

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	i
REMERCIEMENTS	iv
TABLE DES MATIÈRES	vi
Liste des tableaux.....	viii
Liste des figures.....	ix
I. INTRODUCTION	1
Épidémiologie de la lombalgie.....	2
Pathophysiologie de la lombalgie	5
Perception sensorielle.....	5
Interaction entre la douleur et le système sensorimoteur vertébral.....	8
Adaptations neuromécaniques chez les personnes atteintes de lombalgie.....	10
Phénomène de flexion-relaxation.....	10
Rythme lombopelvien	15
Manipulation vertébrale et lombalgie	19
II. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	23
III. ARTICLE SCIENTIFIQUE PUBLIÉ DANS LA REVUE BMC MUSCULOSKELETAL DISORDERS	25
Abstract	26
Introduction	28
Methods.....	31

Participant	31
Procedures	32
Measurements	33
Statistical analyses	37
Results	38
Discussion	46
Conclusion.....	50
IV. DISCUSSION	52
Retour sur les objectifs et hypothèses	52
Synthèse des principaux résultats.....	53
Limites.....	57
Perspectives de recherche	59
Perspectives à court terme.....	59
Perspectives à long terme.....	61
V. CONCLUSION	64
RÉFÉRENCES.....	66

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.	Localisation par région des récepteurs sensoriels selon Pickar & Bolton 2012.	8
Tableau 2.	Participants' baseline characteristics; Mean \pm standard deviation	32
Tableau 3.	Mean \pm standard deviation normalized RMS values for both groups during each movement phase throughout the experimentation.	41

LISTE DES FIGURES

- Figure 1. Fuseau neuromusculaire 7
- Figure 2. a) Silence EMG représentant le PFR entre deux bouffées d'activité EMG des muscles érecteurs du rachis lombaire chez une personne saine. b) Absence de silence EMG chez une personne atteinte de lombalgie chronique. (Tirée des données recueillies dans le cadre de ce mémoire). 13
- Figure 3. Rythme lombopelvien normalement observé chez un sujet sain pour chaque quartile de la phase de flexion (adaptée de McClure 1997). 17
- Figure 4. Representation of the experimental setup, including 8 infrared LEDs and EMG electrodes at L2 and L5 (erector spinae)..... 35
- Figure 5. Mean baseline and post spinal manipulation pain scores (VAS = 0-100) for both the control and experimental groups. *Pain in the control group significantly increased at the 5 min and 30 assessments when compared to baseline value. Whiskers indicate standard deviation. 43
- Figure 6. Mean baseline and post spinal manipulation L2 paraspinal normalized RMS values (EMG) for both the control and experimental groups during the flexion phase of the task. *RMS values in the control group significantly increased during the last block of trials. Whiskers indicate standard deviation..... 44

Figure 7. Mean baseline and post spinal manipulation L2 paraspinal normalized RMS values (EMG) for both the control and experimental groups during the full flexion phase of the task. *RMS values in the control group significantly increased during the last block of trials. Whiskers indicate standard deviation..... 45

I. INTRODUCTION

Depuis très longtemps, l'homme cherche ardemment une façon de comprendre les mécanismes expliquant le phénomène de la douleur et ainsi, établir des stratégies de soulagement de la douleur sous toutes ses formes. La douleur lombaire est l'une des douleurs les plus fréquemment ressenties dans les pays industrialisés. D'importantes sommes provenant de fonds privés et publics sont investies chaque année et plusieurs équipes de travail provenant de différents milieux conjuguent leurs efforts afin de mieux comprendre la lombalgie. Malgré tous les efforts fournis, le nombre et la qualité des travaux de recherche portant sur cette condition, les mécanismes sous-jacents sont encore mal connus. De plus, le meilleur traitement n'a pas encore été identifié.

L'objectif de ce travail est de mieux comprendre les effets d'un type de traitement manuel utilisé couramment pour traiter la lombalgie : la manipulation vertébrale. Dans un premier temps, nous allons situer la lombalgie dans son contexte épidémiologique. Ensuite, nous élaborerons sur la pathophysiologie de la douleur lombaire et sur les changements neuromécaniques observés en présence de celle-ci. Nous dresserons un tableau des effets généraux de la manipulation vertébrale ainsi que de ses effets chez les personnes atteintes de lombalgie. Puis, un article, publié en 2012 dans le BMC musculoskeletal disorders, présentera les détails de l'étude menée

dans le cadre de ce mémoire de recherche. Enfin, nous discuterons des résultats et des potentielles retombées scientifiques des travaux présentés.

Épidémiologie de la lombalgie

La lombalgie est couramment décrite par la communauté scientifique comme une douleur se situant dans la région délimitée par la 12^e paire de côtes et les plis fessiers. Dans 85 à 90 % des cas, elle est classifiée comme non spécifique (aucune origine pathologique suspectée) (O'Sullivan, 2005; Woolf et Pfleger, 2003) et la plupart des changements détectés par l'imagerie diagnostique ne sont que faiblement corrélés avec les symptômes rapportés par les patients (Chou et Shekelle, 2010). On a longtemps tenté de prédire le pronostic en classifiant la lombalgie selon sa durée. Dans une telle classification, les phases aiguë, subaiguë et chronique ont une durée respective de moins de six semaines, de six à 12 semaines et de plus de 12 semaines. (van der Windt et Dunn, 2013). Toutefois, l'avancée des connaissances dans ce domaine suggère que la durée de l'épisode n'est pas le seul facteur à considérer pour évaluer le pronostic et choisir le traitement adéquat (van der Windt et al., 2013). Considérant cette classification, on rapporte que la majorité des épisodes de douleur lombaire aiguë se résorbent en quatre semaines tandis qu'environ 10 à 40 % de ces épisodes deviennent chroniques (O'Sullivan, 2005). En présence de douleur lombaire, le clinicien doit évaluer les drapeaux rouges, soient tous les signes et symptômes suggérant une condition pathologique sous-jacente, vérifier la présence de signes neurologiques et évaluer les facteurs psychosociaux influençant le pronostic, mieux connus sous le nom de drapeaux jaunes (Chou et al., 2010). Parmi

ces facteurs, notons une situation socio-économique et éducationnelle faible, la présence d'une maladie psychologique préexistante, une faible satisfaction au travail, un travail physique exigeant, l'usage du tabac, l'obésité ainsi que la réception de compensation financière en dédommagement pour blessure ou maladie (Chou et al., 2010). La mise en évidence de drapeaux jaunes lors de l'anamnèse peut influencer le pronostic et la réponse aux traitements. En effet, leur présence est souvent associée à de mauvais résultats cliniques et constitue un facteur de risque de chronicisation de la lombalgie (Chou et al., 2010). L'exposition à des épisodes de douleur lombaire répétés favorise également la chronicisation de la condition (van der Windt et al., 2013).

La lombalgie est l'une des affections les plus répandues et les plus coûteuses dans les pays industrialisés (Fransen, Woodward, Norton, Coggan, Dawe et Sheridan, 2002). Elle occupe le cinquième rang des motifs de consultation médicale aux États-Unis (Chou et al., 2010). Selon Dunn et Croft (Dunn et Croft, 2004), un adulte sur cinq affirme ressentir des douleurs lombaires et 40 % de la population en aurait été atteint dans le dernier mois. Il semblerait qu'environ 85 % de la population souffrirait de douleur lombaire au moins une fois à un moment ou un autre de sa vie (Walker, 2000). Responsable d'une partie importante de l'absentéisme au travail, la lombalgie est l'une des causes les plus fréquentes de consultation en matière de soins de santé et entraîne de lourdes conséquences socio-économiques dans les pays concernés (Dunn et al., 2004). Le Canada, la Grande-Bretagne, la Suisse et les Pays-Bas rapportent davantage de problèmes d'absentéisme reliés aux douleurs lombaires que les États-Unis et l'Allemagne. Entre deux et huit pourcent de la main-d'œuvre

en serait affecté, représentant neuf jours d'absentéisme par an par travailleur aux États-Unis, 20 jours au Canada, 25 jours aux Pays-Bas, 30 jours en Grande-Bretagne et 40 jours en Suisse (Manchikanti, 2000; Nachemson, 1992).

L'estimation des coûts reliés aux douleurs lombaires varie beaucoup selon les études. De leur côté, Dagenais et al. (Dagenais, Caro et Haldeman, 2008) estiment que les coûts totaux engendrés par cette affection aux États-Unis, comprenant les coûts directs et indirects, varient entre 84,1 et 624,8 milliards de dollars. Étant plus fréquente chez les travailleurs, la lombalgie affecterait légèrement plus les femmes. L'incidence des douleurs lombaires serait plus élevée chez les trentenaires. La prévalence globale quant à elle atteindrait son maximum entre 60 et 65 ans pour ensuite diminuer graduellement avec l'âge (Hoy, Brooks, Blyth et Buchbinder, 2010).

En somme, la lombalgie est un problème multidimensionnel regroupant des facteurs causals anatomo-pathologiques, neurophysiologiques, physiques et psychosociaux (O'Sullivan, 2005). À la lumière de l'épidémiologie de cette affection, il est impératif de mettre en place des stratégies de prise en charge et de gestion clinique efficaces afin de diminuer l'impact socio-économique de la lombalgie dans notre société. Cet objectif peut être atteint, entre autres, en étudiant les mécanismes physiologiques de la douleur et sa réponse aux traitements.

Pathophysiologie de la lombalgie

Afin de mieux comprendre l'étiologie de la lombalgie, nous allons tout d'abord décrire les différents récepteurs sensoriels retrouvés dans le corps qui détectent les changements dans son environnement. Ensuite, nous décrirons les notions théoriques expliquant l'influence de la douleur sur le système sensorimoteur vertébral.

Perception sensorielle

Plusieurs récepteurs interviennent dans le phénomène de la douleur. Afin de mieux comprendre les mécanismes pouvant expliquer la lombalgie ainsi que son traitement, il est tout d'abord pertinent de décrire brièvement les principaux récepteurs retrouvés à la surface et à l'intérieur du corps qui réagissent aux changements se produisant dans leur environnement. L'information sensorielle transmise aux centres supérieurs pour être analysée est d'abord captée par les récepteurs somesthésiques. Cette catégorie inclut les mécanorécepteurs tactiles et proprioceptifs.

Parmi les récepteurs tactiles, notons les corpuscules de Pacini qui sont sensibles à la pression et à la vibration à haute fréquence et qui se localisent principalement dans les couches profondes de la peau, tout près des articulations ainsi qu'à la surface des tendons.

Les corpuscules de Ruffini, situés dans les tissus sous-cutanés et les capsules articulaires, sont plutôt sensibles à l'étirement de ces tissus. Les corpuscules de

Meissner, retrouvés dans la peau glabre, les lèvres, le bout des doigts et les paupières, renseignent sur le tact discriminant ainsi que la vibration à basse fréquence. Les terminaisons nerveuses libres, quant à elles, captent les sensations de douleur, de température et de tact grossier. Elles se retrouvent dans la plupart des tissus conjonctifs et épithéliaux (Marieb et Hoehn, 2010).

En ce qui concerne les récepteurs proprioceptifs, décrivons d'abord les fuseaux neuromusculaires. Ces propriocepteurs fusiformes renferment, à l'intérieur d'une capsule de tissus conjonctifs, des fibres musculaires spécialisées (fibres intrafusales). Possédant des extrémités contractiles, elles font office de surface réceptrice. L'information sensorielle est alors transmise au système nerveux central (SNC) par deux différents types de terminaisons afférentes associées aux fibres intrafusales : les fibres de type Ia (annulo-spiralées) sensibles à l'intensité et à la fréquence de l'étirement musculaire et les fibres de type II, sensibles au degré d'étirement du muscle. De plus, à chaque extrémité des fibres intrafusales, un motoneurone efférent vient y faire synapse et est responsable de la contraction des fibres intrafusales (figure 1.). Cette contraction réflexe survient lors de l'étirement des fibres afin de redonner sa longueur initiale à la fibre intrafusale et ainsi rétablir l'excitabilité du fuseau et par le fait même, maintenir le tonus musculaire (Marieb et al., 2010).

Fuseau neuromusculaire

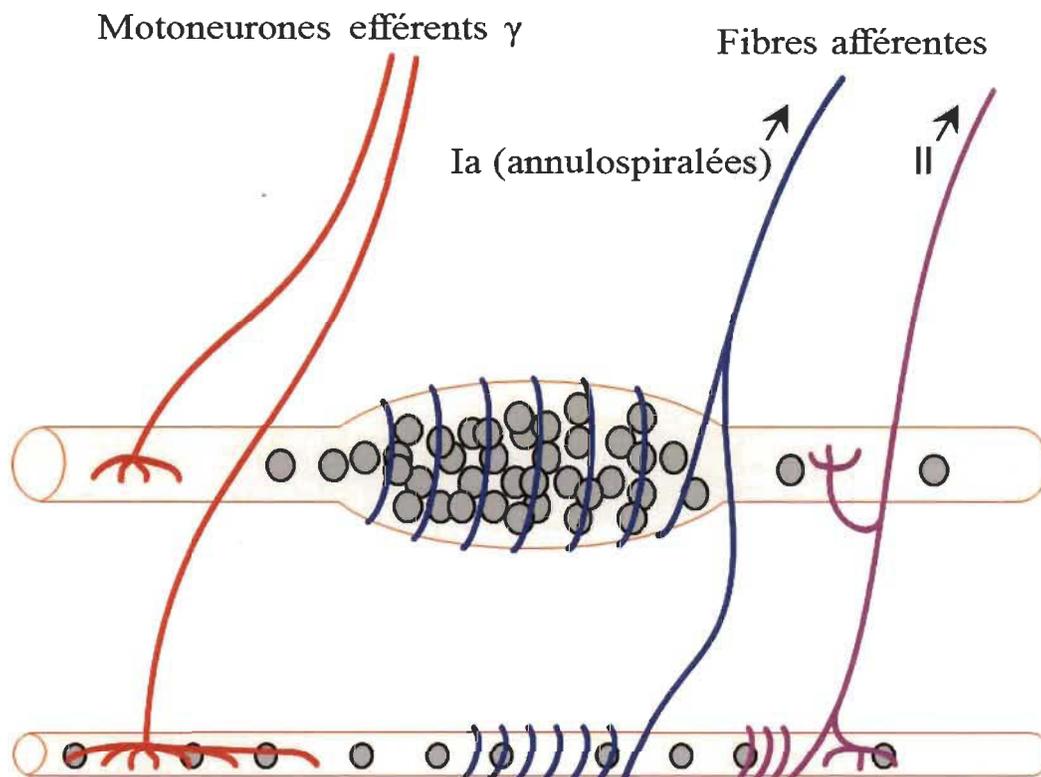


Figure 1. Fuseau neuromusculaire

Situés dans les tendons tout près de l'insertion du muscle squelettique, les organes tendineux de Golgi, ou fuseaux neurotendineux, captent la tension dans le tendon induite lors d'une contraction musculaire. Intimement reliés aux fuseaux neuromusculaires, les organes tendineux de Golgi inhibent la contraction, lorsque stimulés, provoquant alors un relâchement musculaire (Marieb et al., 2010).

Les récepteurs kinesthésiques articulaires, quant à eux, renseignent sur l'étirement capsulaire, le mouvement ainsi que la position articulaire en combinant l'information provenant de quatre différents récepteurs retrouvés dans et autour des articulations : terminaisons nerveuses libres, organes de Golgi, corpuscule de Pacini

et corpuscule de Ruffini (Marieb et al., 2010). La distribution des différents récepteurs retrouvés dans les tissus paravertébraux chez l'humain est résumée dans le tableau 1 (Pickar et Bolton, 2012).

Récepteurs	Segment du rachis
Fuseaux neuromusculaires	Cervical Thoracique Lombaire
Organes de Golgi	Cervical Lombaire
Corpuscules de Pacini	Lombaire
Corpuscules de Ruffini	Lombaire
Terminaisons nerveuses libres	Cervical Thoracique Lombaire

Tableau 1. Localisation par région des récepteurs sensoriels selon Pickar & Bolton 2012.

Interaction entre la douleur et le système sensorimoteur vertébral

Les sources de lombalgie sont multiples et les lésions discales, les dommages à l'articulation zygapophysaire, les traumatismes, la hernie discale, la dégénérescence articulaire et la dysfonction sacro-iliaque font partie des principales

causes mises en lumière ces dernières années. Les mécanismes à l'origine du développement des douleurs lombaires sont complexes et encore mal connus. L'hypothèse proposée par Holm et al. en 2002 stipule que des lésions des structures passives du rachis peuvent entraîner des perturbations proprioceptives des mécanorécepteurs. L'information afférente provenant des structures viscoélastiques passives contribue à la régulation de la tension musculaire ainsi qu'au contrôle de la stabilité lombaire. L'information sensitive transmise au système nerveux central en provenance des structures passives est essentielle au déclenchement des réponses réflexes et volontaires (Holm, Indahl et Solomonow, 2002).

Lors d'étirement excessif ou de lésions des structures de soutien passives ainsi qu'en présence d'inflammation, les fonctions proprioceptives des récepteurs semblent altérées. Ces perturbations provoqueraient une augmentation et une prolongation de l'activité musculaire pouvant alors causer de la douleur (Holm et al., 2002). Dans le même ordre d'idée, la stimulation des terminaisons nerveuses libres à bas seuil d'excitation, retrouvées au sein des articulations sacro-iliaques et zygapophysaires ainsi qu'à l'intérieur des disques intervertébraux, peut déclencher des réflexes d'activation des muscles fessiers et paraspinaux potentiellement douloureux (Holm et al., 2002). En effet, l'injection de solution saline hypertonique à l'intérieur des articulations zygapophysaires lombaires provoque des douleurs dans la région lombaire ainsi que dans les membres inférieurs (Indahl, Kaigle, Reikeras et Holm, 1997).

Parallèlement, il semblerait qu'un étirement de la capsule articulaire des articulations zygapophysaires provoquerait une modulation de la réponse motrice à

la douleur. Indahl et al. (Indahl et al., 1997) a enregistré, chez le porc ayant reçu une stimulation électrique douloureuse au niveau du disque intervertébral, une diminution de l'activité musculaire des muscles paraspinaux lors de l'injection de solution saline dans les articulations zygapophysaires. Holm et al. (Holm et al., 2002), quant à eux, ont obtenu des résultats similaires chez le chat. Dans les deux études, où l'électromyographie implantée permettait l'enregistrement des muscles ciblés, un stimulus douloureux provoquait une augmentation de l'activité des muscles longissimus et multifides au niveau lombaire, tandis que l'étirement capsulaire provoquait une diminution des potentiels d'action de ces mêmes muscles. On a alors observé trois types de diminution : une diminution immédiate et constante, graduelle ou retardée de l'activité musculaire. Cette diminution est survenue en moyenne cinq minutes après l'étirement capsulaire (Holm et al., 2002; Indahl et al., 1997). La stimulation des mécanorécepteurs lors de l'étirement capsulaire semble, dans un tel cas, moduler la réponse neuromusculaire en présence de douleur induite expérimentalement chez l'animal. Ces observations permettent d'expliquer, en partie, les changements neuromécaniques observés en présence de lombalgie que nous expliquerons dans les paragraphes suivants.

Adaptations neuromécaniques chez les personnes atteintes de lombalgie

Phénomène de flexion-relaxation

Les études électromyographiques ont permis l'avancement des connaissances au sujet des propriétés électrophysiologiques des muscles. Dans l'évaluation des patients atteints de lombalgie, on utilise généralement l'électromyographie (EMG)

de surface. Cette méthode d'enregistrement objective est non invasive, renseigne sur l'activité et la fonction musculaire et est utilisée par plusieurs biomécaniciens et cliniciens (Colloca et Hinrichs, 2005). Lors de la contraction musculaire, la membrane cellulaire des fibres musculaires se dépolarise sous l'effet de variations physiologiques. Cette dépolarisation produit alors un potentiel d'action électrique. La sommation des potentiels d'actions émis par les unités motrices peut être enregistrée à l'aide de capteurs (électrodes) placés sur la surface de la peau. L'amplitude du signal ainsi que la fréquence d'émission enregistrées, amplifiées et filtrées, renseignent sur l'activité musculaire (Lehman, 2012). Toutefois, seuls les muscles superficiels peuvent être étudiés à l'aide de cette méthode (Demoulin, Crielaard et Vanderthommen, 2007).

Dans le cadre de travaux de recherche, l'EMG permet entre autres d'enregistrer les adaptations musculaires chez une population souffrant de lombalgie telles : le déconditionnement musculaire, la diminution de la contraction volontaire maximale ou encore la fatigabilité musculaire lors d'une tâche d'endurance (Demoulin et al., 2007). Grâce à cet outil, Floyd et Silver ont pu identifier pour la première fois, en 1951, une de ces adaptations bien étudiées ces dernières années, soit le phénomène de flexion-relaxation (PFR). Caractérisé par un silence électromyographique lors de la flexion volontaire complète du tronc, ce phénomène est présent et prévisible chez la majorité des personnes saines n'ayant pas connu d'épisode significatif de lombalgie. La figure 2a illustre ce phénomène. Les tissus mous passifs, dont les ligaments et les fascias, sont en majeure partie responsables du support lombaire lors de la flexion complète, diminuant ainsi l'activation des

muscles érecteurs du rachis dans cette position (Mayer, Neblett, Brede et Gatchel, 2009). L'étirement des structures passives provoquerait une stimulation des récepteurs musculaires et ligamentaires sensibles à l'étirement, activant alors une réaction inhibitrice sur les muscles érecteurs du rachis (Colloca et al., 2005). Toutefois, certaines études démontrent que le phénomène est absent lorsque la flexion est effectuée en position couchée, remettant en question cette hypothèse (Olson, Solomonow et Li, 2006).

Rapport-Gratuit.com

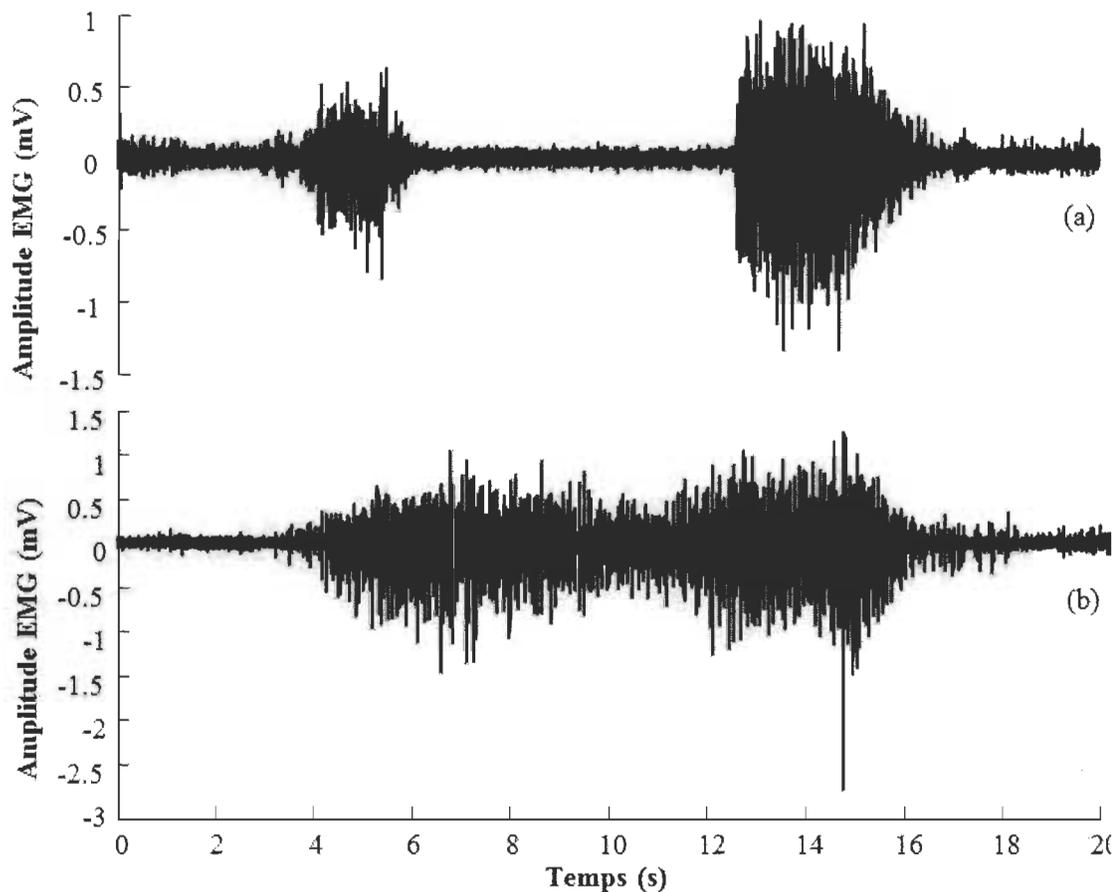


Figure 2. a) Silence EMG représentant le PFR entre deux bouffées d'activité EMG des muscles érecteurs du rachis lombaire chez une personne saine. b) Absence de silence EMG chez une personne atteinte de lombalgie chronique. (Tirée des données recueillies dans le cadre de ce mémoire).

En opposition, les personnes aux prises avec des lombalgies chroniques montrent généralement une hyperactivité musculaire lors de la flexion complète du tronc. Cette observation revêt une importance clinique, car on peut clairement observer chez cette population une absence de PFR (figure 2b) (Mayer et al., 2009). Il semblerait que la douleur expérimentale altère également le PFR autant chez les sujets sains que chez ceux souffrant de douleur lombaire (Dubois, Piche, Cantin et

Descarreaux, 2011). De plus, les personnes ayant une absence de PFR obtiennent généralement des scores plus élevés lors de l'évaluation de leur invalidité (Owens, Gudavalli et Wilder, 2011). Colloca et Hinrichs (Colloca et al., 2005) suggèrent que cette activité musculaire atypique pourrait être attribuée à une incapacité à réduire l'activité musculaire des érecteurs du rachis en pleine flexion en présence de douleur. Cela pourrait laisser sous-entendre une augmentation de la co-contraction musculaire du tronc dont l'objectif principal serait de protéger les structures articulaires en présence d'une blessure aiguë, tout en limitant les récurrences et le risque d'aggravation de la blessure. De plus, Johansson et al. (Johansson et Sojka, 1991) proposent que la douleur musculaire induise une altération de la proprioception, de la régulation de l'élongation musculaire et du contrôle moteur en affectant les récepteurs sensibles à l'étirement ainsi que les motoneurones γ des fuseaux neuromusculaires (figure 1). De cette altération résulterait une hypertonicité musculaire amplifiant le signal myoélectrique, survenant afin d'augmenter la stabilité du rachis lombaire en présence de lésions.

Colloca et Hinrichs (Colloca et al., 2005) suggèrent que l'évaluation du PFR peut s'avérer un outil efficace dans l'évaluation clinique des patients atteints de lombalgie, le diagnostic ainsi que le traitement de cette affection. Murphy et al. (Murphy, Marshall et Taylor, 2010) ont observé le même phénomène, mais cette fois-ci, au niveau cervical. En effet, chez les personnes atteintes de douleurs cervicales chroniques, on observe une augmentation de l'activité myoélectrique lors de la pleine flexion cervicale. La force et la reproductibilité des résultats suggèrent que cette mesure pourrait être également employée pour mesurer l'altération de la

fonction neuromusculaire lors de cervicalgie chronique (Murphy et al., 2010). Le PFR s'avère donc un outil potentiellement efficace pour l'évaluation clinique des patients atteints de douleurs chroniques cervicales ou lombaires. Des chercheurs se sont intéressés à la modulation de ce phénomène. En incluant un entraînement avec biofeedback à travers un programme d'exercice de réhabilitation adapté à chaque participant, Neblett et al. (Neblett, Mayer, Brede et Gatchel, 2010) ont observé une normalisation du PFR chez une population souffrant de lombalgie chronique. Toutefois, comme les procédures de réadaptation varient entre chaque participant, il est difficile de déterminer la composante active de l'intervention utilisée par les chercheurs de cette étude.

Rythme lombopelvien

La fonction neuromécanique du rachis lombaire peut également être évaluée à l'aide de la cinématique, c'est-à-dire l'étude du mouvement. En effet, lors de la flexion du tronc, il existe une interaction entre les mouvements de la hanche et de la colonne lombaire. Le rythme lombopelvien permet d'évaluer cette interaction et présente des caractéristiques différentes chez les individus sains et chez ceux atteints de lombalgie. L'amplitude de mouvement maximale lombopelvienne est de 110 degrés, dont 40 sont effectués par la portion lombaire et 70 par la portion pelvienne. Chez les individus sains, la première phase de la flexion du tronc est effectuée au niveau de la colonne lombaire. La contraction excentrique des muscles paraspinaux contrôle le mouvement et le bassin bouge très peu pendant cette phase. Le bassin effectue ensuite une rotation antérieure et est en majeure partie responsable de la dernière portion du mouvement de flexion. En ce qui concerne la phase

intermédiaire, la portion du mouvement effectuée par la région lombaire et celle effectuée par la région pelvienne sont similaires. Le retour à la position de départ serait caractérisé par le mouvement inverse, et ce, dans des proportions similaires (Esola, McClure, Fitzgerald et Siegler, 1996).

Le rythme lombopelvien peut être exprimé en ratio où l'amplitude de mouvement (en degrés) effectuée par la colonne lombaire est divisée par celle effectuée par la hanche (L/H). McClure et al. (McClure, Esola, Schreier et Siegler, 1997) ont divisé la phase de flexion en quartiles représentant chacun 25 % de l'amplitude de mouvement effectué lors de la flexion complète du tronc. Chez le sujet sain, le rythme lombopelvien typique implique un ratio supérieur à un lors du premier quartile de la flexion, diminuant progressivement pour atteindre 0.34 lors du dernier quartile. La figure 3 illustre le rythme lombopelvien ainsi que les ratios moyens tels que publié par McClure et al. en 1997.

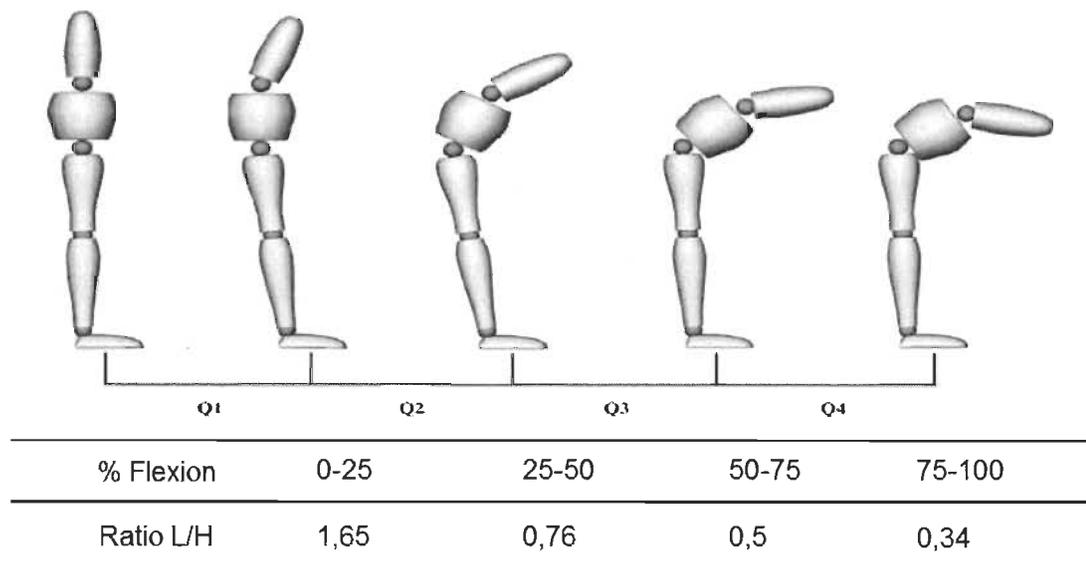


Figure 3. Rythme lombopelvien normalement observé chez un sujet sain pour chaque quartile de la phase de flexion (adaptée de McClure 1997).

Chez les sujets n'ayant aucun symptôme, mais rapportant une histoire passée de douleur lombaire, les chercheurs ont observé une augmentation du ratio L/H dans le premier quartile lors du mouvement d'extension suite à une flexion complète du tronc, suggérant une augmentation du mouvement lombaire en fin de flexion et en début d'extension (McClure et al., 1997). En opposition avec l'augmentation du mouvement lombaire, une diminution du mouvement pelvien est aussi observée. La mise en charge des structures articulaires et musculaires étant ainsi modifiée, il en résulte une augmentation des forces de tension transmises sur les fibres annulaires postérieures des disques, les muscles érecteurs du rachis, la capsule entourant les articulations zygapophysaires ainsi que sur le ligament longitudinal postérieur. Cette surcharge pourrait être source de douleur lombaire en créant des microlésions dans les tissus mous, de la dégénérescence articulaire et des lésions discales plus

importantes (Esola et al., 1996; Hasebe, Sairyō, Hada, Dezawa, Okubo, Kaneoka et Nakamura, 2013). McClure et al. (McClure et al., 1997) suggèrent eux aussi que le rythme lombopelvien des personnes atteintes de lombalgie est altéré. Hasebe et al. (Hasebe et al., 2013) ont observé une relation entre l'hypertension des ischiojambiers et le rythme lombopelvien et concluent qu'un étirement musculaire adéquat des ischiojambiers normalise l'implication du bassin dans la flexion du tronc. Certaines études suggèrent que la douleur expérimentale, la douleur clinique ainsi que l'appréhension de la douleur sont autant de facteurs qui potentiellement modulent le rythme lombopelvien (Dubois et al., 2011; Henchoz, Tetreau, Abboud, Piche et Descarreaux, 2013; Tetreau, Dubois, Piche et Descarreaux, 2012). L'évaluation de ce paramètre permettrait de mettre en évidence l'utilisation de stratégies de recrutement différentes chez les sujets atteints de lombalgie, permettant ainsi une gestion clinique plus efficace.

Manipulation vertébrale et lombalgie

La manipulation vertébrale (MV) est l'une des nombreuses approches en matière de soins conservateurs utilisées lors de désordres musculosquelettiques. Elle est généralement décrite dans la littérature scientifique comme un mouvement effectué à l'aide d'un court levier, de haute vélocité et de faible amplitude. Couramment utilisée par les chiropraticiens, elle est aussi effectuée par les physiothérapeutes et les ostéopathes (Pickar et al., 2012). Cette thérapie manuelle s'est avérée efficace entre autres pour soulager la céphalée cervicogène, la migraine ainsi que la cervicalgie (Bryans, Descarreaux, Duranleau, Marcoux, Potter, Ruegg, Shaw, Watkin et White, 2011; Huisman, Speksnijder et de Wijer, 2013; Posadzki et Ernst, 2011). Plusieurs guides de pratique clinique basés sur des données probantes recueillies à l'aide de revues de littérature systématiques recommandent l'utilisation de la MV dans le traitement de patients atteints de douleur lombaire aiguë ou chronique (Chou, Qaseem, Snow, Casey, Cross, Shekelle et Owens, 2007; Delitto, George, Van Dillen, Whitman, Sowa, Shekelle, Denninger et Godges, 2012).

En 2012, Passmore et Descarreaux ont répertorié, dans une revue systématique de la littérature, certains résultats cliniques suivant une MV recueillis à l'aide d'outils de mesure objectifs. Les auteurs rapportent une augmentation des amplitudes de mouvements cervical, thoracique et lombaire suivant l'administration de MV dans ces segments respectifs. Une augmentation de l'amplitude de mouvement à la hanche a été aussi mesurée suite à des manipulations cervicales et sacro-iliaques. La MV modulerait également la force des muscles environnant le

segment contacté lors de la manœuvre ainsi que le seuil de tolérance à la douleur. La MV provoquerait également des changements positifs immédiats dans les performances lors de tâches de coordination, ainsi qu'une augmentation de la précision lors d'une tâche de repositionnement de la tête. Selon ces auteurs, la MV augmenterait les performances motrices (Passmore et Descarreaux, 2012).

Parmi quelques théories émises pour expliquer l'amélioration des symptômes et l'obtention de résultats positifs, notons la stimulation mécanique afférente et l'inhibition de la transmission de l'information nociceptive, effet correspondant à la théorie du portillon précédemment décrite (Colloca et Keller, 2001). L'information afférente réflexe déclenchée par la MV convergerait dans la moelle épinière et inhiberait l'activité des cellules de la corne dorsale responsable de la transmission et de l'amplification du signal nociceptif (Colloca et al., 2001). La MV réduirait également de 25 % l'activité électromyographique des muscles paraspinaux des personnes atteintes de douleur lombaire. Cet effet, observé immédiatement après la manipulation, serait déclenché par les mécanorécepteurs capsulaires décrits plus haut, entraînant ainsi une réponse neuromusculaire locale au stimulus (DeVocht, Pickar et Wilder, 2005; Ianuzzi et Khalsa, 2005). Elle aurait un effet d'inhibition sur l'hypertonie musculaire et d'augmentation des capacités fonctionnelles (Colloca et al., 2001). George et al. (George, Bishop, Bialosky, Zeppieri et Robinson, 2006) ont étudié l'effet hypoalgésique de la MV chez les personnes ne présentant aucun symptôme. Les auteurs concluent que la MV pourrait avoir un effet hypoalgésique local chez les sujets sains. D'un point de vue biomécanique, la MV restaurerait le mouvement au niveau des articulations zygapophysiales en réduisant les stress

mécaniques et l'étirement des tissus mous autour de l'articulation. (Pickar, 2002). Récemment, Haavik et Murphy (Haavik et Murphy, 2012) proposent comme hypothèse que, en plus d'un effet sur le SNC, la MV aurait un mécanisme d'action sur le système nerveux central en présence de cervicalgie chronique. En effet, les désordres musculosquelettiques semblent provoquer des changements adaptatifs dans la plasticité neuronale (Falla, 2004). Sans toutefois pouvoir mesurer l'importance de la corrélation entre les résultats de leur étude et les résultats cliniques, Haavik et Murphy (Haavik et al., 2012) concluent que la MV modulerait les changements plastiques lors de l'intégration sensorimotrice des afférences proprioceptives. Toutefois, les mécanismes neurologiques et biomécaniques expliquant les effets de la MV sont encore mal connus bien que plusieurs chercheurs s'y intéressent.

Lalanne et al. (Lalanne, Lafond et Descarreaux, 2009) ont publié une étude en 2009 portant sur la modulation du PFR à l'aide de la MV chez des participants atteints de douleurs lombaires chroniques. Une diminution de l'activité musculaire des muscles paraspinaux au niveau de L2 lors de la flexion complète du tronc en position debout fut enregistrée immédiatement après l'administration d'une MV de L3. Les auteurs concluent que la manœuvre peut moduler la réponse neuromusculaire stabilisatrice chez les gens atteints de lombalgie chronique (Lalanne et al., 2009). Toutefois, la taille de l'échantillon ne permet pas d'appliquer les résultats à la population en générale. Bicalho et al. (Bicalho, Setti, Macagnan, Cano et Manffra, 2010) ont obtenu des résultats similaires. Une diminution de l'activité électromyographique a été observée lors de la phase de relaxation et

d'extension chez les participants ayant reçu une MV lombaire alors qu'aucune différence n'a été observée dans la phase de flexion. Cependant, l'étude de Lalanne et celle de Bicalho ne s'intéressent pas à la persistance de l'effet mesuré. Murphy et al. (Murphy et al., 2010) ont observé des résultats semblables en 2010, mais cette fois-ci, dans la région cervicale. Suite à des MV cervicales et cervico-thoraciques combinées à un programme d'exercice, l'activité myoélectrique des muscles paraspinaux cervicaux en pleine flexion cervicale s'est vue diminuée dans ce groupe comparativement au groupe n'ayant pas reçu de MV. Considérant l'introduction d'un programme d'exercice auprès des participants testés, l'effet seul de la MV sur le PFR n'a pu être isolé et mesuré de façon adéquate.

À ce jour, aucune étude ne s'est intéressée à la durée des effets neuromusculaires observés suite à la MV. De plus, sachant que plusieurs personnes atteintes de douleur lombaire voient leur réponse neuromusculaire stabilisatrice modulée lors du PFR suite à une MV, il serait intéressant de vérifier si cette réponse peut être mise en relation avec l'intensité des symptômes ou encore avec une incapacité fonctionnelle.

II. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

Récemment, des chercheurs se sont intéressés aux effets à court terme de la MV. Les résultats de Lalanne et al. (Lalanne et al., 2009) ainsi que ceux de Bicalho et al. (Bicalho et al., 2010) ont mis en lumière la diminution immédiate de l'activité musculaire des muscles paravertébraux lors du PFR suivant une MV lombaire chez une population de patients atteints de lombalgie chroniques non spécifiques. Considérant la similitude des résultats entre ces deux études, on peut conclure que la MV module l'activité musculaire lors du PFR chez cette population. Bien que ces effets immédiats potentiellement provoqués par les afférences proprioceptives des tissus articulaires vertébraux soit intéressants, les effets cliniques en découlant restent difficiles à évaluer. La description objective de la persistance de tels effets permettrait une meilleure compréhension des résultats cliniques couramment décrits.

- 1- Le premier objectif des travaux menés dans le cadre de ce mémoire est de quantifier l'effet ainsi que la persistance de l'effet de la MV sur le PFR et le rythme lombopelvien chez les personnes atteintes de lombalgie.

Attendu qu'un étirement de la capsule articulaire des articulations zygapophysiales provoque une diminution de l'activité musculaire des muscles paraspinaux engendrée par une stimulation douloureuse, nous émettons l'hypothèse que la MV provoquera une diminution de l'activité musculaire lors de la phase de relaxation du PFR chez le groupe expérimental.

En se basant sur les travaux de Indahl (Indahl et al., 1997) montrant une diminution de l'activité myoélectrique des muscles paraspinaux d'une durée de 30 minutes suite à un étirement capsulaire, la persistance de l'effet produit dans cette expérimentation pourrait également atteindre une durée de 30 minutes.

Étant donné l'effet de la MV sur la modulation de l'activité des muscles lombaires lors d'une tâche dynamique de flexion-extension, nous émettons l'hypothèse que ce type d'intervention manuelle aura un effet sur le rythme lombopelvien et favorisera le retour au rythme semblable aux personnes n'étant pas atteinte de lombalgie.

2- Le deuxième objectif a pour but de mesurer les effets de la MV sur la fatigue et la douleur provoquées par une tâche de flexion-extension répétée.

Considérant que la répétition d'une tâche de flexion-extension peut entraîner de la fatigue musculaire, des changements dans les propriétés mécaniques des tissus articulaires, ainsi que de la douleur lombaire et considérant que la MV s'est avérée efficace pour le soulagement de la douleur lombaire, nous pensons que la MV entraînera une modulation dans le développement de la douleur et de la fatigue musculaire au cours de la tâche expérimentale.

**III. ARTICLE SCIENTIFIQUE PUBLIÉ DANS LA REVUE BMC
MUSCULOSKELETAL DISORDERS**

**Short term modulation of trunk neuromuscular responses following spinal
manipulation: a control group study**

Marie-Pierre Harvey¹, Martin Descarreaux*²

¹ Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, G9A 5H7, Canada.

² Département de chiropratique, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, G9A 5H7, Canada.

* Corresponding author

Email addresses

MPH: mariepierreharvey@hotmail.com

MD: martin.descarreaux@uqtr.ca

Abstract

Background

Low back pain (LBP) is one of the most frequent musculoskeletal conditions in industrialized countries and its economic impact is important. Spinal manipulation therapy (SMT) is believed to be a valid approach in the treatment of both acute and chronic LBP. It has also been shown that SMT can modulate the electromyographic (EMG) activity of the paraspinal muscle. The purpose of this study was to investigate, in a group of patients with low back pain, the persistence of changes observed in trunk neuromuscular responses after a spinal manipulation (SMT).

Methods

Sixty adult participants with LBP performed a block of 5 flexion-extension movements. Participants in the experimental group (n=30) received lumbar SMT whereas participants in the control group (n=30) were positioned similarly for the treatment but did not receive SMT. Blocks of flexion-extension movements were repeated immediately after the manipulation as well as 5 and 30 minutes after SMT (or control position). EMG activity of paraspinal muscles was recorded at L2 and L5 level and kinematic data were collected to evaluate the lumbo-pelvic kinematics. Pain intensity was noted after each block. Normalized EMG, pain intensity and lumbo-pelvic kinematics were compared across experimental conditions.

Results

Participants from the control group showed a significant increase in EMG activity during the last block (30 min) of flexion-extension trials in both flexion and full-flexion phases at L2. Increase in VAS scores was also observed in the last 2 blocks (5 min and 30 min) in the control group. No significant group x time interaction was seen at L5. No significant difference was observed in the lumbo-pelvic kinematics.

Conclusion

Changes in trunk neuromuscular control following HVLA spinal manipulation may reduce sensitization or muscle fatigue effects related to repetitive movement. Future studies should investigate short term changes in neuromuscular components, tissue properties and clinical outcomes.

Keywords: Spinal manipulation; electromyography; kinematics; flexion-relaxation phenomenon.

Introduction

Low back pain (LBP) is one of the leading cause of activity limitation and work absence in western countries, consequently raising important social and economic challenges (Woolf et al., 2003). Dunn et al. (2004) estimated that 1 out of 5 adults is affected by LBP, whereas 40% of the population has experienced symptoms during the previous month (Dunn et al., 2004). According to various epidemiological studies, approximately 58-80% of the population will experience an episode of LBP at least 1 time in their life (Cassidy, Cote, Carroll et Kristman, 2005; Kent et Keating, 2005; Walker, 2000; Woolf et al., 2003). Most cases (around 85%) are classified as non-specific because no definitive pathology can be associated with the low back pain condition (O'Sullivan, 2005). Qualified by some authors as an epidemic, this affection is one of the most common reasons for medical consultation (Delitto et al., 2012). Dagenais, Caro, & Haldeman (2008) estimated the total cost related to low back pain in the United-States to be in the range of 84.1 to 624.8 billion dollars per year, including direct and indirect costs (Dagenais et al., 2008).

Among conservative approaches, manual therapy, including spinal manipulation therapy (SMT) as well as mobilization, has been suggested to be an appropriated therapeutic option in the treatment of both acute and chronic LBP (Chou et al., 2007; Delitto et al., 2012). However, the reported effect size and clinical improvement are modest and the “active ingredient” underlying clinical improvement remains unclear.

The physiological mechanisms underlying SMT related clinical improvements remain to be determined. Among the possible explanations, biomechanical changes have been hypothesized as possible factors involved in clinical responses to SMT. SMT may release meniscoids or adhesions in the joint, reduce distortion on the intervertebral disc and reduce mechanical stress or strain in soft and hard spinal tissues (Pickar et al., 2012). Changes in neurophysiological responses have also been suggested as possible mechanisms underlying clinical effects. In 2012, a review by Haavik and Murphy suggested a central mechanism of action for SMT (central processing of proprioceptive afferent input) (Haavik et al., 2012). Under such hypothesis, SMT would lead to plastic changes in sensorimotor integration within the central nervous system (Haavik et al., 2012). Moreover, neurophysiological responses to SMT can be illustrated by the high frequency discharge observed in primary afferents paravertebral neurons that occurs immediately after the SMT (Pickar et al., 2012).

Early work investigating physiological responses to SMT in healthy participants also revealed the presence of an electromyographic (EMG) response in paraspinal and limb muscles following SMT (Herzog, Scheele et Conway, 1999; Symons, Herzog, Leonard et Nguyen, 2000). Similar surface EMG studies were also conducted in various clinical populations. De Vocht and Pickar observed a 25% reduction of paraspinal muscles EMG activity in a group of patients with low back pain who received SMT (DeVocht et al., 2005). Similar immediate SMT effects were also reported when functional responses (flexion relaxation phenomenon) were evaluated during a flexion-extension task (Bicalho et al., 2010; DeVocht et al., 2005; Lalanne

et al., 2009). Although preliminary evidence suggests that exercises alone or in combination with spinal manipulation (over an 8-week period) can modulate trunk neuromuscular response in people with chronic neck pain, the independent contribution of spinal manipulation and the persistence in these changes remain to be determined (Murphy, Taylor et Marshall, 2010).

Indahl et al. (1997) observed, in an animal model (domestic pigs), a reduction of multifidus and longissimus muscles EMG activity at L4-L5 in response to electrically-induced pain following zygapophyseal joint capsule distension (Indahl et al., 1997). Such decrease in EMG activity was observed following the injection of a physiological saline solution in the zygapophyseal. EMG activity decreased following capsular distension and such effects was observed over a period of 30 minutes (when the experiment was stopped). Following these results, the authors suggested that the inhibitory discharges from the zygapophyseal joint capsule may explain the clinical results obtained with manipulative treatment and mobilization of the zygapophysial joints (Indahl et al., 1997).

To our knowledge, persistence of neuromuscular changes following SM has never been investigated in subjects with chronic non-specific low back pain. Consequently, the main objective of this study was to investigate the nature and duration of EMG and kinematic changes triggered by SM in this population. A secondary objective of the study was to assess changes in pain associated with the intervention and task repetition.

Methods

Participant

Sixty participants (26 men and 34 women) with low back pain were included in this study and randomly assigned to either the experimental or the control group. To be included in study, participants had to be diagnosed with non-specific low back pain (mechanical origin). Participants were excluded if they presented with any of the following conditions: inflammatory rheumatic disease, infectious disease, neuromuscular disease, vascular disease, connective tissue disease, severe disabling pain, morbid obesity, neurologic signs and symptoms and pregnancy. All participants gave their written informed consent. Ethical approval for the study was granted by the local ethic committee. Prior to the experimentation, each participant underwent a brief clinical evaluation to confirm their clinical status (non-specific low back pain) and to determine the presence of any contraindication to spinal manipulative therapy (if so the participant was excluded). They then completed the following questionnaires: the modified Oswestry disability index questionnaire (ODI), the fear avoidance belief questionnaire (FABQ), and visual analog pain scale (VAS: 100 mm from no pain to worst possible pain). Using a VAS score (100 mm from no pain to worst possible pain), pain was also assessed after each set of 5 flexion-extension movements. Baseline characteristics of participants are presented in table 2.

	Experimental group (n=30)		Control group (n=30)		p value
Age (y)	31.3	± 11.2	34.3	± 12.4	0.42
Height (cm)	171.6	± 7.9	174.9	± 8.5	0.14
Weight (Kg)	73.3	± 13.0	77.8	± 13.7	0.20
mODI (/100)	19.8	± 11.4	16.9	± 12.5	0.36
FABQ-physical activity (/24)	10.4	± 6.3	10.7	± 6.4	0.97
FABQ work (/42)	10.6	± 7.9	12.1	± 10.0	0.42
VAS before (/100)	27.5	± 22.5	19.6	± 18.7	0.32
VAS after (/100)	33.8	± 26.0	31.3	± 26.3	0.72

Table 2: Participants' baseline characteristics; Mean ± standard deviation

Procedures

Trunk flexion-extension tasks

The trunk flexion-extension task consisted of four movement phases: 1) The subject stands still for 3 s (Quiet standing); 2) The subject bends forward over 5 s to reach a fully-flexed position (Flexion); 3) The fully-flexed position is held for 3 s (Full flexion); and 4) Trunk extension enables the subject to return to the initial upright position over 5 s (Extension). Movement was paced using an auditory metronome and verbal instructions were given to standardize the task. Five successive flexion-extension movements were performed by each participant before and immediately after a spinal manipulation (or control mobilization) applied to the middle lumbar segment.

The participants from the experimental group (n=30; 16 men and 14 women) were asked to lie down on the chiropractic table on their left side. Their trunk was slightly rotated to the right, with arms crossed over the chest. The left lower limb was extended, whereas the right leg and thigh were flexed at a 90° angle. An experienced clinician (20 years of practice as a chiropractor), blinded to the study objectives and experimental conditions, faced the participants at approximately 45°, stabilizing the subjects' right leg between the thighs and the trunk with his right hand. The chiropractor's fingers (left hand) made contact with the lateral margin of the L3 spinous process, and an impulse thrust with a lateral to medial vector was applied to the vertebral segment. This procedure has been described as a lumbar spinous pull by Peterson and Bergman (Peterson et Bergmann, 2002). The procedure as well as the targeted spinal segment (L3) were chosen mainly for technical purposes, namely to avoid any displacement of data acquisition instrumentation. Participants from the control group (n = 30; 18 men and 12 women) were positioned in a same left-side-lying posture, with the superior knee flexed and the trunk slightly rotated for 5 seconds. No spinal manipulation, however, was given. Subsequently, two sets of flexion-extension movements were performed 5 and 30 minutes after the manipulation.

Measurements

Electromyography

Surface electromyography (sEMG) data were collected using bipolar electrodes applied bilaterally over the lumbar erector spinae muscles at the L2-L3 level and at the L4-L5 level (~3 cm from the midline). A ground electrode was placed over the

left anterior superior iliac spine. Usual measures were taken to improve skin impedance: excessive hair shaving, slight skin abrading with sandpaper and cleaning of skin with alcohol. EMG activity was recorded using a Delsys EMG sensor (Model DE2.1, Delsys Inc., Boston, MA, USA) with a common mode rejection ratio of 92 dB at 60 Hz, an input impedance of $10^{15} \Omega$, and analog to digital converted at 1000 Hz with a 12-bit A/D converter (PCI 6024E, National Instruments, Austin, TX, USA). EMG data were filtered digitally by a 10 to 450 Hz bandpass, zero-lag and fourth-order Butterworth filter. Data were collected by Labview (National Instruments, Austin, TX, USA) and processed by Matlab (MathWorks, Natick, MA, USA). The experimental setup is presented in Figure 4.

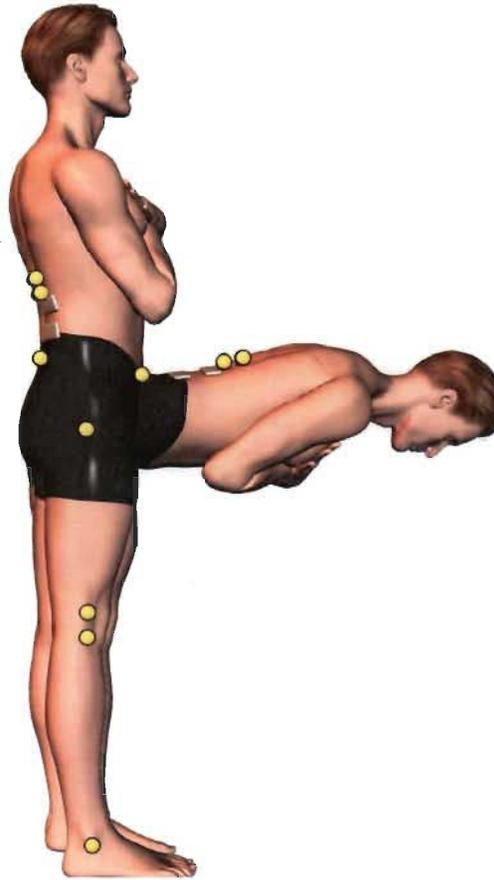


Figure 4: Representation of the experimental setup, including 8 infrared LEDs and EMG electrodes at L2 and L5 (erector spinae).

The root mean square (RMS) of the sEMG signals was calculated for each of the four phases of the flexion-extension task. RMS values were normalized using the RMS value in the extension phase of the first pre-intervention trial (Dubois et al., 2011). Left and right normalized EMG values were compared using Student's t-tests. Since no difference was observed ($p > 0.05$), left and right EMG data were averaged for each segment (L2-L3 and L4-L5) (Descarreaux, Lafond et Cantin, 2010; Dubois et al., 2011).

Kinematics

Kinematics data were collected by a motion analysis system (OptotrakCertus, Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada). Light-emitting diodes (LED) were positioned on the right side and back of the participant on 8 anatomical landmarks: (a) external malleolus; (b) Gerdy's tubercle; (c) lateral condyle of the femur; (d) greater trochanter; (e) anterior superior iliac spine (ASIS); (f) posterior superior iliac spine (PSIS); (g) L1; (h) T11. Data were sampled at 100 Hz and low-pass filtered by a dual-pass, fourth-order Butterworth filter with a cutoff frequency at 5 Hz.

Raw kinematic data were transformed into angles to evaluate the movement of the hip and the lumbar regions. Each angle was created by two converging vectors, each of them resulting from a line drawn between two LEDs. The hip angle was formed from the pelvic plateau vector (ASIS - PSIS) and the thigh vector (lateral condyle of the femur - greater trochanter). The lumbar angle resulted from the combination of the dorsal vector (T11 - L1) and the pelvic plateau vector (ASIS - PSIS). The lumbar and hip angles served to calculate the lumbar to hip (L/H) ratio which reports the specific contribution of both lumbar region and hip articulation to the movement. Total trunk flexion and extension angles were both divided in quartiles (Q1-Q4) for which the L/H ratio was computed (Descarreaux et al., 2010; Dubois et al., 2011; Esola et al., 1996).

Statistical analyses

Normality of distribution for every dependent variable was assessed with the Kolmogorov-Smirnov test and through visual inspection of data. All data were analysed according to a pre-established experimental design using Statistica software version 10 (StatSoft, Tulsa, OK, USA). T-tests for independent samples were conducted for baseline values of continuous variables. Two-way (Group X Time) repeated-measures analyses of variance (ANOVAs) were conducted for each dependent variable (EMG, kinematics and pain). Since baseline analyses revealed a significant difference in baseline VAS scores, data were also analyzed using ANCOVAs, where group and time intervals represented the main factors and VAS scores the continuous predictor. Finally, whenever ANOVAs yielded a significant time effect for the VAS scores, polynomial contrasts were conducted to test for the linear trend. Statistical significance for all analyses was set at $p < 0.05$ (2-tailed).

Results

Both groups were comparable (see table 3) for age, weight, height, disability index and fear avoidance belief scores (all $p > 0.05$). A significant difference in baseline pain scores (VAS) was observed between the two groups ($p = 0.028$).

Normalized RMS values during quiet standing, flexion, full flexion and extension phases were compared between groups and across all time intervals. Repeated-measures ANOVA yielded a main effect of time during the following movements phases: quiet standing at L2 ($F(3,165) = 3.1442$, $p = 0.02$), flexion-relaxation at L2 ($F(3,165) = 6.0123$, $p < 0.001$) and L5 ($F(3,165) = 2.8121$, $P = 0.04$) and extension at L2 ($F(3,165) = 6.2103$, $p < 0.001$). Table 3 presents the mean normalized RMS values for both groups during each phases of movement at each time of experimentation.

Phases	Level	Time	Experimental group (n=30)	Control group (n=30)
Quiet	L2	Baseline	0.367 ± 0.120	0.367 ± 0.116
Standing		Post SMT	0.379 ± 0.125	0.371 ± 0.122
		Post SMT 5 min	0.367 ± 0.131	0.362 ± 0.121
		Post SMT 30 min	0.376 ± 0.125	0.400 ± 0.124
		L5	Baseline	0.321 ± 0.115
		Post SMT	0.319 ± 0.108	0.352 ± 0.161
		Post SMT 5 min	0.313 ± 0.114	0.344 ± 0.162
		Post SMT 30 min	0.321 ± 0.134	0.356 ± 0.183

Flexion	L2	Baseline	0.577	± 0.190	0.587	± 0.168	
		Post SMT	0.558	± 0.193	0.575	± 0.185	
		Post SMT 5 min	0.560	± 0.171	0.573	± 0.163	
		Post SMT 30 min	0.554	± 0.179	0.620	± 0.183	
	L5	Baseline	0.601	± 0.150	0.578	± 0.151	
		Post SMT	0.559	± 0.119	0.589	± 0.172	
		Post SMT 5 min	0.584	± 0.162	0.617	± 0.249	
		Post SMT 30 min	0.590	± 0.141	0.590	± 0.166	
	Full flexion	L2	Baseline	0.413	± 0.256	0.477	± 0.251
			Post SMT	0.410	± 0.271	0.449	± 0.267
			Post SMT 5 min	0.377	± 0.252	0.434	± 0.228
			Post SMT 30 min	0.393	± 0.254	0.513	± 0.276
L5		Baseline	0.423	± 0.261	0.428	± 0.278	
		Post SMT	0.376	± 0.238	0.406	± 0.277	
		Post SMT 5 min	0.377	± 0.246	0.403	± 0.272	
		Post SMT 30 min	0.412	± 0.252	0.449	± 0.263	

Extension	L2	Baseline	0.986	± 0.056	1.003	± 0.085
		Post SMT	0.975	± 0.097	0.991	± 0.130
		Post SMT 5 min	0.977	± 0.099	0.990	± 0.125
		Post SMT 30 min	1.005	± 0.116	1.040	± 0.180
	L5	Baseline	0.995	± 0.062	0.997	± 0.094
		Post SMT	0.940	± 0.092	1.009	± 0.180
		Post SMT 5 min	0.940	± 0.100	1.004	± 0.181
		Post SMT 30 min	0.974	± 0.14	0.99	± 0.180

Table 3: Mean \pm standard deviation normalized RMS values for both groups during each movement phase throughout the experimentation.

The analysis also revealed significant group x time interactions for the flexion ($F(3,165)=3.5487$, $p=0.016$) and full flexion phases ($F(3,165)=4.5796$, $p<0.001$) of movement at L2. Post hoc analysis indicated that the control group, for both variables, showed a significant increase in EMG activity during the last block (30 min) of flexion-extension trials (Tukey's test; $p<0.001$). No significant ($p>0.05$) group, condition or interaction effect was observed at the L5 level. ANCOVAs (analyses adjusted for baseline pain scores) yielded results similar to those obtained with the initially planned ANOVAs for all EMG and kinematics variables indicating that differences in baseline pain scores cannot explain the observed differences.

A significant interaction was also observed for VAS scores which showed a significant increase in the control group during the last two blocks (5 min and 30 min) of flexion-extension trials (Tukey's test; $p<0.01$) and polynomial contrasts confirmed the linear increase in pain overtime ($p<0.01$). Figure 5, 6 and 7 respectively illustrate pain scores and paraspinal muscles EMG activity throughout the experiment (L2 during flexion and full flexion). Trunk and hip flexion angles were obtained to calculate the L/H ratio and are used to assess the overall kinematics as well as the movement strategy during trunk flexion across the various conditions. All quartiles of L/H ratios were also compared between groups and across all time intervals according to the experimental design and the analyses. The analyses did not revealed any significant main or interaction effects for the various L\H ratios (all $ps >0.05$).

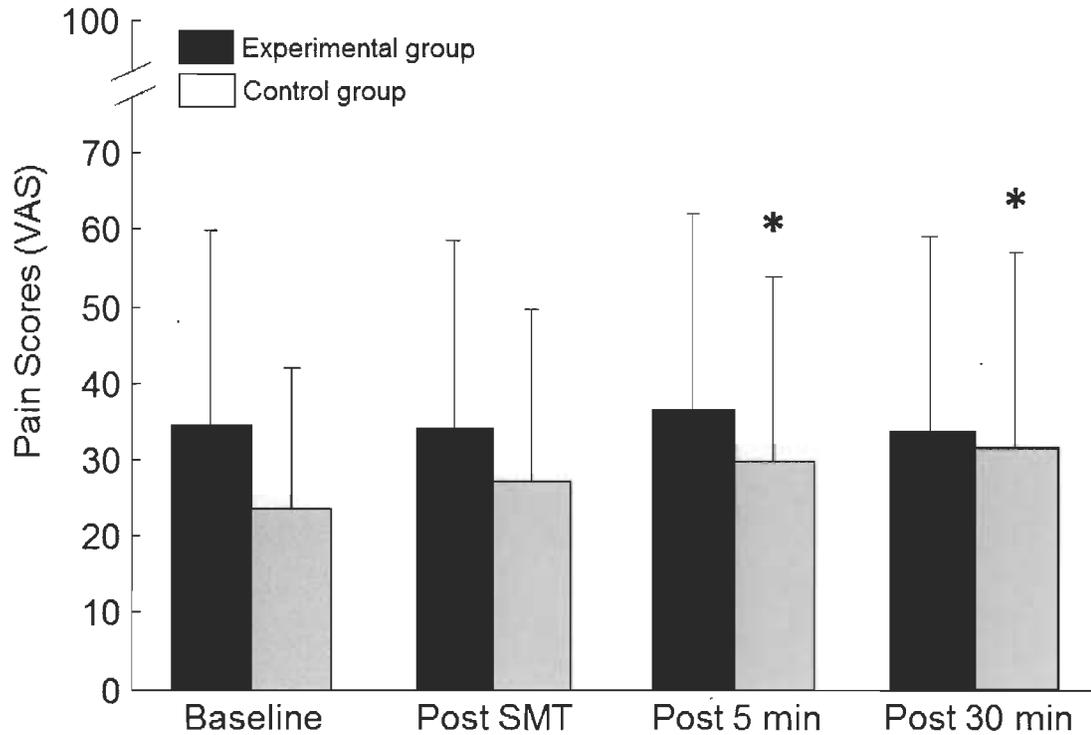


Figure 5: Mean baseline and post spinal manipulation pain scores (VAS = 0-100) for both the control and experimental groups. *Pain in the control group significantly increased at the 5 min and 30 assessments when compared to baseline value.

Whiskers indicate standard deviation.

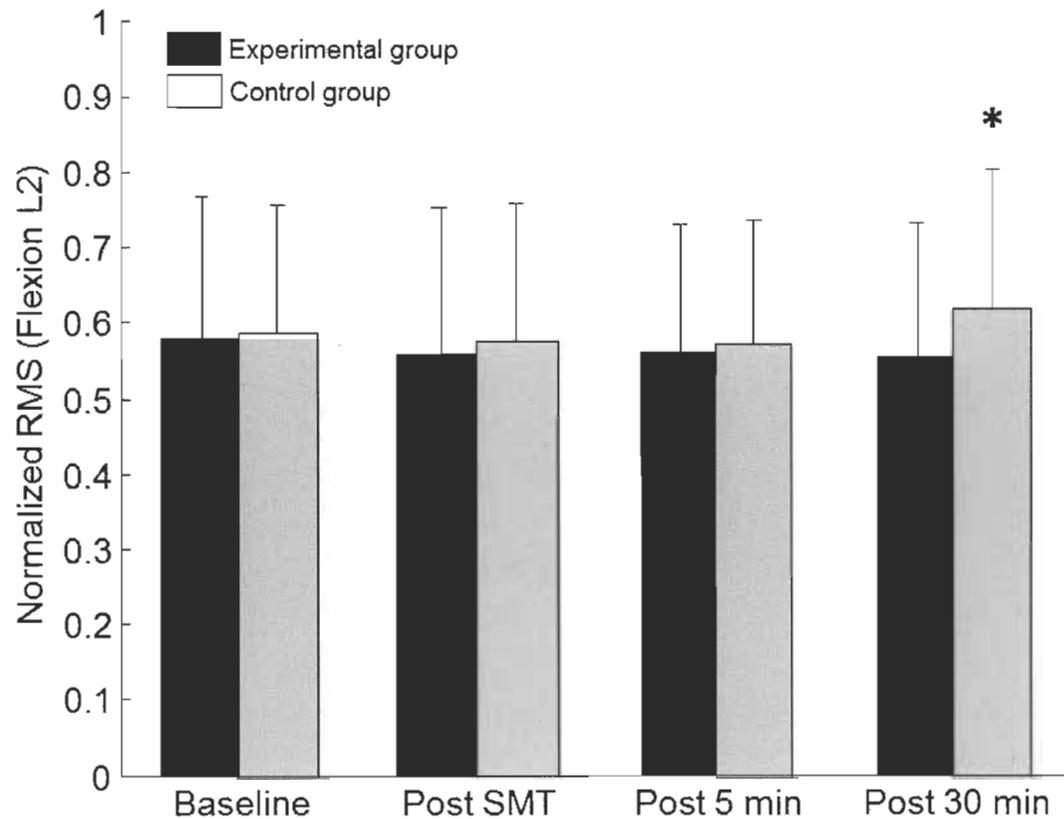


Figure 6: Mean baseline and post spinal manipulation L2 paraspinal normalized RMS values (EMG) for both the control and experimental groups during the flexion phase of the task. *RMS values in the control group significantly increased during the last block of trials. Whiskers indicate standard deviation.



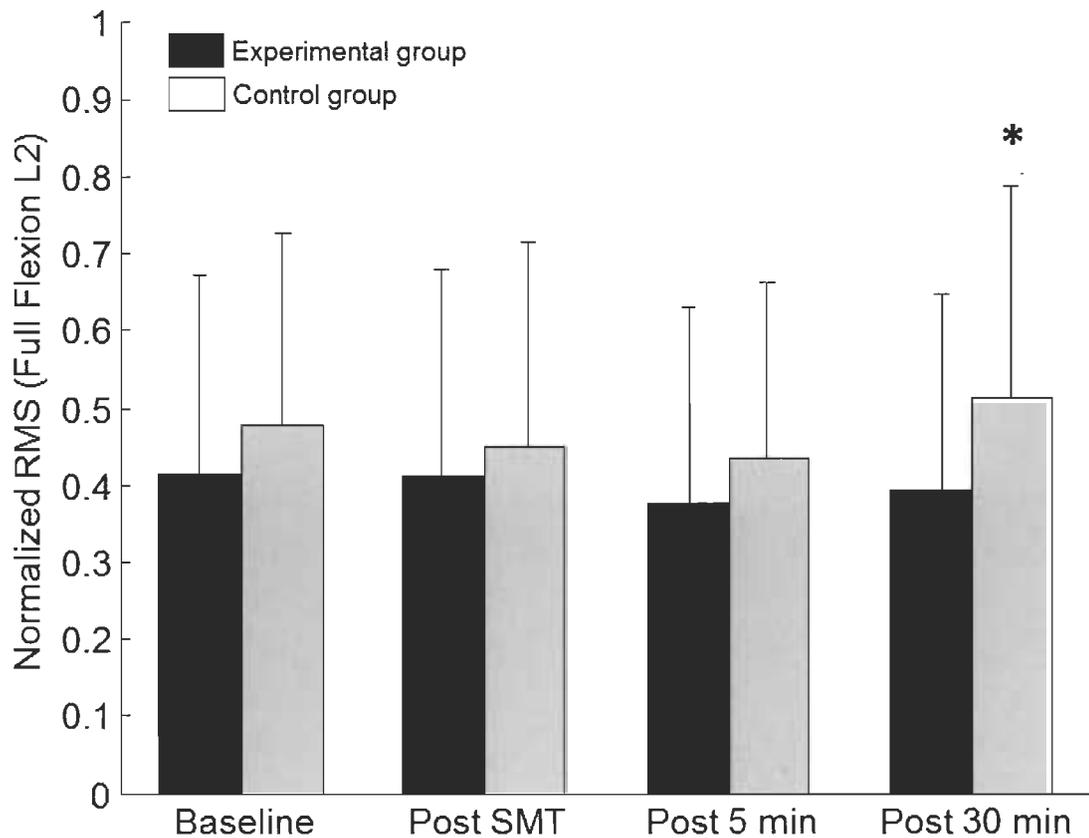


Figure 7: Mean baseline and post spinal manipulation L2 paraspinal normalized RMS values (EMG) for both the control and experimental groups during the full flexion phase of the task. *RMS values in the control group significantly increased during the last block of trials. Whiskers indicate standard deviation.

Discussion

The aim of the present study was to determine the effect of SM on the EMG activity of the paraspinal muscles and the duration of such effect over a 30 min period of time.

Interestingly, results showed that EMG activity at L2 increased only in the control group after 30 minutes. A gradual increase in the VAS scores was also observed in the same group over the 30 minute period.

The present results partly differ from previous studies. Using the same experimental paradigm, Lalanne et al. (2009) observed a decrease in EMG activity at the L2 level immediately following a lumbar SM at L3 level (Lalanne et al., 2009). Similar results were also reported by Bicalho et al. (2010) who showed decreases in EMG activity at the L5-S1 level following a SM at L4-L5 segment (Bicalho et al., 2010). Such results have not been reproduced in the present study. The changes observed in the above mentioned studies, however, indicated that EMG responses were mostly segmental (changes observed only at the contacted or adjacent spinal segment) (Bicalho et al., 2010; Lalanne et al., 2009). Despite the fact that decreases in EMG responses immediately following SMT were not observed in the present study, significant group differences observed during at the 30 min assessment were present for the L2 segment (SMT was performed at L3) whereas changes were not observed at L5. Interestingly, these changes were not associated with changes in lumbo-pelvic kinematics. In a recent review, Millan et al. (Millan, Leboeuf-Yde, Budgell, Descarreaux et Amorim, 2012) reported that none of the selected studies of the lumbar spine showed an immediate effect of SMT on lumbar range of motions.

Future studies should include assessment for an extended period of time (hours and days) in order to better document the association between neuromuscular response to SMT and changes in lumbo-pelvic kinematics.

The combination of increased paraspinal EMG activity and increased pain observed in the control group during the last block of trials, although unexpected, raises important questions regarding the possible effects of SMT. These results suggest that a trial-to-trial “sensitization effect”, observed in the control group and leading to increased paraspinal muscle activity, did not occur in the SMT group. In a recent review of literature, Millan et al.(Millan, Leboeuf-Yde, Budgell et Amorim, 2012) explored the short term effect of SM following experimentally induced pain. The review suggested both a local and regional effect of SM on pain reduction. The outcome of SM was also affected by the method of pain induction as pain induced by pressure, electricity, stretching of painful tissue, dermal irritation and spontaneous pain all responded to SMT. Such results were not observed, however, for temperature-induced pain. The specific effect of SMT on sensitization phenomenon should be further investigated in future studies.

Alternatively, changes in trunk muscle activity may also been explained by changes in paraspinal tissue properties. Olson et al.(2004) showed increased paraspinal muscle EMG during the flexion following cyclic flexion extension exercise over 9 minutes (Olson, Li et Solomonow, 2004). These changes were accompanied by random EMG activity (described by the authors as spasms). Changes observed in the present study may therefore result from both modifications in spinal tissues properties and muscle fatigue. Moreover, sustained flexed or semi-flexed spinal

sitting postures may result in increased paraspinal muscle activity (Solomonow, Baratta, Banks, Freudenberger et Zhou, 2003) and provocation or aggravation of existing pain (O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, Chen, Booth, Carlsen et Schultz, 2006; Solomonow et al., 2003). Therefore, increases in VAS scores and EMG activity following the 25 minutes of "sitting posture" may have been triggered by changes in paraspinal tissues caused by static lumbar flexion loading. Specific mechanisms underlying between group differences during flexion and full flexion and the potential role of SMT remain to be investigated.

Study limitations

As for all manual therapies, true blinding of participants was impossible during the experimentation. Participant's expectations towards receiving (or not receiving) spinal manipulation may have affected the VAS scores, but one could argue that it is less likely to affect EMG activity. Besides, because spinal manipulations were delivered by a clinician, no standardization of the force and speed parameters was possible, potentially inducing a bias in the physiological response to SMT. According to Kawchuk et al. (2006), a typical clinician's trial-to-trial variability can reach 37 N when a peak force 253 Newtons is used (Kawchuk, Prasad, McLeod, Liddle, Li et Zhu, 2006). Finally it was decided, mainly for technical reasons that all SMTs would be delivered to the same spinal segment (L3), regardless of pain localization. Because pain and EMG responses overtime seem to follow similar patterns, delivering spinal manipulation according to pain patterns may have yielded different results. Finally, standardizing SMT procedures and delivering forces at the same segment for all subjects may not reflect the usual clinical practice where a

specific joint will be targeted according to manual palpation and other clinical findings. It is therefore possible that the changes observed in the present study may not reflect exactly those encountered in a clinical setting.

Clinical implications

Assessing the clinical relevance of EMG changes following SMT remains challenging. However, the changes reported in this study (as high as 10-15% in normalized RMS values) may be viewed as significant changes in erector spinae recruitment during a typical activity of daily living (flexing the trunk). Such changes, repeated over time may lead to muscle fatigue and changes in spinal stability.

A recent review by Millan and al. (Millan et al., 2012) suggested that SMT has a hypoalgesic effect both locally (segmental level only) and regionally (related to the segmental innervation). The present results, although preliminary, suggest a possible modulation of sensitization phenomenon observed in chronic low-back pain populations (Millan, Leboeuf-Yde, Budgell et Amorim, 2012). A recent study suggested that descending pain modulation may shift from descending inhibition towards descending facilitation following repetitive muscle contractions in chronic pain populations (Ge, Nie, Graven-Nielsen, Danneskiold-Samsoe et Arendt-Nielsen, 2012). SMT may have, for a brief period of time (30 minutes), limited the effect of muscle fatigue on pain processing mechanisms. The exact nature and extend (magnitude) of these effects are unclear and future study regarding the SMT in presence of muscle fatigue and changes in a tissue properties should be considered.

Conclusion

The present results indicate that changes in trunk neuromuscular control following HVLA spinal manipulation may reduce sensitization or muscle fatigue effects related to repetitive movement. Future studies investigating short term changes in neuromuscular components, tissue properties and clinical outcomes should integrate repeated assessments over time to better evaluate the clinical relevance of these changes.

Competing interests

Authors declare they have no conflicts of interest. This study was funded through the Chaire de recherche en chiropratique FRCQ, The Fonds de recherche du Québec-Santé and the Canadian Chiropractic Association. The funding sources had no role in study design, data collection, analysis, data interpretation, or writing of the manuscript.

Authors' contributions

MD contributed to trial design and protocol development, had overall responsibility for the conduct of the study, and contributed to the experimentation, data analysis, writing of the manuscript and supervision of MPH. MPH, as part of her master's degree thesis, conducted all experimental sessions, statistical analysis, and manuscript preparation. Both authors read and approved the final manuscript.

Acknowledgments

The authors would like to thank Dr Julie O'Shaughnessy and Dr Jocelyn Lemire for their respective contribution in participants' clinical assessment and delivery of SMT. Financial support was also provided by the Chaire de recherche en chiropratique FRCQ-and the Canadian chiropractic association.

IV. DISCUSSION

Retour sur les objectifs et hypothèses

L'objectif principal de ce projet de maîtrise visait à mieux comprendre les effets de la MV sur les paramètres neuromécaniques comme le PFR et le rythme lombopelvien chez un groupe d'individus atteints de lombalgie non spécifique. De plus, l'effet de la MV sur la fatigue musculaire ainsi que son effet sur la douleur provoquée par une tâche de flexion-extension répétée ont également été mesurés.

Selon les études de Lalanne et al. (Lalanne et al., 2009) et Bicalho et al. (Bicalho et al., 2010), une diminution de l'activité électromyographique des muscles paraspinaux lombaires lors de la phase de pleine flexion du PFR était attendue. De plus, les travaux de Indahl et al. (Indahl et al., 1997) réalisés à l'aide d'un modèle animal nous permettaient d'avancer que cette diminution pourrait avoir une durée d'au moins 30 minutes.

Les travaux de plusieurs chercheurs suggèrent que la douleur clinique, expérimentale ainsi que l'appréhension de la douleur modifient les stratégies de recrutement musculaires des régions lombaire et pelvienne lors de la flexion complète du tronc. Ces nouvelles stratégies peuvent potentiellement altérer le rythme lombopelvien. En se basant sur ces travaux, nous anticipions que la MV

puisse provoquer un changement dans le rythme lombopelvien en réduisant la contribution du segment pelvien à la flexion totale du tronc (Dubois et al., 2011; Hasebe et al., 2013; Henchoz et al., 2013; McClure et al., 1997; Tetreau et al., 2012). Comme dernière hypothèse, nous anticipions que la tâche expérimentale de flexion-extension puisse entraîner de la fatigue musculaire ainsi qu'une augmentation de la douleur. La MV s'étant avéré efficace dans le soulagement de la douleur, cette thérapie manuelle pourrait moduler ces effets.

Synthèse des principaux résultats

Les résultats obtenus dans cette étude montrent que la MV module l'activité myoélectrique des muscles paraspinaux lors d'une tâche de flexion-extension. Les résultats de l'analyse électromyographique révèlent une augmentation de l'activité de ces muscles lors des phases de flexion et de pleine flexion à la hauteur des premières vertèbres lombaires chez le groupe contrôle, et ce, 30 minutes après la MV. Aucune différence significative n'a été observée à la hauteur de L5. L'activité musculaire des muscles paraspinaux à L2 et L5 chez le groupe expérimental est, par contre, demeurée inchangée. Ces résultats diffèrent de ceux récemment obtenus par Lalanne et al. (Lalanne et al., 2009) et Bicalho et al. (Bicalho et al., 2010). En effet, ces chercheurs ont observé une diminution de l'activité myoélectrique des paraspinaux lombaires dans les secondes suivant une MV. Ces résultats n'ont pas été reproduits dans le cadre de la présente étude. La taille de l'échantillon, mais aussi la nature de la condition clinique des patients pourraient expliquer cette différence. Le

nombre de participants étant plus élevé dans notre étude, les résultats ont une plus grande puissance statistique, mais surtout une meilleure précision de l'estimation de l'effet de la MV. Cette estimation aurait pu, dans le cas des études précédentes, avoir été influencée par une réponse plus importante de quelques individus suite à la MV. Dans le cadre de notre étude, une augmentation du score à l'échelle visuelle analogue de douleur a été observée après les deux derniers blocs de flexion-extension (après cinq et 30 minutes) chez les participants du groupe contrôle uniquement. Il apparaît que la répétition de la tâche n'a pas eu d'effet sur la douleur des participants faisant partie du groupe expérimental. Il semble donc que la MV ait retardé ou atténué l'apparition de signes de fatigue et la douleur provoquées par la répétition de la tâche. En effet, la mise en charge répétitive des tissus vertébraux provoque généralement une fatigue musculaire caractérisée par l'augmentation progressive de l'activité musculaire et la diminution de la fréquence médiane du signal EMG (la fréquence médiane n'a pas été évaluée dans le cadre de ce mémoire). La stabilité lombaire serait alors compromise (Descarreaux et al., 2010).

Aucune différence significative n'a été mise en évidence en ce qui concerne la cinématique du tronc. Le rythme lombopelvien est comparable dans les deux groupes. Ces résultats sont difficilement comparables aux études ultérieures. Bien que Lalanne et al. (Lalanne et al., 2009) n'aient observé aucun effet de la MV sur l'angle lombopelvien d'apparition du silence électromyographique lors de la pleine flexion d'une tâche de flexion-extension et que Dubois et al. (Dubois et al., 2011) se soient intéressés à l'effet de la douleur expérimentale sur le rythme lombopelvien

pour cette même tâche, aucune étude ne s'est encore attardée aux effets de la MV sur le rythme lombopelvien.

Il peut paraître étonnant qu'on ait observé des changements dans l'activité musculaire alors qu'aucun changement n'a été noté dans le rythme lombopelvien. En effet, ces changements ne semblent pas avoir d'impact sur la cinématique globale. Pourtant, une récente revue systématique de littérature, effectuée par Millan et al. en 2012 (Millan, Leboeuf-Yde, Budgell, Descarreaux et Amorim, 2012), rapporte les effets de la MV sur les amplitudes de mouvement de la mâchoire, du rachis cervical et lombaire. Cette étude mentionne que la MV peut augmenter les amplitudes de mouvement lors de l'ouverture de la bouche ainsi que ceux du rachis cervical alors qu'à court terme, cette manoeuvre ne semble pas avoir d'effet sur les amplitudes lombaires et pelviennes. Le mouvement segmentaire provoqué par la MV d'une seule articulation n'aurait donc pas d'impact sur le mouvement global du segment entier (Millan et al., 2012). Les auteurs avancent également que les effets sur l'amplitude de mouvement observés par les cliniciens, qui sont en discordance avec les conclusions de cette étude, pourraient être attribués à la répétition de la MV sur une période de temps allant de quelques jours à quelques semaines (Millan et al., 2012).

D'autre part, les changements locaux dans l'activité musculaire mesurés dans le cadre de ce mémoire proviennent essentiellement des muscles superficiels de la région lombaire. L'EMG de surface ne permet pas l'enregistrement de l'activité spécifique des muscles plus profonds tels le carré des lombes et les multifides. Le carré des lombes a comme principale fonction la flexion latérale lombaire, mais

participe également à l'extension ainsi qu'à la stabilisation lombaire de par ses attaches sur les segments vertébraux lombaires. De plus, il serait très actif lors de la flexion lombaire où son rôle de stabilisateur serait le plus important (McGill, Juker et Kropf, 1996). L'impact de la modulation de l'activité musculaire sur la cinématique lombopelvienne pourrait être éclipsé, entre autres, par l'activité stabilisatrice de ces muscles. Afin de vérifier cette hypothèse, il serait pertinent de mesurer, à l'aide de l'EMG implantée, l'activité musculaire du carré des lombes et des multifides suivant une MV pour ainsi vérifier les interactions possibles avec la musculature superficielle et le rythme lombopelvien (Stokes, Henry et Single, 2003). L'échographie musculosquelettique peut elle aussi être un outil efficace afin d'évaluer les couches musculaires profondes. En effet, elle s'est avérée efficace dans la détection de points gâchette dans les couches musculaires profondes ainsi que dans la visualisation des structures ligamentaires et articulaires (Darrieutort-Laffite, Hamel, Glemarec, Maugars et Le Goff, 2014; Rha, Shin, Kim, Jung, Kim et Lee, 2011). À titre d'exemple, la fonction musculaire du muscle transverse de l'abdomen a également pu être évaluée grâce à cet outil (Kim, Cho, Goo et Baek, 2013; Tahan, Arab, Arzani et Rahimi, 2013). De leur côté, Wallwork et al. (Wallwork, Hides et Stanton, 2007) ont validé l'utilisation de l'échographie musculosquelettique pour l'évaluation de la contraction musculaire des multifides. L'usage de cette technique d'imagerie serait fort utile afin de mesurer l'activité des muscles carré des lombes, transverse de l'abdomen et multifides. Les résultats obtenus pourraient être comparés aux mesures EMG et ainsi révéler de potentiels effets. Enfin, une étude

plus fine de la cinématique segmentaire pourrait vérifier si la modulation de l'activité musculaire est liée à des changements cinématiques locaux.

Limites

Cette étude présente, comme toute étude, certaines limites. En effet, afin de mieux classer les participants et permettre une analyse plus approfondie des résultats, la cueillette de données concernant la durée des douleurs lombaires aurait dû être plus rigoureuse. Le questionnaire utilisé à cette fin comportait d'importantes failles et les données recueillies sur la durée des douleurs se sont avérées inutilisables. Ce fait constitue une limite importante dans ce projet puisqu'aucune distinction n'a pu être faite entre les personnes souffrant de lombalgie aiguë, récurrente ou chronique. À l'aide de ces informations, une analyse des interactions entre ces sous-groupes aurait pu révéler des effets intéressants et amener des pistes de recherche différentes.

La méthodologie choisie comportait également quelques limites. Lors de la période d'attente d'une durée d'environ 25 minutes, une position différente aurait été préférable afin de ne pas augmenter les effets de la fatigue musculaire. En effet, la position assise sans appui a pu certainement entraîner une fatigue tissulaire des éléments postérieurs de l'unité vertébrale, limitant ainsi les effets de la MV. Une analyse consciencieuse de la position à adopter dans les études ultérieures est conseillée afin d'isoler au maximum l'effet spécifique de la MV.

L'une des critiques souvent émises lors d'études sur la MV est la standardisation de la procédure thérapeutique. Celle-ci étant exécutée par un clinicien, il devient extrêmement difficile de calculer et de standardiser les paramètres spatio-temporels utilisés lors de la MV. Des études récentes montrent pourtant que les différents paramètres qui caractérisent la MV ont une influence directe sur la réponse neuromusculaire locale pendant la MV (voir section suivante). L'automatisation de la manœuvre semble prometteuse et le développement d'outil de recherche robotisé permettant de reproduire et standardiser les paramètres spatio-temporels de la MV permettra la réalisation de nouvelles études expérimentales et éventuellement cliniques (Descarreaux, Nougrou et Dugas, 2013).

Une difficulté dans le recrutement de participants atteints de lombalgie aiguë a été observée. La majorité des personnes recrutées provenait de la clinique universitaire de chiropratique et présentait des lombalgies chroniques. Une collaboration avec les services d'urgence et les cliniques chiropratiques externes pourrait augmenter le bassin de patient pour le recrutement. De la sorte, la possibilité de recruter des personnes souffrant d'épisode aigu serait augmentée. Afin d'identifier les différents effets de la MV sur la lombalgie aiguë et chronique, le recrutement d'un plus grand nombre de participants présentant un épisode aigu est nécessaire.

Perspectives de recherche

Perspectives à court terme

À la lumière des résultats obtenus avec ces travaux, les recherches futures devraient être orientées vers la mesure des effets de la MV à plus long terme. Les données recueillies entre les résultats après 24 heures et une semaine suivant la MV pourraient être corrélées avec les résultats cliniques. La persistance des changements physiologiques observés pourrait expliquer en partie les résultats cliniques obtenus avec cette thérapie manuelle.

L'étude de la relation entre la dose et les changements physiologiques provoqués par la MV est également une avenue à explorer. En effet, la dose influencerait la réponse neuromusculaire pendant la MV. À titre d'exemple, Nougrou et al. (Nougrou, Dugas, Deslauriers, Page et Descarreaux, 2013) ainsi que Pagé et al. (Pagé, Nougrou, Dugas et Descarreaux, 2014) ont récemment montré que l'activité musculaire des muscles paraspinaux pendant la MV augmente de façon proportionnelle avec la force de prétension utilisée, la vitesse de la manœuvre ainsi que la force maximale induite lors de l'impulsion. Ces travaux ne renseignent pas sur l'impact clinique de ces réponses, mais pourraient permettre une catégorisation des sujets lors de prochaines études. Une relation entre les effets de la MV et la répétition de la manœuvre dans le temps pourrait également renseigner sur l'impact de la MV sur les résultats cliniques à moyen et long terme.

Dans les travaux de Nougrou et al. (Nougrou et al., 2013), la standardisation de la manœuvre est assurée par un moteur commandé par une boucle

d'asservissement. La dose induite est donc uniforme à chaque essai, et ce, pour chaque participant. L'utilisation de cet outil automatisé lors de prochaines études est donc fortement recommandée.

Afin d'augmenter la puissance statistique des résultats, l'étude d'une population regroupant un plus grand nombre de participants serait également de mise. Les effets mesurés représenteraient davantage la population en général. L'utilisation de techniques plus précises est également proposée. L'acquisition de signaux à l'aide de l'EMG implantée pourrait préciser les résultats en captant l'information d'un seul muscle à la fois. Cette technique permet également la réduction du bruit (physiologique et électromagnétique) causé par les structures avoisinantes et l'environnement (Stokes et al., 2003). L'emploi de cette technologie représente toutefois un défi technique étant donné le caractère dynamique de la tâche et l'administration d'une MV lors de l'expérimentation. L'EMG implantée est également une technique plus invasive. Parallèlement, l'échographie musculo-squelettique s'avère un outil fort intéressant à considérer. Non invasif, il permet de visualiser précisément les muscles et leur activité (Darrieutort-Laffite et al., 2014; Kim et al., 2013). Il apparaît être une avenue intéressante pour de futures recherches. Enfin, afin de vérifier si la modulation de l'activité musculaire produit un effet local sur la cinématique, l'étude segmentaire du mouvement lombopelvien et sa comparaison avec les résultats EMG sont conseillées. De la sorte, les changements cinématiques observés chez les personnes atteintes de lombalgie pourront être mieux compris.

Perspectives à long terme

Malgré l'effort déployé par la communauté scientifique, aucune avancée n'a permis de réduire de façon importante la prévalence et les coûts associés à cette problématique musculosquelettique. Les personnes atteintes de lombalgie non spécifique forment un groupe très hétérogène dans lequel il est trop souvent difficile de poser un diagnostic précis. L'origine de la douleur peut tout aussi bien provenir du disque, des facettes articulaires, des ligaments ou des racines nerveuses (Refshauge et Maher, 2006). Devant ce fait, de nombreux chercheurs proposent une catégorisation de patients atteints de lombalgie afin d'établir un pronostic de façon plus efficace (Bouter, van Tulder et Koes, 1998; Deyo, Battie, Beurskens, Bombardier, Croft, Koes, Malmivaara, Roland, Von Korff et Waddell, 1998).

Plusieurs stratégies de catégorisation ont déjà été proposées. À titre d'exemple, notons la catégorisation des patients établie en fonction des patrons de douleur lombaire, de la présentation des symptômes, des capacités fonctionnelles, des facteurs psychosociaux et de la réponse au premier traitement (Axen, Rosenbaum, Robech, Larsen et Leboeuf-Yde, 2005; Axen, Rosenbaum, Robech, Wren et Leboeuf-Yde, 2002; Coste, Lefrancois, Guillemin et Pouchot, 2004; Fritz, Childs et Flynn, 2005; Henschke, Maher, Refshauge, Herbert, Cumming, Bleasel, York, Das et McAuley, 2008; Jellema, van der Windt, van der Horst, Twisk, Stalman et Bouter, 2005; Pincus, Vogel, Burton, Santos et Field, 2006; Schmidt, Rechter, Hansen, Andreasen et Overvad, 2008). Toutes ces études ont permis d'établir les profils cliniques typiques des patients présentant un bon ou un mauvais pronostic pour diverses interventions cliniques.

Plusieurs études ont permis d'identifier les caractéristiques neuromécaniques des patients atteints de douleur lombaire. Ces études suggèrent, entre autres, des adaptations neuromusculaires complexes en présence de douleur lombaire chronique. Parmi celle-ci, citons l'augmentation de l'activité myoélectrique des érecteurs du rachis, la persistance de l'activité musculaire des muscles antagonistes au mouvement, la modification du rythme lombopelvien et des stratégies de production de force et de mouvement du tronc. D'autres adaptations neuromusculaires tels une fatigabilité musculaire accrue des paraspinaux, une diminution de la force maximale, des délais d'activation des muscles stabilisateurs du tronc et une augmentation de la fatigabilité des muscles extenseurs de la hanche ont été également rapportées (Ahern, Follick, Council, Laser-Wolston et Litchman, 1988; Colloca et al., 2005; da Silva, Arsenault, Gravel, Lariviere et de Oliveira, 2005; Descarreaux, Blouin et Teasdale, 2004; 2005; 2005; Esola et al., 1996; Hodges, 2001; Kankaanpaa, Taimela, Laaksonen, Hanninen et Airaksinen, 1998; Luoto, Taimela, Hurri et Alaranta, 1999). La plupart des changements observés chez les gens atteints de lombalgies chroniques sont robustes et facilement reproductibles. Ils découlent probablement d'une adaptation à la persistance des symptômes douloureux et sont difficilement réversibles. Par surcroît, il semble que, tout comme pour les observations et mesures cliniques, des sous-catégories de patients puissent être identifiées sur la base de ces variables neuromécaniques. Ces sous-groupes de patients ont pu être identifiés par l'étude des stratégies de production de force et de mouvement du tronc, de réponses à la douleur expérimentale, du PFR et des ratios de forces des muscles du tronc (Descarreaux et al., 2004; 2005; Dubois et al., 2011;

Sihvonen, Partanen, Hanninen et Soimakallio, 1991; Triano et Schultz, 1987). Ces observations, trop fréquentes pour être considérées anecdotiques, doivent être étudiées plus systématiquement puisqu'aucune étude, à ce jour, ne s'est attardée à la valeur pronostique de ces différentes variables.

En étudiant plus profondément les caractéristiques neuromécaniques des patients atteints de lombalgie, la catégorisation des patients en sous-groupes pourrait alors devenir possible. L'étude du comportement des sous-groupes permettrait alors l'établissement d'un pronostic réaliste ainsi que l'optimisation du plan de traitement.

V. CONCLUSION

Le fardeau socio-économique associé à la lombalgie motive la recherche de solutions efficaces afin de diminuer la prévalence de cette affection. Malgré plusieurs propositions de traitement, aucune approche universellement efficace n'a encore été identifiée. Il semblerait que la MV soit efficace pour le traitement de ce type de problème, bien que pour l'instant les recherches scientifiques ne rapportent que de petits effets positifs comparables à plusieurs autres approches thérapeutiques. Malgré les difficultés relatives à l'identification définitive d'ingrédient actif pouvant expliquer les résultats cliniques, cette étude montre que la MV peut moduler l'activité musculaire de la réponse de flexion-relaxation lombaire chez les personnes atteintes de douleur lombaire. On peut également conclure que la MV a un effet sur la douleur et la fatigue musculaire provoquées par la répétition de la tâche de flexion-extension. La MV ne semble cependant pas avoir d'effet important sur le mouvement du tronc et plus particulièrement sur celui des régions lombaire et pelvienne. Toutefois, une évaluation plus précise de la cinématique segmentaire pourrait révéler des changements localisés découlant des modifications de l'activité musculaire engendrées par la MV. Les prochaines études fondamentales portant sur les mécanismes d'action de la MV devraient entre autres s'attarder aux effets de la MV à plus long terme, l'évaluation de la dose nécessaire pour provoquer ces effets

ainsi que la corrélation des changements physiologiques avec les résultats cliniques. La catégorisation des sujets en sous-groupes est également prometteuse en ce qui a trait au pronostic ainsi qu'à l'élaboration d'un plan de traitement efficace. Ces perspectives de recherche préciseront sans doute les mécanismes à l'origine des résultats cliniques.

RÉFÉRENCES

- Ahern DK, Follick MJ, Council JR, Laser-Wolston N et Litchman H (1988). Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain* 34(2), 153-160.
- Axen I, Rosenbaum A, Robech R, Larsen K et Leboeuf-Yde C (2005). The Nordic back pain subpopulation program: can patient reactions to the first chiropractic treatment predict early favorable treatment outcome in nonpersistent low back pain? *J Manipulative Physiol Ther* 28(3), 153-158.
- Axen I, Rosenbaum A, Robech R, Wren T et Leboeuf-Yde C (2002). Can patient reactions to the first chiropractic treatment predict early favorable treatment outcome in persistent low back pain? *J Manipulative Physiol Ther* 25(7), 450-454.
- Bicalho E, Setti JA, Macagnan J, Cano JL et Manffra EF (2010). Immediate effects of a high-velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low-back pain subjects. *Man Ther* 15(5), 469-475.
- Bouter LM, van Tulder MW et Koes BW (1998). Methodologic issues in low back pain research in primary care. *Spine (Phila Pa 1976)* 23(18), 2014-2020.
- Bryans R, Descarreaux M, Duranleau M, Marcoux H, Potter B, Ruegg R, Shaw L, Watkin R et White E (2011). Evidence-based guidelines for the chiropractic

- treatment of adults with headache. *J Manipulative Physiol Ther* 34(5), 274-289.
- Cassidy JD, Cote P, Carroll LJ et Kristman V (2005). Incidence and course of low back pain episodes in the general population. *Spine (Phila Pa 1976)* 30(24), 2817-2823.
- Chou R, Qaseem A, Snow V, Casey D, Cross JT, Jr., Shekelle P et Owens DK (2007). Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. *Ann Intern Med* 147(7), 478-491.
- Chou R et Shekelle P (2010). Will this patient develop persistent disabling low back pain? *JAMA* 303(13), 1295-1302.
- Colloca CJ et Hinrichs RN (2005). 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.
- Colloca CJ et Keller TS (2001). Electromyographic reflex responses to mechanical force, manually assisted spinal manipulative therapy. *Spine (Phila Pa 1976)* 26(10), 1117-1124.
- Coste J, Lefrancois G, Guillemin F et Pouchot J (2004). Prognosis and quality of life in patients with acute low back pain: insights from a comprehensive inception cohort study. *Arthritis Rheum* 51(2), 168-176.
- da Silva RA, Jr., Arsenault AB, Gravel D, Lariviere C et de Oliveira E, Jr. (2005). Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain

- subjects: a comparative study of 3 assessment protocols. *Arch Phys Med Rehabil* 86(4), 722-729.
- Dagenais S, Caro J et Haldeman S (2008). A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J* 8(1), 8-20.
- Darrietort-Laffite C, Hamel O, Glemarec J, Maugars Y et Le Goff B (2014). Ultrasonography of the lumbar spine: Sonoanatomy and practical applications. *Joint Bone Spine*.
- Delitto A, George SZ, Van Dillen LR, Whitman JM, Sowa G, Shekelle P, Denninger TR et Godges JJ (2012). Low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 42(4), A1-57.
- Demoulin C, Crielaard JM et Vanderthommen M (2007). Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: a literature review. *Joint Bone Spine* 74(1), 9-13.
- Descarreaux M, Blouin JS et Teasdale N (2004). Force production parameters in patients with low back pain and healthy control study participants. *Spine (Phila Pa 1976)* 29(3), 311-317.
- Descarreaux M, Blouin JS et Teasdale N (2005). Isometric force production parameters during normal and experimental low back pain conditions. *BMC Musculoskelet Disord* 6, 6.
- Descarreaux M, Blouin JS et Teasdale N (2005). Repositioning accuracy and movement parameters in low back pain subjects and healthy control subjects. *Eur Spine J* 14(2), 185-191.

- Descarreaux M, Lafond D et Cantin V (2010). Changes in the flexion-relaxation response induced by hip extensor and erector spinae muscle fatigue. *BMC Musculoskelet Disord* 11, 112.
- Descarreaux M, Nougrou F et Dugas C (2013). Standardization of spinal manipulation therapy in humans: development of a novel device designed to measure dose-response. *J Manipulative Physiol Ther* 36(2), 78-83.
- DeVocht JW, Pickar JG et Wilder DG (2005). Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: a descriptive study. *J Manipulative Physiol Ther* 28(7), 465-471.
- Deyo RA, Battie M, Beurskens AJ, Bombardier C, Croft P, Koes B, Malmivaara A, Roland M, Von Korff M et Waddell G (1998). Outcome measures for low back pain research. A proposal for standardized use. *Spine (Phila Pa 1976)* 23(18), 2003-2013.
- Dubois JD, Piche M, Cantin V et Descarreaux M (2011). Effect of experimental low back pain on neuromuscular control of the trunk in healthy volunteers and patients with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 21(5), 774-781.
- Dunn KM et Croft PR (2004). Epidemiology and natural history of low back pain. *Eura Medicophys* 40(1), 9-13.
- Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK et Siegler S (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 21(1), 71-78.
- Falla D (2004). Unravelling the complexity of muscle impairment in chronic neck pain. *Man Ther* 9(3), 125-133.

- Fransen M, Woodward M, Norton R, Coggan C, Dawe M et Sheridan N (2002). Risk factors associated with the transition from acute to chronic occupational back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 27(1), 92-98.
- Fritz JM, Childs JD et Flynn TW (2005). Pragmatic application of a clinical prediction rule in primary care to identify patients with low back pain with a good prognosis following a brief spinal manipulation intervention. *BMC Fam Pract* 6(1), 29.
- Ge HY, Nie H, Graven-Nielsen T, Danneskiold-Samsøe B et Arendt-Nielsen L (2012). Descending pain modulation and its interaction with peripheral sensitization following sustained isometric muscle contraction in fibromyalgia. *European journal of pain* 16(2), 196-203.
- George SZ, Bishop MD, Bialosky JE, Zeppieri G, Jr. et Robinson ME (2006). Immediate effects of spinal manipulation on thermal pain sensitivity: an experimental study. *BMC Musculoskelet Disord* 7, 68.
- Haavik H et Murphy B (2012). The role of spinal manipulation in addressing disordered sensorimotor integration and altered motor control. *J Electromyogr Kinesiol* 22(5), 768-776.
- Hasebe K, Sairyo K, Hada Y, Dezawa A, Okubo Y, Kaneoka K et Nakamura Y (2013). Spino-pelvic-rhythm with forward trunk bending in normal subjects without low back pain. *Eur J Orthop Surg Traumatol*.
- Henchoz Y, Tetreau C, Abboud J, Piche M et Descarreaux M (2013). Effects of noxious stimulation and pain expectations on neuromuscular control of the spine in patients with chronic low back pain. *Spine J* 13(10), 1263-1272.

- Henschke N, Maher CG, Refshauge KM, Herbert RD, Cumming RG, Bleasel J, York J, Das A et McAuley JH (2008). Prognosis in patients with recent onset low back pain in Australian primary care: inception cohort study. *BMJ* 337, a171.
- Herzog W, Scheele D et Conway PJ (1999). Electromyographic responses of back and limb muscles associated with spinal manipulative therapy. *Spine (Phila Pa 1976)* 24(2), 146-152; discussion 153.
- Hodges PW (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* 141(2), 261-266.
- Holm S, Indahl A et Solomonow M (2002). Sensorimotor control of the spine. *J Electromyogr Kinesiol* 12(3), 219-234.
- Hoy D, Brooks P, Blyth F et Buchbinder R (2010). The Epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 24(6), 769-781.
- Huisman PA, Speksnijder CM et de Wijer A (2013). The effect of thoracic spine manipulation on pain and disability in patients with non-specific neck pain: a systematic review. *Disabil Rehabil* 35(20), 1677-1685.
- Ianuzzi A et Khalsa PS (2005). High loading rate during spinal manipulation produces unique facet joint capsule strain patterns compared with axial rotations. *J Manipulative Physiol Ther* 28(9), 673-687.
- Indahl A, Kaigle AM, Reikeras O et Holm SH (1997). Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine (Phila Pa 1976)* 22(24), 2834-2840.

Jellema P, van der Windt DA, van der Horst HE, Twisk JW, Stalman WA et Bouter LM (2005). Should treatment of (sub)acute low back pain be aimed at psychosocial prognostic factors? Cluster randomised clinical trial in general practice. *BMJ* 331(7508), 84.

Johansson H et Sojka P (1991). Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: a hypothesis. *Med Hypotheses* 35(3), 196-203.

Kankaanpaa M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O et Airaksinen O (1998). Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil* 79(4), 412-417.

Kawchuk GN, Prasad NG, McLeod RC, Liddle T, Li T et Zhu Q (2006). Variability of force magnitude and force duration in manual and instrument-based manipulation techniques. *J Manipulative Physiol Ther* 29(8), 611-618.

Kent PM et Keating JL (2005). The epidemiology of low back pain in primary care. *Chiropr Osteopat* 13, 13.

Kim KH, Cho SH, Goo BO et Baek IH (2013). Differences in Transversus Abdominis Muscle Function between Chronic Low Back Pain Patients and Healthy Subjects at Maximum Expiration: Measurement with Real-time Ultrasonography. *J Phys Ther Sci* 25(7), 861-863.

Lalanne K, Lafond D et Descarreaux M (2009). Modulation of the Flexion-Relaxation Response by Spinal Manipulative Therapy: A Control Group

- Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 32(3), 203-209.
- Lehman G (2012). Kinesiological research: the use of surface electromyography for assessing the effects of spinal manipulation. *J Electromyogr Kinesiol* 22(5), 692-696.
- Luoto S, Taimela S, Hurri H et Alaranta H (1999). Mechanisms explaining the association between low back trouble and deficits in information processing. A controlled study with follow-up. *Spine (Phila Pa 1976)* 24(3), 255-261.
- Manchikanti L (2000). Epidemiology of low back pain. *Pain Physician* 3(2), 167-192.
- Marieb EN et Hoehn K (2010). Anatomie et physiologie humaines. Saint-Laurent, Québec, Éditions du Renouveau pédagogique.
- Mayer TG, Neblett R, Brede E et Gatchel RJ (2009). The quantified lumbar flexion-relaxation phenomenon is a useful measurement of improvement in a functional restoration program. *Spine (Phila Pa 1976)* 34(22), 2458-2465.
- McClure PW, Esola M, Schreier R et Siegler S (1997). Kinematic analysis of lumbar and hip motion while rising from a forward, flexed position in patients with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 22(5), 552-558.
- McGill S, Juker D et Kropf P (1996). Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 11(3), 170-172.

- Millan M, Leboeuf-Yde C, Budgell B et Amorim MA (2012). The effect of spinal manipulative therapy on experimentally induced pain: a systematic literature review. *Chiropr Man Therap* 20(1), 26.
- Millan M, Leboeuf-Yde C, Budgell B et Amorim MA (2012). The effect of spinal manipulative therapy on experimentally induced pain: a systematic literature review. *Chiropractic & manual therapies* 20(1), 26.
- Millan M, Leboeuf-Yde C, Budgell B, Descarreaux M et Amorim MA (2012). The effect of spinal manipulative therapy on spinal range of motion: a systematic literature review. *Chiropr Man Therap* 20(1), 23.
- Millan M, Leboeuf-Yde C, Budgell B, Descarreaux M et Amorim MA (2012). The effect of spinal manipulative therapy on spinal range of motion: a systematic literature review. *Chiropractic & manual therapies* 20(1), 23.
- Murphy B, Taylor HH et Marshall P (2010). The effect of spinal manipulation on the efficacy of a rehabilitation protocol for patients with chronic neck pain: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther* 33(3), 168-177.
- Murphy BA, Marshall PW et Taylor HH (2010). The cervical flexion-relaxation ratio: reproducibility and comparison between chronic neck pain patients and controls. *Spine (Phila Pa 1976)* 35(24), 2103-2108.
- Nachemson AL (1992). Newest knowledge of low back pain. A critical look. *Clin Orthop Relat Res*(279), 8-20.
- Neblett R, Mayer TG, Brede E et Gatchel RJ (2010). Correcting abnormal flexion-relaxation in chronic lumbar pain: responsiveness to a new biofeedback training protocol. *Clin J Pain* 26(5), 403-409.

- Nougarou F, Dugas C, Deslauriers C, Page I et Descarreaux M (2013). Physiological responses to spinal manipulation therapy: investigation of the relationship between electromyographic responses and peak force. *J Manipulative Physiol Ther* 36(9), 557-563.
- O'Sullivan P (2005). Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther* 10(4), 242-255.
- O'Sullivan P, Dankaerts W, Burnett A, Chen D, Booth R, Carlsen C et Schultz A (2006). Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine (Phila Pa 1976)* 31(17), 2009-2016.
- Olson M, Solomonow M et Li L (2006). Flexion-relaxation response to gravity. *J Biomech* 39(14), 2545-2554.
- Olson MW, Li L et Solomonow M (2004). Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 19(8), 769-776.
- Owens EF, Jr., Gudavalli MR et Wilder DG (2011). Paraspinal muscle function assessed with the flexion-relaxation ratio at baseline in a population of patients with back-related leg pain. *J Manipulative Physiol Ther* 34(9), 594-601.
- Pagé I, Nougarou F, Dugas C et Descarreaux M (2014). The effect of spinal manipulation impulse duration on spine neuromechanical responses. *Journal of Canadian Chiropractic Association Sous-Pressé*.
- Passmore SR et Descarreaux M (2012). Performance based objective outcome measures and spinal manipulation. *J Electromyogr Kinesiol* 22(5), 697-707.

- Peterson DH et Bergmann TF (2002). *Chiropractic technique : principles and procedures. 2nd ed.* St. Louis.
- Pickar JG (2002). Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J* 2(5), 357-371.
- Pickar JG et Bolton PS (2012). Spinal manipulative therapy and somatosensory activation. *J Electromyogr Kinesiol* 22(5), 785-794.
- Pincus T, Vogel S, Burton AK, Santos R et Field AP (2006). Fear avoidance and prognosis in back pain: a systematic review and synthesis of current evidence. *Arthritis Rheum* 54(12), 3999-4010.
- Posadzki P et Ernst E (2011). Spinal manipulations for cervicogenic headaches: a systematic review of randomized clinical trials. *Headache* 51(7), 1132-1139.
- Refshauge KM et Maher CG (2006). Low back pain investigations and prognosis: a review. *Br J Sports Med* 40(6), 494-498.
- Rha DW, Shin JC, Kim YK, Jung JH, Kim YU et Lee SC (2011). Detecting local twitch responses of myofascial trigger points in the lower-back muscles using ultrasonography. *Arch Phys Med Rehabil* 92(10), 1576-1580 e1571.
- Schmidt I, Rechter L, Hansen VK, Andreasen J et Overvad K (2008). Prognosis of subacute low back pain patients according to pain response. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 17(1), 57-63.

- Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O et Soimakallio S (1991). Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil* 72(13), 1080-1087.
- Solomonow M, Baratta RV, Banks A, Freudenberger C et Zhou BH (2003). Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(4), 273-279.
- Stokes IA, Henry SM et Single RM (2003). Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(1), 9-13.
- Symons BP, Herzog W, Leonard T et Nguyen H (2000). Reflex responses associated with activator treatment. *J Manipulative Physiol Ther* 23(3), 155-159.
- Tahan N, Arab AM, Arzani P et Rahimi F (2013). Relationship between ultrasonography and electromyography measurement of abdominal muscles when activated with and without pelvis floor muscles contraction. *Minerva Med* 104(6), 625-630.
- Tetreau C, Dubois JD, Piche M et Descarreaux M (2012). Modulation of pain-induced neuromuscular trunk responses by pain expectations: a single group study. *J Manipulative Physiol Ther* 35(8), 636-644.
- Triano JJ et Schultz AB (1987). Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine (Phila Pa 1976)* 12(6), 561-565.
- van der Windt DA et Dunn KM (2013). Low back pain research - Future directions. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 27(5), 699-708.

- Walker BF (2000). The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord* 13(3), 205-217.
- Wallwork TL, Hides JA et Stanton WR (2007). Intrarater and interrater reliability of assessment of lumbar multifidus muscle thickness using rehabilitative ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther* 37(10), 608-612.
- Woolf AD et Pfleger B (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ* 81(9), 646-656.