridden on their bicycle yearly, and the same number of years riding a road bike. However, body mass was statistically different. The LBP group was heavier. Another strength is that both groups have a similar experience on their road bikes, which leads us to believe that they have the same level of fitness. Both groups presented a similar saddle angle, bottom bracket to saddle height and saddle to handlebar length, which suggests that both groups were fitted to their bike similarly.

## Conclusion

Results showed that a one-hour cycling effort causes trunk neuromuscular changes. Road cyclists present no neuromuscular sign of fatigue in the LES yet decreasing in maximal trunk extension contractions was observed. Cyclists also showed decreasing LES activity during cycling efforts, which may be due to a shift in the centre of mass or FRP. In addition, a one-hour cycling effort sitting in the same position increases spinal shrinkage, due to increased spinal load. Knowing that increase load may cause damage to the IVD, the road cyclist prolonged flexed position may be a risk factor for disc degeneration and LBP.

In addition, we found that LBP and control cyclists had different kinematics strategies throughout the cycling effort. Cyclists with LBP tend to be less flexed in the thoracic spine than control cyclists, which may indicate a long-term adaptation to the task. Cyclists with LBP seem to develop kinematic strategies to complete prolonged cycling efforts. However, such strategies could not prevent the increase in pain throughout the effort.

## Acknowledgments

EMB was supported by Fondation Chiropratique du Québec.

## Conflict of interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

## Discussion

### Rappel de l'objectif

Cette étude avait pour objectif principal de caractériser les différentes stratégies neuromusculaires lors d'un effort constant modéré et contrôlé sur un vélo de route entre des participants sains et atteints de lombalgie chronique. Les hypothèses de recherches étaient que les deux groupes allaient se comporter différemment. Entre autres, les participants ayant des lombalgies chroniques présenteront moins de variabilité motrice que les participants sains. L'objectif secondaire était d'étudier l'effet d'une heure de vélo de route sur le rétrécissement de la hauteur discale. L'hypothèse associée était que les deux groupes présenteraient une diminution de la hauteur discale similaire puisque la charge induite sur la colonne vertébrale devrait être proportionnelle à chacun des participants.

### Retour sur les principaux résultats

Cette étude a montré qu'une tâche à vélo d'une heure nécessite plusieurs stratégies neuromusculaires du tronc pour la compléter (effet principal de temps). En effet, les résultats de l'étude ont montré que les niveaux d'activation des muscles lombaires (RMS) étaient similaires pour les cyclistes atteints de lombalgie et les cyclistes sains. En effet, les deux groupes ont diminué leur niveau d'activation musculaire durant l'effort d'une heure à vélo. Les pentes de la fréquence médiane (MDF) étaient positives pour les deux groupes. Ces deux résultats suggèrent l'absence de fatigue musculaire des érecteurs du rachis lombaire pour les deux groupes lors de la tâche à vélo. Bien qu'une diminution de la force maximale en extension du tronc fût présente. De plus, l'angle

lombaire est demeuré constant pendant l'effort à vélo pour les deux groupes. L'angle du tronc et l'angle thoracique ont, quant à eux, changé au fil du temps. Les cyclistes des deux groupes étaient davantage fléchis (angle thoracique et angle du tronc) à la fin qu'au début de l'effort à vélo. Aussi, les résultats de stadiométrie ont montré que la hauteur de la colonne vertébrale diminue entre l'évaluation de base (temps 0 minute) et l'évaluation post-effort (temps 61 minutes) dans les deux groupes. Ce résultat suggère que les deux groupes présentent un rétrécissement de la hauteur discale similaire après un effort d'une heure à vélo.

Également, l'étude a montré des différences entre les groupes de cyclistes (effet principal de groupe). En effet, le groupe atteint de lombalgie était en moyenne moins fléchi que le groupe témoin en ce qui concerne l'angle thoracique. Aussi, même si tous les cyclistes ont pu effectuer l'effort complet d'une heure à vélo, le niveau de douleur des participants atteint de lombalgie a augmenté tout au long de l'effort.

Dans l'ensemble, cela suggère que les cyclistes atteints de lombalgie et les cyclistes sains utilisent des stratégies neuromusculaires similaires et des stratégies cinématiques différentes pour effectuer un effort d'une heure sur leur vélo de route. Malgré les similarités de variation au niveau de l'activité musculaire et de la hauteur discale, et les différences de la cinématique du tronc, le groupe expérimental (avec douleur lombaire) fut incapable d'accomplir la tâche à vélo sans douleur. Cette douleur a même augmenté au cours de l'effort.

### *Effet d'une heure d'effort sur les stratégies motrices d'un cycliste*

Dans la présente étude, l'effet d'un effort d'une heure à vélo a montré des changements de rétrécissement (*shrinkage*) de la colonne vertébrale et conséquemment de la charge sur la colonne vertébrale. Une corrélation très élevée a déjà été établie entre le rétrécissement de la colonne vertébrale et la charge vertébrale pour des postures statiques prolongées (Van Deursen et al., 2005; Wilke et al., 1999). Plus la charge est importante; plus le rétrécissement est important. Pour les tâches dynamiques comme le cyclisme, il n'est pas clair si une telle corrélation existe, mais un rétrécissement de la colonne vertébrale similaire à la position assise se produit (Van Deursen et al., 2005). Dans la présente étude, une diminution de la hauteur de la colonne vertébrale a été observée. La comparaison était faite entre l'évaluation de base (temps 0 minute) et l'évaluation post-effort (temps 61 minutes) chez les deux groupes. La diminution moyenne de la hauteur de la colonne vertébrale pour le groupe contrôle était de 2,8 ( $\pm$  4,8mm) , ce qui est similaire aux résultats précédents (Van Deursen et al., 2005). Le groupe de participants atteints de lombalgie non spécifique a montré une diminution moindre de la colonne vertébrale, soit 1,3 ( $\pm$ 6,5 mm), mais aucune différence significative entre les groupes n'a été observée. Cela signifie que les deux groupes présentent des variations de forces de compressions similaires sur le rachis pendant l'effort d'une heure à vélo. Comme il n'y avait aucun changement de l'angle lombaire entre les groupes, on peut suggérer que l'effet de la tâche à vélo sur la pression intra discale a été similaire chez tous les participants. Ce résultat va dans le même sens que l'étude de Rohlmann, 2014.

En effet, puisque l'intensité de pédalage était similaire entre les groupes, il était attendu que l'effet sur les DIVs soit similaire.

L'effet de l'effort à vélo a également été observé sur la production de force maximale des érecteurs du rachis lombaire. La diminution de la contraction volontaire maximale entre l'évaluation de base et l'évaluation après l'effort dans les deux groupes suggère la présence d'une fatigue musculaire du bas du dos (Enoka & Duchateau, 2008). Cependant, l'augmentation de la MDF et la diminution du RMS pendant la tâche proposent le contraire. Il est possible que de la fatigue des membres inférieures, causée par la tâche à vélo, se répercute sur les résultats des contractions maximales volontaires en extension lombaire. En effet, bien que la tâche avec le Sørensen soit valide pour activer les érecteurs du rachis lombaire (Demoulin et al., 2016), les muscles des membres inférieurs sont également sollicités. Puisque la tâche à vélo a vraisemblablement induit de la fatigue aux membres inférieurs (So et al., 2005), il est possible que la diminution de la force maximale soit entraînée par ce phénomène. D'autres études avaient montré de la fatigue musculaire, mesurée par EMG de surface avant et après une tâche à vélo, dans les muscles du bas du dos de cyclistes sur route atteints de lombalgie (Balasubramanian et al., 2014; Balasubramanian & Jayaraman, 2009; Srinivasan & Balasubramanian, 2007). Dans leur étude, les auteurs ont trouvé un niveau de fatigue musculaire plus élevé chez les cyclistes atteints de lombalgie que chez les contrôles. Dans la présente étude, les deux groupes ne présentaient pas de fatigue neuromusculaire des érecteurs du rachis lombaire, cela suggère que l'effort à vélo était similaire. À la fin de l'effort à vélo, les deux groupes ont atteint environ 13/20 (un peu difficile) sur l'échelle de perception de l'effort de Borg.

Il est possible que ce niveau d'effort ne soit pas assez important pour engendrer de la fatigue musculaire. Une autre différence notable est que le niveau de douleur de notre groupe expérimentale était de 1.1/10 comparativement à 6.8/10 pour l'étude de Srinivasan & Balasubramanian. Il est possible que cette différence ait un impact sur le contrôle neuromusculaire lombaire et conséquemment sur la fatigue musculaire (Hodges & Tucker, 2011). En définitive, la fatigue musculaire ne semble pas jouer un rôle majeur dans la lombalgie chez les cyclistes à ce niveau d'intensité et de douleur puisque les deux groupes étaient comparables, mais que le groupe atteint de lombalgie a développé de la douleur.

Dans la présente étude, des changements dans le contrôle neuromusculaire à travers l'effort à vélo dans les deux groupes ont également été relevés. L'activité des muscles érecteurs du rachis (RMS) a diminué pendant l'effort à vélo pour les deux groupes dans les quatre régions (L1 gauche, L1 droite, L4 gauche et L4 droite). Il y avait en moyenne 35 % moins d'activation musculaire à la fin de l'effort à vélo par rapport à l'évaluation de base. Cette adaptation peut être appuyée par l'observation d'une plus grande flexion du tronc lors de l'effort à vélo, ce qui pourrait déplacer le centre de masse des cyclistes vers l'avant. Par conséquent, la charge pourrait être transférée des muscles du dos aux membres supérieurs pour soulager la colonne lombaire. Cette hypothèse est renforcée par une étude précédente montrant une fatigue musculaire plus élevée dans le biceps brachial des cyclistes lombalgiques que les témoins à la fin d'un effort à vélo (Balasubramanian & Jayaraman, 2009). De plus, bien que la normalisation EMG avec contraction maximale volontaire ne soit pas recommandée avec les participants présentant

des douleurs (Besomi et al., 2020), il convient de noter que seulement 5% d'activation musculaire était nécessaire pour effectuer la tâche en utilisant cette méthode de normalisation. Ce faible niveau d'activation peut être dû aux phénomènes de flexion-relaxation (PFR) habituellement observés dans le muscle érecteur du rachis lors d'une flexion complète du tronc. Même si les cyclistes n'étaient pas en flexion maximale, une flexion lombaire de 101° pour le groupe atteint de lombalgie et de 97° pour le groupe contrôle fut observée dans la présente étude. De tels degrés de flexion peuvent entraîner un phénomène de flexion-relaxation du rachis lombaire (C. J. Colloca & R. N. Hinrichs, 2005). En position assise, le PFR peut être présent jusqu'à 50 % de la flexion maximale (Schinkel-Ivy, Nairn et Drake 2014). La relative faible activation des muscles érecteurs du rachis lombaire signifierait que dans cette étude, la majeure partie de la charge est transférée aux structures passives ou aux muscles profonds de la région lombaire pour accomplir la tâche. Aussi, la MDF d'activation des muscles érecteurs du rachis augmente de manière générale tout au long de l'effort à vélo. Cette augmentation suggère l'absence de diminution de la vitesse de conduction nerveuse normalement présente lors de fatigue musculaire.

Une autre stratégie motrice a été observée par l'étude de la cinématique du tronc durant l'effort à vélo. Pour les deux groupes, l'angle du tronc et l'angle thoracique ont diminué pendant l'effort à vélo. Cela correspond à une position plus fléchie vers la fin de l'effort à vélo. Cette augmentation de la flexion pour les deux groupes peut être causée par une redistribution de la charge lors de l'effort. En effet, la diminution de l'amplitude (RMS) du signal EMG renforce cette hypothèse. Conséquemment, par une position de

flexion prolongée, les participants activeraient d'autres fibres musculaires (Abboud et al., 2016). Il est donc possible que cette redistribution de l'activité EMG ne soit pas captée par les électrodes bipolaires. De plus, cette diminution des angles thoracique et du tronc peut être un moyen de transférer le centre de masse antérieurement. Cela diminuerait la charge sur la région lombaire et l'augmenterait sur les membres supérieurs (Balasubramanian & Jayaraman, 2009). L'angle lombaire est resté constant tout au long de l'effort à vélo. Cette découverte correspond aux découvertes précédentes d'autres chercheurs qui étudiaient la cinématique du tronc pendant le cyclisme. Effectivement, l'équipe de Burnett a constaté que la cinématique vertébrale lombaire était stable tout au long de l'effort à vélo (Burnett et al., 2004).

### *Différence de stratégies motrices entre un cycliste atteint de lombalgie chronique et un cycliste sain*

D'abord, les deux groupes de participants présentent une différence au niveau de la douleur. Évidemment, le groupe souffrant de lombalgie présente un niveau de douleur supérieur ( $1.1/10 \pm 1,0$ ) au groupe sain ( $0.01/10 \pm 0.03$ ). Un seul participant du groupe témoin a obtenu 1/10 pour les 10 dernières minutes de son effort. Aussi, le groupe expérimental a obtenu un score moyen de  $10.8 \pm 7.0$  sur l'ODI et un score de  $1.8 \pm 1.5$  sur le STarT Back Screening Tool (SBST). Selon les résultats de l'ODI, les participants atteints de douleur lombaire présentent une incapacité modérée : le patient éprouve plus de douleur et de difficulté à s'asseoir, à soulever et à debout. Les déplacements et la vie sociale sont plus difficiles et peuvent affecter le travail. Les soins personnels, l'activité

sexuelle et le sommeil ne sont pas gravement affectés et le patient peut généralement être pris en charge par moyens conservateurs. Selon les résultats du SBST, les participants du groupe souffrant de lombalgie sont à faible risque de mauvais pronostic. Aussi, il est important de noter que tous les participants ont complété une heure de vélo stationnaire sans arrêt. Cela démontre un niveau fonctionnel assez élevé. Selon une étude (Fairbank & Pynsent, 2000), le pointage normatif de l'ODI est de 10.19. Cela fait en sorte que notre cohorte de cyclistes atteints de lombalgie présente un score légèrement supérieur à une population dite saine.

Ensuite, des adaptations neuromusculaires présentes dans les deux groupes, des différences entre les cyclistes atteints de lombalgie et les cyclistes sains ont également été montrées. En effet, les résultats de la cinématique du tronc ont montré des différences entre les groupes pour l'angle thoracique. Le tronc des cyclistes atteints de lombalgie était moins fléchi, soit une position plus relevée, que leurs homologues sains. Ces résultats contrastent avec une étude précédente qui a montré une position plus fléchie des cyclistes atteints de lombalgie par rapport aux athlètes sans douleur (Van Hoof et al., 2012). Dans la présente étude, la position des participants était contrôlée (mains sur les manettes de freins et assis) pendant les enregistrements cinématiques/EMG, tandis que les participants dans l'étude de Van Hoof étaient libres d'effectuer la tâche à vélo sans restriction de positions. Dans cette étude, ce choix méthodologique est cohérent avec l'objectif de recherche qui était d'identifier les mécanismes neuromusculaires d'adaptation à la douleur et non relié aux changements de position du tronc. Alors, la posture du tronc observée, plus verticale, dans le groupe atteint de lombalgie pourrait être associée à une stratégie

d'évitement à long terme de la douleur (Hodges & Smeets, 2015; Hodges & Tucker, 2011). En effet, une position fléchie prolongée du tronc va étirer les structures viscoélastiques de la colonne vertébrale. Cette position peut augmenter le risque de blessure à la colonne vertébrale (Pope et al., 2002; Solomonow, 2012). D'un autre côté, cette stratégie d'évitement ne leur a pas permis d'effectuer la tâche à vélo sans douleur. Avec cette observation, la présente étude fournit de nouvelles informations sur les conséquences à long terme des adaptations à la douleur au cours d'une tâche motrice de longue durée. Ces résultats suggèrent qu'une partie de l'adaptation à la douleur est faite par des changements dans le mouvement de la colonne thoracique. Aussi, ils suggèrent que la cinématique lombaire ne semble pas être facteur important dans la lombalgie chez les cyclistes et que la majorité des mouvements proviennent de la région thoracique.

#### *Variabilité motrice du tronc chez des cyclistes lors d'une tâche d'une heure à vélo*

Contrairement à l'hypothèse de départ, cette étude n'a pas révélé de redistribution de l'activité musculaire entre les électrodes au cours de la tâche dans aucun groupe (Hodges & Tucker, 2011). Plusieurs hypothèses peuvent expliquer ces résultats. Par exemple, il est possible que la redistribution de l'EMG n'ait peut-être pas été détectée en raison des faibles niveaux d'activation musculaire. Une redistribution a été observée dans les érecteurs du rachis lombaire des participants atteints de lombalgie, lors de tâches plus exigeantes et nécessitant des intensités d'activation musculaire plus élevées (Abboud et al., 2014; Falla et al., 2014; Martinez-Valdes et al., 2019; Sanderson et al., 2019). Dans la présente étude, alors que les participants produisaient une puissance modérée (en

moyenne 1,77 watt/kg) sur les pédales, un faible niveau d'activation des érecteurs du rachis lombaire a été enregistré (environ 5% de la contraction volontaire maximale). Une autre hypothèse est que l'utilisation de quatre électrodes bipolaires n'était peut-être pas suffisante pour détecter la redistribution de l'activité musculaire. L'utilisation de matrices d'électrodes de surface (électromyographie de surface à haute densité) aurait pu donner davantage de données sur la variabilité de l'activité motrice (Falla & Gallina, 2020). En bref, bien que les deux groupes semblassent adopter les mêmes stratégies de recrutement musculaire pour effectuer la tâche, le groupe atteint de lombalgie a signalé une augmentation des niveaux de douleur durant l'effort à vélo. La lombalgie étant une condition complexe avec de multiples contributeurs, les cyclistes ayant des lombalgies peuvent avoir développé d'autres adaptations à long terme qui leur ont permis de compléter leur effort à vélo, comme une diminution de la contribution des érecteurs du rachis lombaire et un changement de posture thoracique.

Cette étude avait comme objectif de comprendre l'adaptation neuromusculaire en présence de LBP chez les cyclistes. La diminution de l'amplitude EMG représente un aperçu de la variabilité neuromusculaire des muscles lombaires. Aussi, l'apparition d'un certain plateau (arrêt de la diminution) au niveau du RMS à environ 40 minutes pourrait être une autre façon de s'adapter à la tâche. Des études plus approfondies seront nécessaires pour comprendre ces phénomènes.

### Limites

1) L'utilisation d'électrodes bipolaires diminue la quantité de données possible pour étudier la variabilité de l'activité musculaire. Cependant, l'utilisation de quatre

électrodes couvrant une bonne partie de la région lombaire avait le potentiel de répondre à la question de recherche. Un autre outil de collecte de données de l'activité musculaire aurait pu être utilisé soit les matrices d'électromyographie à haute densité de surface. Avec ces électrodes, il est possible de cartographier l'activité musculaire d'une région avec plus de précision que les électrodes bipolaires. Il est en revanche plus difficile d'obtenir des signaux de qualité lors d'une tâche dynamique de longue durée et surtout s'il y a présence de sueur.

2) Les deux groupes n'avaient pas l'ensemble des données anthropométriques statistiquement comparables. En effet, ils présentaient une masse corporelle moyenne différente. Cette différence est interprétable par le fait que la prévalence de la lombalgie est augmentée avec l'augmentation de l'IMC (Shiri et al., 2010). La mesure du pourcentage de masse adipeuse aurait pu être utilisée pour contrôler les participants. Cependant, peu d'études ont vérifié l'effet de l'IMC sur le contrôle neuromusculaire du tronc. Des études ont montré des changements de contrôle postural chez des personnes obèses (Błaszczyk et al., 2009; Maktouf et al., 2018), ce qui porte à croire qu'il est possible que l'IMC impacte le contrôle neuromusculaire. Dans notre étude, l'expérience cycliste modérée à élevée étant similaire entre les groupes, il a été considéré qu'ils étaient de niveau de forme physique était similaire.

3) L'expérimentation se faisait sur une base d'entraînement intelligente alors que pour la plupart des kilomètres roulés par les participants étaient parcourus à l'extérieur. Cela enlève, entre autres, les changements de dénivelé et la présence ou non de vent qui peuvent influencer la position des cyclistes lors d'une sortie. De plus, normalement les

cyclistes peuvent adopter diverses positions, cadence, niveau d'intensité lors d'une sortie extérieure. Dans le cadre de l'expérimentation, les participants devaient contrôler ces variables. Cela avait pour objectif de mesurer l'effet de la tâche de vélo, mais avait comme inconvénient de moins ressembler à une sortie à vélo habituelle.

4) Les conditions expérimentales étaient contrôlées, mais certains aspects auraient pu l'être davantage surtout pour ce qui est de l'effort des participants. En effet, le contrôle de la consommation de tabac, le niveau d'hydratation et la température du laboratoire sont des exemples de variables qui n'ont pas été prises en considération dans le protocole qui peuvent influencer le niveau d'effort et donc la tâche performée par les participants. Cependant, il est à noter que la performance sportive (1h de vélo) est seulement le contexte dans lequel la performance motrice (contrôle neuromusculaire du tronc) a été évaluée. L'intérêt de cette recherche n'est donc pas de comparer l'effet du niveau d'intensité, mais bien la différence entre un groupe symptomatique et un groupe sain. Dans cette optique, le contrôle de la position, de la cadence et de la fréquence cardiaque semble adéquat pour répondre à la question de recherche.

### Implication clinique

Comme il a été précédemment montré, la compréhension des mécanismes physiologiques sous-jacents à la lombalgie chronique dans des tâches sportives reste limitée. Cette étude permet donc d'en comprendre encore davantage sur les différentes stratégies neuromusculaires d'athlète pour accomplir une tâche prolongée même en présence de douleur. Aussi, elle a permis de montrer l'effet d'une tâche d'une heure à vélo sur la

charge sur la colonne vertébrale. Ces connaissances pourraient à long terme aider à guider les thérapeutes pour prodiguer des soins adaptés à une population active qui souffre de douleur lombaire. Conséquemment, réduire les effets négatifs socio-économiques de la lombalgie non spécifique chronique.

### Perspective de recherches

Les résultats de ce projet, bien qu'intéressants, soulèvent plusieurs questionnements concernant les stratégies neuromusculaires à vélo. Il serait intéressant d'augmenter la valeur écologique de futures études en laissant plus de liberté aux cyclistes lors de la tâche à vélo. Par exemple, ne pas contrôler la cadence, la position ou même effectuer l'expérimentation à l'extérieur. Aussi, il serait pertinent de vérifier si des niveaux de douleur plus importants engendraient des changements de stratégies.

De plus, il serait intéressant de vérifier l'effet de la douleur avec d'autres groupes musculaires (fessier, ischiojambier, coiffe des rotateurs, trapèze, etc.), d'autres populations d'athlète (joueur de baseball, soccer, patineur de vitesse, coureur, etc.) et différents types de douleur (aiguë, subaiguë, expérimentale). Les possibilités sont innombrables puisque les connaissances sont limitées chez les athlètes amateurs. En outre, il serait intéressant de vérifier si le niveau de compétence (novice à expert) a un impact sur la variabilité motrice chez une population active lors de la pratique de tâche sportive.

Finalement, ce projet m'a permis de me familiariser avec la recherche expérimentale incluant différents appareils de mesure. Cette expérience me servira de

tremplin pour mes études doctorales qui continueront de porter sur le contrôle neuromusculaire chez les athlètes amateurs lors de performance sportive.

## Conclusion

En conclusion, ce projet montre qu'un effort d'une heure à vélo provoque des modifications neuromusculaires au niveau du tronc chez des cyclistes entraînés (figure 12). Les cyclistes sur route ne présentent pas de fatigue musculaire au niveau des érecteurs du rachis lombaire qui remet en question le rôle de ce groupe musculaire lors de la pratique du cyclisme et surtout son implication dans la lombalgie chez les cyclistes. Également, il a été observé que les cyclistes présentent une diminution de l'activité musculaire lombaire lors d'un effort à vélo, à 70% de la FC maximale, qui peut être due à un phénomène de flexion-relaxation ou à un déplacement du centre de masse antérieurement. De plus, un effort d'une heure à vélo assis dans la même position provoque un rétrécissement de la colonne vertébrale. Cela montre la présence d'une certaine charge sur la colonne vertébrale lors de la tâche. Sachant que la charge peut causer des dommages sur les disques intervertébraux, la position fléchie prolongée du cycliste sur route peut être un facteur de risque de blessure discale, conséquemment de la lombalgie.

De plus, il a été constaté que les cyclistes atteints de lombalgie et les cyclistes sains avaient des stratégies cinématiques différentes durant l'effort. Les cyclistes atteints de lombalgie ont tendance à être moins fléchis dans la région thoracique que les cyclistes sains. Cela correspond possiblement à une adaptation à long terme à la tâche. Les cyclistes atteints de lombalgie ont trouvé des stratégies neuromusculaires pour effectuer un effort de vélo de route d'une heure, mais ne pouvaient pas le faire sans douleur.

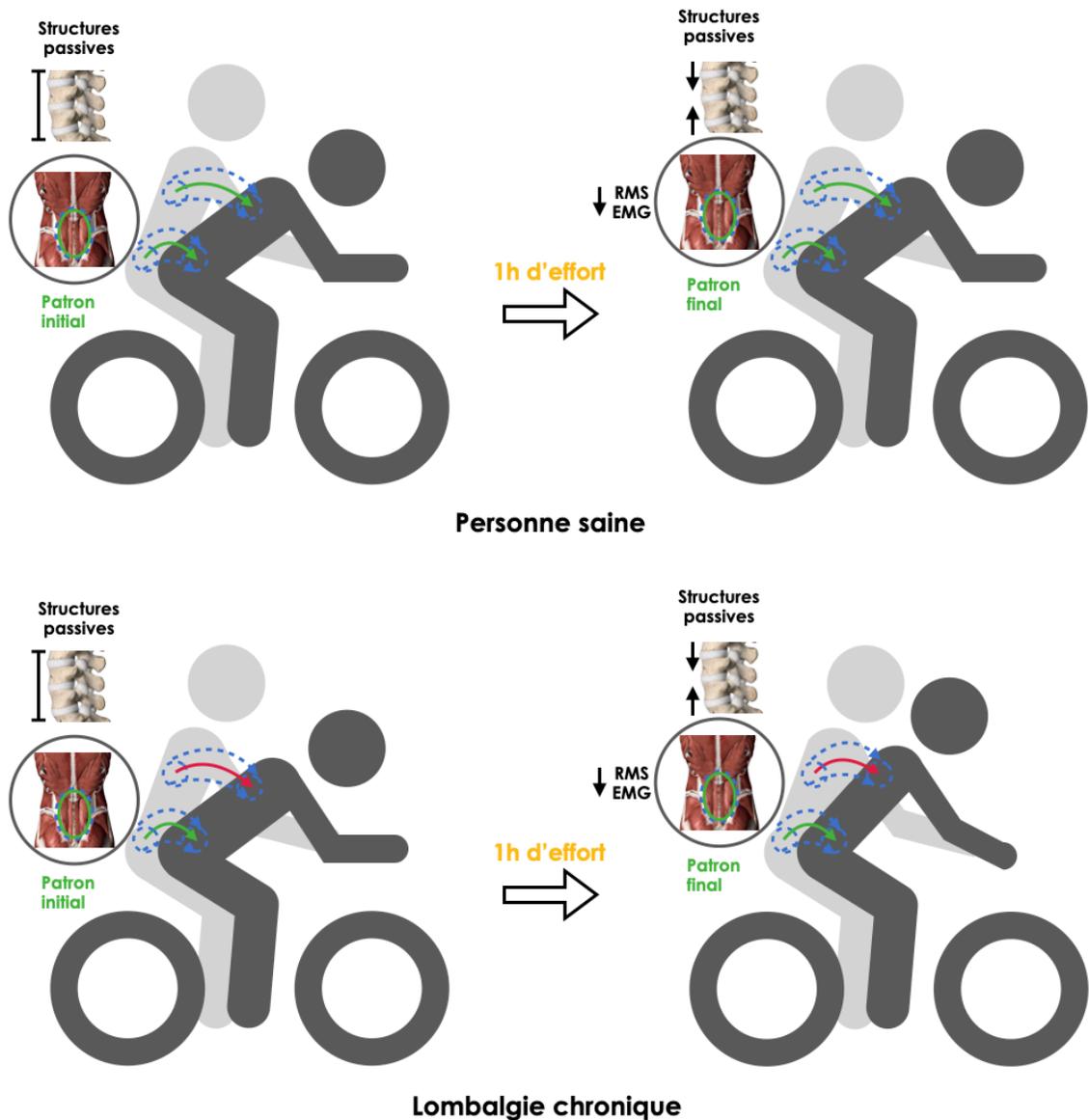


Figure 12 : représentation schématisée des principaux résultats de l'étude. Selon nos résultats, les structures passives, les DIVs dans notre cas, ont subi des niveaux de charge similaire entre les groupes ce qui a diminué la hauteur discale des participants après 1h de vélo. Les patrons d'activation musculaire étaient également similaires entre les participants. Une diminution de 35% de l'amplitude (RMS) fut notée entre le début et la fin de la tâche. La cinématique de la région lombaire s'est présentée de manière similaire entre les deux groupes. Cependant, les cyclistes atteints de lombalgie ont montré un plus petit degré de flexion (une position plus relevée) de la région thoracique que le groupe témoin.

## Références

- Abboud, J., Nougrou, F., & Descarreaux, M. (2016). Muscle Activity Adaptations to Spinal Tissue Creep in the Presence of Muscle Fatigue. *PLoS One*, *11*(2), e0149076. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0149076>
- Abboud, J., Nougrou, F., Page, I., Cantin, V., Massicotte, D., & 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>
- Adams, M. A. (2004). Biomechanics of Back Pain. *Acupuncture in Medicine*, *22*(4), 178-188. <https://doi.org/10.1136/aim.22.4.178>
- Adams, M. A., & Dolan, P. (2005). Spine biomechanics. *Journal of biomechanics*, *38*(10), 1972-1983.
- Andersson, E., Oddsson, L., Grundström, H., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clinical Biomechanics*, *11*(7), 392-400.
- Baker, R. J., & Patel, D. (2005). Lower back pain in the athlete: common conditions and treatment. *Primary care*, *32*(1), 201-229.
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The lancet*, *379*(9814), 482-491.
- Balasubramaniam, R., Riley, M. A., & Turvey, M. (2000). Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait & posture*, *11*(1), 12-24.
- Balasubramanian, V., Jagannath, M., & Adalarasu, K. (2014, Mar). Muscle fatigue based evaluation of bicycle design. *Appl Ergon*, *45*(2), 339-345. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.04.013>
- Balasubramanian, V., & Jayaraman, S. (2009, Jan). Surface EMG based muscle activity analysis for aerobic cyclist. *J Bodyw Mov Ther*, *13*(1), 34-42. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2008.03.002>
- Barrios, C., Bernardo, N. D., Vera, P., Laiz, C., & Hadala, M. (2015, Mar). Changes in sports injuries incidence over time in world-class road cyclists. *Int J Sports Med*, *36*(3), 241-248. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1389983>
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports biomechanics*, *6*(2), 224-243.
- Behets Wydemans, C., Lengelé, B., Gilroy, A., MacPherson, B., & Ross, L. (2010). Atlas d'anatomie.

- Belavy, D. L., Quittner, M., Ridgers, N. D., Ling, Y., Connell, D., Trudel, G., & Rantalainen, T. (2019, Jan). Beneficial Intervertebral Disc and Muscle Adaptations in High-Volume Road Cyclists. *Med Sci Sports Exerc*, 51(1), 211-217. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001770>
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(sup230), 1-54.
- [Record #335 is using a reference type undefined in this output style.]
- Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Merletti, R., Søgaard, K., Wrigley, T., & Besier, T. (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of electromyography and kinesiology*, 53, 102438.
- Błaszczuk, J. W., Cieślinska-Świder, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., & Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of biomechanics*, 42(9), 1295-1300.
- Bruyere, O., Demoulin, M., Beaudart, C., Hill, J. C., Maquet, D., Genevay, S., Mahieu, G., Reginster, J. Y., Crielaard, J. M., & Demoulin, C. (2014, Jan 15). Validity and reliability of the French version of the STarT Back screening tool for patients with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 39(2), E123-128. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000000062>
- Burnett, A. F., Cornelius, M. W., Dankaerts, W., & O'Sullivan P, B. (2004, Nov). Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects-a pilot investigation. *Man Ther*, 9(4), 211-219. <https://doi.org/10.1016/j.math.2004.06.002>
- Button, C., Macleod, M., Sanders, R., & Coleman, S. (2003). Examining movement variability in the basketball free-throw action at different skill levels. *Research quarterly for exercise and sport*, 74(3), 257-269.
- Callaghan, J., & McGill, S. (2001). Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics*, 44(3), 280-294.
- Callaghan, M. J., & Jarvis, C. (1996). Evaluation of elite British cyclists: the role of the squad medical. *British journal of sports medicine*, 30(4), 349-353.
- CE, A. (1948). Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy. *The British Journal of Physical Medicine: including its application to industry*, 11(3), 66-73.
- Cedraschi, C., Robert, J., Goerg, D., Perrin, E., Fischer, W., & Vischer, T. (1999). Is chronic non-specific low back pain chronic? Definitions of a problem and problems of a definition. *British journal of general practice*, 49(442), 358-362.

- Chen, M. J., Fan, X., & Moe, S. T. (2002, 2002/01/01). Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: a meta-analysis. *Journal of Sports Sciences*, 20(11), 873-899. <https://doi.org/10.1080/026404102320761787>
- Cheung, K. M., Karppinen, J., Chan, D., Ho, D. W., Song, Y.-Q., Sham, P., Cheah, K. S., Leong, J. C., & Luk, K. D. (2009). Prevalence and pattern of lumbar magnetic resonance imaging changes in a population study of one thousand forty-three individuals. *Spine*, 34(9), 934-940.
- Chow, R., & Wilmore, J. (1984). Continuing Medical Education: The Regulation of Exercise Intensity by Ratings of Perceived Exertion. *Journal of Cardiac Rehabilitation*, 4(9), 382-387.
- Clarsen, B., Krosshaug, T., & Bahr, R. (2010, Dec). Overuse injuries in professional road cyclists. *Am J Sports Med*, 38(12), 2494-2501. <https://doi.org/10.1177/0363546510376816>
- Colloca, C. J., & Hinrichs, R. N. (2005, Oct). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther*, 28(8), 623-631. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2005.08.005>
- Colloca, C. J., & Hinrichs, R. N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 28(8), 623-631.
- Coorevits, P., Danneels, L., Cambier, D., Ramon, H., & Vanderstraeten, G. (2008). Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *Journal of electromyography and kinesiology*, 18(6), 997-1005.
- Cusumano, J. P., & Cesari, P. (2006). Body-goal variability mapping in an aiming task. *Biological cybernetics*, 94(5), 367-379.
- Davids, K., Bennett, S., & Newell, K. M. (2006). *Movement system variability*. Human kinetics.
- De Bernardo, N., Barrios, C., Vera, P., Laiz, C., & Hadala, M. (2012). Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists. *J Sports Sci*, 30(10), 1047-1053. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.687112>
- Demoulin, C., Boyer, M., Duchateau, J., Grosdent, S., Jidovtseff, B., Crielaard, J.-M., & Vanderthommen, M. (2016). Is the Sørensen test valid to assess muscle fatigue of the trunk extensor muscles? *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 29(1), 31-40.

- Dettoni, N. J., & Norvell, D. C. (2006). Non-traumatic bicycle injuries : a review of the literature. *Sports Med*, 36(1), 7-18. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636010-00002>
- Dingwell, J. B., Joubert, J. E., Diefenthaler, F., & Trinity, J. D. (2008). Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(11), 2666-2674.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, 586(1), 11-23.
- Fairbank, J. C., & Pynsent, P. B. (2000). The Oswestry disability index. *Spine*, 25(22), 2940-2953.
- Falla, D., & Gallina, A. (2020). New insights into pain-related changes in muscle activation revealed by high-density surface electromyography. *Journal of electromyography and kinesiology*, 52, 102422.
- Falla, D., Gizzi, L., Tschapek, M., Erlenwein, J., & Petzke, F. (2014). Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *PAIN®*, 155(5), 944-953.
- Farahbakhsh, F., Rostami, M., Noormohammadpour, P., Mehraki Zade, A., Hassanmirzaei, B., Faghih Jouibari, M., Kordi, R., & Kennedy, D. J. (2018). Prevalence of low back pain among athletes: a systematic review. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 31(5), 901-916.
- Fowler, N. E., de Lourdes Rodacki, C., & Rodacki, A. L. (2005). Spinal shrinkage and recovery in women with and without low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(3), 505-511.
- Garbutt, G., Boocock, M., Reilly, T., & Troup, J. (1990). Running speed and spinal shrinkage in runners with and without low back pain. *Medicine and science in sports and exercise*, 22(6), 769-772.
- Gellish, R. L., Goslin, B. R., Olson, R. E., McDONALD, A., Russi, G. D., & Moudgil, V. K. (2007). Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(5), 822-829.
- Gerke, D. A., Brismée, J.-M., Sizer, P. S., Dedrick, G. S., & James, C. R. (2011). Change in spine height measurements following sustained mid-range and end-range flexion of the lumbar spine. *Applied ergonomics*, 42(2), 331-336.
- Goubert, D., Van Oosterwijck, J., Meeus, M., & Danneels, L. (2016). Structural changes of lumbar muscles in non-specific low back pain. *Pain physician*, 19(7), E985-E999.

- Gouteron, A., Tabard-Fougère, A., Bourredjem, A., Casillas, J.-M., Armand, S., & Genevay, S. (2021). The flexion relaxation phenomenon in nonspecific chronic low back pain: prevalence, reproducibility and flexion–extension ratios. A systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, 1-16.
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., & Sieper, J. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *The lancet*, 391(10137), 2356-2367.
- Heneweer, H., Staes, F., Aufdemkampe, G., van Rijn, M., & Vanhees, L. (2011). Physical activity and low back pain: a systematic review of recent literature. *European Spine Journal*, 20(6), 826-845.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hodges, P., Cholewicki, J., Coppieters, M., & MacDonald, D. (2006). Trunk muscle activity is increased during experimental back pain, but the pattern varies between individuals. *Proceedings of international society for electrophysiology and kinesiology*.
- Hodges, P., Coppieters, M., MacDonald, D., & Cholewicki, J. (2013). New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. *European Journal of Pain*, 17(8), 1138-1146.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640-2650.
- Hodges, P. W., & Smeets, R. J. (2015). Interaction between pain, movement, and physical activity: short-term benefits, long-term consequences, and targets for treatment. *The Clinical journal of pain*, 31(2), 97-107.
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011, Mar). Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(3 Suppl), S90-98. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>
- Jacob, T., Baras, M., Zeev, A., & Epstein, L. (2004). Physical activities and low back pain: a community-based study. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(1), 9-15.
- Kaartinen, S., Aaltonen, S., Korhonen, T., Rottensteiner, M., Kujala, U. M., & Kaprio, J. (2020). Cross-sectional associations between the diversity of sport activities and the type of low back pain in adulthood. *European journal of sport science*, 20(9), 1277-1287.

- Komar, J., Seifert, L., & Thouvarecq, R. (2015). What variability tells us about motor expertise: measurements and perspectives from a complex system approach. *Movement & Sport Sciences-Science & Motricité*(89), 65-77.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., van Dieën, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27(4), E92-E99.
- Leeuw, M., Goossens, M. E., Linton, S. J., Crombez, G., Boersma, K., & Vlaeyen, J. W. (2007). The fear-avoidance model of musculoskeletal pain: current state of scientific evidence. *Journal of behavioral medicine*, 30(1), 77-94.
- Lucia, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001). Preferred pedalling cadence in professional cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(8), 1361-1366.
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G., & Stohler, C. S. (1991). The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian journal of physiology and pharmacology*, 69(5), 683-694.
- MacDonald, D. A., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2006). The lumbar multifidus: does the evidence support clinical beliefs? *Manual therapy*, 11(4), 254-263.
- Madeleine, P. (2010). On functional motor adaptations: from the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck–shoulder region. *Acta Physiologica*, 199, 1-46.
- Madeleine, P., Mathiassen, S. E., & Arendt-Nielsen, L. (2008). Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck–shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. *Experimental Brain Research*, 185(4), 689-698.
- Maher, C., Underwood, M., & Buchbinder, R. (2017). Non-specific low back pain. *The lancet*, 389(10070), 736-747.
- Maktouf, W., Durand, S., Boyas, S., Pouliquen, C., & Beaune, B. (2018). Combined effects of aging and obesity on postural control, muscle activity and maximal voluntary force of muscles mobilizing ankle joint. *Journal of biomechanics*, 79, 198-206.
- Marsden, M. a. S., Martin. (2010). Lower back pain in cyclists: A review of epidemiology, pathomechanics and risk factors. *International Sportmed Journal*, 11, 216-225.
- Martinez-Valdes, E., Wilson, F., Fleming, N., McDonnell, S.-J., Horgan, A., & Falla, D. (2019). Rowers with a recent history of low back pain engage different regions of the lumbar erector spinae during rowing. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(11), 1206-1212.

- McGill, S. M., Hughson, R. L., & Parks, K. (2000). Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clinical Biomechanics*, *15*(10), 777-780.
- McGill, S. M., & Kippers, V. (1994). Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine*, *19*(19), 2190-2196.
- Mirka, G. A., & Marras, W. S. (1993). Coactivation During Trunk Bending. *Spine*, *18*(11), 1396-1409.
- Mortazavi, J., Zebardast, J., & Mirzashahi, B. (2015). Low Back Pain in Athletes [Review Article]. *Asian J Sports Med*, *6*(2), e24718. [https://doi.org/10.5812/asjms.6\(2\)2015.24718](https://doi.org/10.5812/asjms.6(2)2015.24718)
- Moseley, G. L., Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, *27*(2), E29-E36.
- Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). *Variability and motor control*. Human Kinetics Publishers Champaign, IL.
- Owens, S. C., Brismée, J.-M., Pennell, P. N., Dedrick, G. S., Sizer, P. S., & James, C. R. (2009). Changes in spinal height following sustained lumbar flexion and extension postures: a clinical measure of intervertebral disc hydration using stadiometry. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, *32*(5), 358-363.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, *5*, 383-383.
- Poortmans, V., Brismee, J. M., Poortmans, B., Matthijs, O. C., Dugailly, P. M., & Sobczak, S. (2016, Oct). Assessment of Lumbar Spine Height Following Sustained Lumbar Extension Posture: Comparison Between Musculoskeletal Ultrasonography and Stadiometry. *J Manipulative Physiol Ther*, *39*(8), 586-593. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2016.07.003>
- Pope, M. H., Goh, K. L., & Magnusson, M. L. (2002). Spine ergonomics. *Annual review of biomedical engineering*, *4*(1), 49-68.
- Ramage-Morin, P. L. (2017, 2017-07-12). *Rapports sur la santé: La pratique de la bicyclette au Canada*. <https://www150.statcan.gc.ca>
- Rohlmann, A., Zander, T., Graichen, F., Schmidt, H., & Bergmann, G. (2014). Spinal loads during cycling on an ergometer. *PLoS One*, *9*(4), e95497.
- Roland, M. (1986). A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clinical Biomechanics*, *1*(2), 102-109.

- Rostami, M., Ansari, M., Noormohammadpour, P., Mansournia, M. A., & Kordi, R. (2015). Ultrasound assessment of trunk muscles and back flexibility, strength and endurance in off-road cyclists with and without low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 28(4), 635-644. <https://doi.org/10.3233/bmr-140559>
- Salai, M., Brosh, T., Blankstein, A., Oran, A., & Chechik, A. (1999, Dec). Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *Br J Sports Med*, 33(6), 398-400. <https://doi.org/10.1136/bjism.33.6.398>
- Sanderson, A., Martinez-Valdes, E., Heneghan, N. R., Murillo, C., Rushton, A., & Falla, D. (2019). Variation in the spatial distribution of erector spinae activity during a lumbar endurance task in people with low back pain. *Journal of anatomy*, 234(4), 532-542.
- Sarti, M., Lison, J., Monfort, M., & Fuster, M. (2001). Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine*, 26(18), E421-E426.
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B. C., & Drake, J. D. (2014). Quantification of the lumbar flexion-relaxation phenomenon: comparing outcomes of lumbar erector spinae and superficial lumbar multifidus in standing full trunk flexion and slumped sitting postures. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 37(7), 494-501.
- Scholz, J. P., & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, 126(3), 289-306.
- Schultz, A. B., Haderspeck-Grib, K., Sinkora, G., & Warwick, D. N. (1985). Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *Journal of orthopaedic research*, 3(2), 189-197.
- Shirado, O., Ito, T., Kaneda, K., & Strax, T. E. (1995). Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 74(2), 139-144.
- Shiri, R., Karppinen, J., Leino-Arjas, P., Solovieva, S., & Viikari-Juntura, E. (2010). The association between obesity and low back pain: a meta-analysis. *American journal of epidemiology*, 171(2), 135-154.
- Sions, J. M., Elliott, J. M., Pohlig, R. T., & Hicks, G. E. (2017). Trunk muscle characteristics of the multifidi, erector spinae, psoas, and quadratus lumborum in older adults with and without chronic low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 47(3), 173-179.
- So, R. C., Ng, J. K.-F., & Ng, G. Y. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 89-96.

- Solomonow, M. (2012). Neuromuscular manifestations of viscoelastic tissue degradation following high and low risk repetitive lumbar flexion. *Journal of electromyography and kinesiology*, 22(2), 155-175.
- Srinivasan, D., & Mathiassen, S. E. (2012, 2012/12/01/). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 979-993. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007>
- Srinivasan, J., & Balasubramanian, V. (2007). Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—An sEMG study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(3), 260-266.
- Stergiou, N. (2004). *Innovative analyses of human movement*. Human Kinetics Publishers.
- Streisfeld, G. M., Bartoszek, C., Creran, E., Inge, B., McShane, M. D., & Johnston, T. (2017, Jan/Feb). Relationship Between Body Positioning, Muscle Activity, and Spinal Kinematics in Cyclists With and Without Low Back Pain: A Systematic Review. *Sports Health*, 9(1), 75-79. <https://doi.org/10.1177/1941738116676260>
- Triano, J. J., & Schultz, A. B. (1987). Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine*, 12(6), 561-565.
- Tucker, K., Butler, J., Graven-Nielsen, T., Riek, S., & Hodges, P. (2009). Motor unit recruitment strategies are altered during deep-tissue pain. *Journal of Neuroscience*, 29(35), 10820-10826.
- Tucker, K., Falla, D., Graven-Nielsen, T., & Farina, D. (2009). Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. *Journal of electromyography and kinesiology*, 19(3), 373-379.
- Usabiaga, J., Crespo, R., Iza, I., Aramendi, J., Terrados, N., & Poza, J.-J. (1997). Adaptation of the lumbar spine to different positions in bicycle racing. *Spine*, 22(17), 1965-1969.
- Van Deursen, L., Van Deursen, D., Snijders, C., & Wilke, H. (2005). Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. *Clinical Biomechanics*, 20(5), 547-550.
- van Dieën, J. H., Flor, H., & Hodges, P. W. (2017). Low-back pain patients learn to adapt motor behavior with adverse secondary consequences. *Exercise and sport sciences reviews*, 45(4), 223-229.
- Van Hoof, W., Volkaerts, K., O'Sullivan, K., Verschueren, S., & Dankaerts, W. (2012, Aug). Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls--field study using a wireless posture monitoring system. *Man Ther*, 17(4), 312-317. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.02.012>

- Vogler, D., Paillex, R., Norberg, M., de Goumoens, P., & 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> (Validation transculturelle de l'Oswestry disability index en français.)
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755-762.
- Woolf, A. D., & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the world health organization*, 81, 646-656.
- Wu, A., March, L., Zheng, X., Huang, J., Wang, X., Zhao, J., Blyth, F. M., Smith, E., Buchbinder, R., & Hoy, D. (2020). Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Annals of Translational Medicine*, 8(6).