

## Table des matières

|   |      |
|---|------|
| Sommaire .....  | iii  |
| Liste des tableaux .....  | x    |
| Liste des figures .....   | xi   |
| Remerciements .....   | xiii |
| Introduction .....  | 1    |
| Chapitre 1. Contexte théorique .....  | 6    |
| 1. Le muscle et la fonction sensorimotrice .....                                  | 7    |
| 1.1 Fonctions générales des muscles squelettiques .....                           | 7    |
| 1.2 Types de récepteurs sensoriels .....  | 9    |
| 1.2.1 Fuseaux neuromusculaires .....  | 9    |
| 1.2.2 Organes tendineux de Golgi .....  | 12   |
| 1.2.3 Récepteurs sensoriels de la peau .....                                      | 13   |
| 1.2.4 Récepteurs sensoriels des articulations .....                               | 15   |
| 1.2.5 Synthèse de l'intégration des afférences sensorielles .....                 | 16   |
| 1.3 Activité réflexe du muscle squelettique .....                                 | 18   |
| 2. Douleurs lombaires .....   | 20   |
| 2.1 Définition et catégories de douleur .....                                     | 20   |
| 2.2 Épidémiologie des douleurs lombaires .....                                    | 22   |
| 2.3 Physiologie et modèles biomécaniques conceptuels des douleurs lombaires ..... | 24   |
| 2.4 Déficits sensorimoteurs associés aux douleurs lombaires chroniques .....      | 27   |
| 2.4.1 Les études sur les tâches de pointage du tronc .....                        | 29   |
| 2.4.2 Les études sur les ajustements posturaux anticipatoires .....               | 36   |
| 2.4.3 Les études sur la pondération des afférences sensorielles .....             | 39   |
| 2.4.4 Les études sur la redistribution de l'activité musculaire .....             | 42   |
| 2.5 Douleur lombaire et fatigue musculaire .....                                  | 44   |
| 3. Vibration .....  | 47   |
| 3.1 Historique de la vibration .....  | 47   |
| 3.2 Définition de la vibration .....  | 51   |
| 3.3 Types de vibration .....  | 52   |
| 3.4 Transmission de la vibration .....  | 54   |
| 3.5 Choix de la fréquence de vibration .....                                      | 55   |

|  |  |     |
|--|--|-----|
| 3.6  | Effets neurophysiologiques de la vibration ..... | 58  |
| 3.7  | Effet de la vibration locale sur la force .....  | 63  |
| 3.7.1  | Membres supérieurs.....                          | 63  |
| 3.7.2  | Membres inférieurs.....                          | 64  |
| 3.8  | Effets de la vibration sur la douleur .....      | 66  |
| 4.   | Hypothèses de recherche.....                     | 70  |
| Chapitre 2. Trunk isometric force production parameters during <i>erector spinae</i><br>muscle vibration at different frequencies..... |  |     |
| 1.   | Abstract.....                                    | 75  |
| 2.   | Introduction.....                                | 76  |
| 3.   | Methods.....                                     | 79  |
| 3.1  | Participants .....                               | 79  |
| 3.2  | Preparatory procedures .....                     | 80  |
| 3.3  | Muscle vibration protocol.....                   | 82  |
| 3.4  | Data and statistical analyses .....              | 85  |
| 4.   | Results.....                                     | 86  |
| 5.   | Discussion .....                                 | 88  |
| 5.1  | Clinical applications .....                      | 93  |
| 5.2  | Study limitations.....                           | 93  |
| 6.   | Conclusion .....                                 | 94  |
| 7.   | References.....                                  | 96  |
| Chapitre 3. Sensorimotor control during peripheral muscle vibration: an<br>experimental study .....                                    |  |     |
| 1.   | Abstract .....                                   | 104 |
| 2.   | Introduction.....                                | 105 |
| 3.   | Materials and methods .....                      | 108 |
| 3.1  | Study participants .....                         | 108 |
| 3.2  | Dynamometer device.....                          | 108 |
| 3.3  | Experimental task .....                          | 109 |
| 3.4  | Vibration stimulation.....                       | 110 |
| 3.5  | Force reproduction task .....                    | 111 |

|   |                                     |     |
|---|-------------------------------------|-----|
| 3.6   | Data and statistical analyses ..... | 113 |
| 4.  | Results.....                        | 114 |
| 5.  | Discussion .....                    | 117 |
| 5.1   | Clinical implications.....          | 121 |
| 5.2   | Limitations.....                    | 122 |
| 6.  | Conclusion .....                    | 123 |
| 7.  | References.....                     | 124 |
| Chapitre 4. The effects of vibration and muscle fatigue on trunk sensorimotor control in low back pain patients ..... |                                     |     |
| 1.  | Abstract .....                      | 134 |
| 2.  | Introduction.....                   | 136 |
| 3.  | Methods.....                        | 139 |
| 3.1   | Participants .....                  | 139 |
| 3.2   | Clinical outcomes .....             | 140 |
| 3.3   | Preparatory procedures.....         | 141 |
| 3.4   | Muscle vibration protocol.....      | 143 |
| 3.5   | Electromyography .....              | 146 |
| 3.6   | Data and statistical analyses ..... | 147 |
| 4.  | Results.....                        | 149 |
| 4.1   | Motor performance .....             | 149 |
| 4.2   | Electromyography .....              | 152 |
| 5.  | Discussion .....                    | 154 |
| 5.1   | Chronic pain effects.....           | 154 |
| 5.2   | Vibration effects .....             | 155 |
| 5.3   | Muscle fatigue and vibration .....  | 156 |
| 5.4   | Electromyography .....              | 158 |
| 5.5   | Clinical considerations .....       | 159 |
| 5.6   | Limitations.....                    | 160 |
| 6.  | Conclusion .....                    | 161 |
| 7.  | References.....                     | 162 |

|  |     |
|--|-----|
| Chapitre 5. Discussion générale.....   | 169 |
| 1. Recherches futures .....  | 176 |
| Chapitre 6. Conclusion.....  | 178 |
| Références .....   | 181 |
| Appendice A. Questionnaire d'évaluation de l'indice de l'activité physique et de<br>loisir (Baecke-f) .....              | 198 |
| Appendice B. Questionnaire d'évaluation des douleurs lombaires et de l'incapacité<br>(Oswestry modifié version 2.0)..... | 201 |
| Appendice C. Questionnaire Tampa de la kinésiophobie (TSK-CF).....   | 204 |
| Appendice D. Échelle de perception de l'effort de Borg .....   | 206 |

## Liste des tableaux

### *Liste des tableaux dans le Chapitre 2 :*

#### Tableau

- 1 Basic data on study participants ..... 80
- 2 Mean ( $\pm$ SD) Time to Peak Torque (TPT) in ms, Variable Errors (VE), Constant Errors (CE), and Absolute Errors (AE) in Nm for the three vibration conditions in trunk extension ..... 88

### *Liste des tableaux dans le Chapitre 3 :*

#### Tableau

- 1 Mean Time to Peak Torque (TPT) in ms, Variable Errors (VE), Constant Errors (CE), and Absolute Errors (AE) in Nm for the three vibration conditions, and SD ..... 117

### *Liste des tableaux dans le Chapitre 4 :*

#### Tableau

- 1 Basic data on cLBP and healthy study participants..... 141
- 2 Level of perceived exertion during the fatigue protocol ..... 146
- 3 Mean ( $\pm$ SD) constant error (CE), variable error (VE), absolute error (AE) in Nm, and time to peak torque (TPT) in ms for each group..... 152
- 4 Mean ( $\pm$ SD) sEMG median time-frequency slope at L1 and L4-5 levels and modified Sorensen total holding time in sec for both groups..... 153

## Liste des figures

### *Liste des figures dans le Chapitre 1 :*

#### Figure

|  |    |
|--|----|
| 1 Composantes du fuseau neuromusculaire et de la fibre intrafusale (Adaptée de Principles of Neural Science by Kandel, Schwartz & Jessell, 2000) ..... | 10 |
| 2 Aperçu des différentes catégories de lombalgie selon la durée de la douleur (Adaptée de Morel Fatio, M. et al. (2014, Septembre).....                | 21 |
| 3 Modèle conceptuel de stabilisation lombaire proposé par Panjabi (2006).....  | 26 |
| 4 Chaise vibrante développée et utilisée par Kellogg au Battle Creek Sanitarium dans les années 1880.....  | 49 |
| 5 Propriétés mécaniques d'une onde vibratoire.....   | 52 |
| 6 Différents types de vibration .....  | 53 |
| 7 L'activité temporelle du RTV (Adaptée de Latash, 2002) .....   | 59 |

### *Liste des figures dans le Chapitre 2 :*

#### Figure

|   |    |
|---|----|
| 1 Testing position in neutral standing posture with and without mechanical vibration.....   | 82 |
| 2 Experimental set-up for location of the applied vibration.....  | 83 |
| 3 Standard timeline of one block of trials. The sequence in which each block of trials was presented was counterbalanced across participants.....                               | 84 |
| 4 Example of one participant's peak torque tracings in trunk extension representing one block.....  | 85 |
| 5 Comparison of mean constant errors in trunk extension task for each vibration condition: no vibration, 30 Hz vibration, and 80 Hz vibration (mean $\pm$ standard error) ..... | 87 |

*Liste des figures dans le Chapitre 3 :*

Figure

|   |   |     |
|---|---|-----|
| 1 | Testing position with the ankle in a neutral position with and without mechanical vibration.....  | 109 |
| 2 | Standard timeline of one block of trials. The sequence in which each block of trials was presented was counterbalanced across participants.....   | 112 |
| 3 | Example of one participant's peak torque tracings in plantar flexion representing one block.....  | 113 |
| 4 | Comparison of mean constant errors for each vibration condition: no vibration, 30-Hz vibration, and 80-Hz vibration for both trunk extension and plantar flexion tasks (mean $\pm$ standard error)..... | 116 |

*Liste des figures dans le Chapitre 4 :*

Figure

|   |  |     |
|---|--|-----|
| 1 | Testing position in neutral standing posture with and without erector spinae vibration.....                                      | 143 |
| 2 | Precise timeline of the experiment .....   | 145 |
| 3 | Illustration of a modified version of the Sorensen endurance test .....  | 145 |
| 4 | Comparison of mean constant errors for both groups in each condition (mean $\pm$ standard error) .....                           | 150 |
| 5 | Comparison of mean absolute errors for both groups in each condition (mean $\pm$ standard error) .....                           | 151 |
| 6 | Means and standard deviations of the sEMGRMS activity of the erector spinae at L4-5 level for both groups in each condition..... | 154 |

## Remerciements

Cette étape importante de ma vie n'aurait pu se réaliser sans le support inconditionnel de ma famille. Diane et Jean, je ne vous remercierai jamais assez pour vos encouragements, vos conseils et votre aide à plusieurs niveaux. Depuis mon enfance, vous m'avez enseigné force de caractère, persévérance, détermination et politesse. Merci de m'aider à réaliser mes rêves.

Je ne pourrais passer sous silence l'importante contribution de mon directeur de recherche, Martin C. Normand, lors de mon séjour à l'Université du Québec à Trois-Rivières. Merci "Mart" d'avoir eu confiance en moi dès le début, de m'avoir pris sous ton aile, et de m'avoir encouragé pendant toute la durée de ma formation. Durant ces années, j'ai trouvé en toi bien plus qu'un simple directeur de thèse, mais un bon ami. De toi "Mart" je retiens ton sens exceptionnel de la gestion du temps, ton jugement rationnel, de même que tes précieux conseils de vie et conseils professionnels. Les discussions et les échanges ont toujours été enrichissants et m'ont permis d'appréhender d'autres dimensions.

Je salue et remercie tout particulièrement mon co-directeur Martin Descarreaux. Un professeur-chercheur de première qualité qui a su me transmettre très rapidement les rouages du métier. Merci Martin de m'avoir soutenu et guidé à tous les niveaux de mon parcours. C'est avec beaucoup de plaisir et de chance que j'ai pu réaliser ce travail de doctorat sous ta direction. Ton efficacité légendaire, ta rigueur intellectuelle, ton



dynamisme et ta disponibilité demeureront toujours ta marque de commerce. Je crois sincèrement que tous les étudiants aux cycles supérieurs auraient avantage à être dirigés par un professeur-chercheur qui vise continuellement l'excellence comme toi.

Je veux exprimer ma reconnaissance aux gens que j'ai rencontrés durant mes années d'études post-graduées et qui m'ont aidé, chacun à leur manière : Pierre, pour ses images faites sur mesures; Vincent et Claude, pour leurs conseils, l'attention accordée et les discussions dans un moment plus difficile en particulier. Je tiens également à remercier la Fondation Chiropratique du Québec qui m'a apporté un support financier constant. Finalement, mes remerciements s'adressent à tous mes collègues de laboratoire : Jacques, François, Isa, J-D, Laura et Jean-Sébastien, Michel et Catherine. Je garde un souvenir impérissable de vous tous. Continuez votre bon travail et gardez votre sens de l'humour, je ne suis pas inquiet du futur qui vous attend! Ces cinq années ont passé beaucoup trop vite...

## **Introduction**

L'utilisation de la vibration à des fins thérapeutiques remonte à l'époque de la Grèce antique où les gens enrroulaient une feuille de tissu autour de la région anatomique douloureuse. Cette feuille était reliée à une scie flexible qui permettait de transmettre des vibrations mécaniques. Ce n'est qu'au milieu des années 1900 que les recherches scientifiques sur la vibration se sont amorcées. De plus en plus, on voit un intérêt marqué et grandissant pour la vibration tant dans le domaine de la réadaptation que dans le domaine de l'entraînement physique, que cette vibration soit induite localement ou encore à l'aide d'une plateforme vibrante. Les recherches actuelles montrent que la vibration appliquée sur un muscle ou un tendon peut induire des réponses spécifiques qui peuvent être exploitées à des fins thérapeutiques pour les affections musculosquelettiques. Jumelée à un entraînement, la stimulation par vibration permet d'augmenter l'activité musculaire, la force, de même que la puissance musculaire comparativement au même type d'entraînement sans vibration (D. J. Cochrane, 2011). Cependant, les normes d'utilisation et les réponses neurophysiologiques découlant de la vibration sont méconnues et demeurent contradictoires. Jusqu'à ce jour, plusieurs groupes de recherche ont tenté de trouver des réponses à ces questions bien précises. Il est généralement admis que la vibration stimule de façon très sélective les fuseaux neuromusculaires, ce qui peut provoquer dans certains cas un réflexe de contraction monosynaptique : le réflexe tonique de vibration (RTV). Certains chercheurs suggèrent que ce réflexe puisse induire une plus grande activation musculaire (Cardinale & Bosco,

2003). Ce RTV procurerait également une augmentation de l'excitabilité des motoneurones (J. Rittweger, Mutschelknauss, & Felsenberg, 2003), une augmentation de la température intramusculaire (Issurin & Tenenbaum, 1999), une augmentation de la sécrétion hormonale de testostérone et de l'hormone de croissance via l'axe hypothalamo-hypophysaire (Cardinale & Bosco, 2003).

Les muscles jouent un rôle essentiel lors de la production de mouvements et dans ce sens, une compréhension claire de la physiologie neuromusculaire est nécessaire. Quelques études se sont d'ailleurs intéressées aux liens possibles entre le contrôle des mouvements et l'utilisation des informations proprioceptives provenant des muscles lorsque l'on applique une vibration musculotendineuse. Les chercheurs, pour réaliser ces différentes études, ont principalement utilisé des protocoles où les participants devaient réaliser une tâche de pointage afin d'étudier comment ces participants se comportaient sous l'influence d'une stimulation vibratoire. Plus spécifiquement, les études s'intéressant aux paramètres de production de la force lors de la vibration ont été conduites sur les extrémités, tandis que très peu d'études sur le tronc ont été menées. Ce manque de recherches fondamentales affecte la généralisation des effets de la vibration et limite son utilisation pour les protocoles de réadaptation des troubles musculosquelettiques de la colonne vertébrale.

Le contrôle de la production d'une force et de sa variabilité est souvent considéré comme un facteur principal de plusieurs modèles conceptuels visant à comprendre les

comportements moteurs. L'objectif principal de cette thèse est donc d'approfondir les connaissances des effets de la vibration locale sur les aspects du contrôle de la motricité du tronc et de la réponse musculaire. Plus spécifiquement, les résultats obtenus permettront de déterminer si l'application de la vibration sur un groupe musculaire peut avoir la capacité de modifier les paramètres de production de forces isométriques. À long terme, ces résultats permettront d'apporter une contribution originale à la compréhension des mécanismes qui sous-tendent les effets thérapeutiques de la vibration chez les patients atteints de lombalgies chroniques. Cette thèse présente, sous la forme de trois articles scientifiques, les résultats des travaux de recherche menés à l'Université du Québec à Trois-Rivières dans le cadre du Doctorat continuum d'études en psychologie (profil Recherche).

La première section du premier chapitre présente de façon exhaustive les concepts d'anatomie fonctionnelle déjà très bien connus par la communauté scientifique. Cette section servira à bien outiller le lecteur en définissant les différentes fonctions sensorimotrices des muscles squelettiques, en s'attardant particulièrement aux différents récepteurs sensoriels, aux processus d'intégration des afférences sensorielles et enfin, à l'activité réflexe du muscle. De plus, ces concepts faciliteront la compréhension des aspects neuromusculaires associés à la vibration sur lesquelles s'appuient les études fondamentales présentées dans cette thèse. La deuxième section définit les différentes catégories de douleurs lombaires, résume les données épidémiologiques actuelles, présente les modèles biomécaniques conceptuels de douleurs lombaires, les études

scientifiques sur les déficits sensorimoteurs qui accompagnent les affections du rachis lombaire et enfin, l'association avec la fatigue musculaire. La troisième section présente l'historique d'utilisation de la vibration, les différentes propriétés de cet outil de stimulation, les effets neurophysiologiques connus à ce jour, de même que diverses études sur l'effet de la vibration sur la force ainsi que sur la perception de la douleur. Les Chapitres 2, 3 et 4 présentent les études expérimentales réalisées de façon chronologique dans le cadre de cette thèse doctorale. Enfin, le cinquième chapitre présente une synthèse des résultats obtenus dans ces trois études tout en les intégrant aux connaissances actuelles du domaine étudié. De plus, cette dernière partie discute des retombées possibles pour le développement futur des applications pratiques ainsi que des orientations que pourraient prendre les recherches fondamentales et cliniques dans le domaine.

**Chapitre 1**  
Contexte théorique

## **1. Le muscle et la fonction sensorimotrice**

Les propriétés morphologiques du muscle squelettique lui permettent de générer force et mouvement. En raison des différentes structures qui le composent, le muscle est également considéré comme une source importante d'informations sensorimotrices nécessaire au contrôle postural et à la réalisation de tâches motrices spécifiques. Les récepteurs sensoriels musculaires et articulaires recueillent et transmettent des informations qui sont intégrées à différents niveaux du système nerveux central. Les principaux récepteurs concernés sont : le fuseau neuromusculaire, l'organe tendineux de Golgi (OTG) et les récepteurs articulaires. Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes intéressés spécifiquement à la vibration musculotendineuse en tant qu'outil de stimulation du système sensorimoteur. L'objectif de cette section n'est pas de revoir la fonction physiologique du muscle, mais plutôt de s'attarder à son rôle dans le contrôle sensorimoteur. Il est donc essentiel, dans un premier temps, d'aborder brièvement les fonctions générales des muscles squelettiques, mais également de faire un survol de la physiologie des récepteurs sensoriels et de l'activité réflexe du muscle.

### **1.1 Fonctions générales des muscles squelettiques**

Les muscles squelettiques se présentent comme un organe recouvrant le squelette et correspondent à environ 40 % de la masse corporelle. Les fibres d'un muscle squelettique sont la principale composante du muscle. Bien qu'ils soient activés par des



influx nerveux incluant des réflexes, les muscles squelettiques sont également appelés muscles volontaires puisqu'ils forment le seul type de muscle soumis à la volonté dans le corps humain. Les muscles squelettiques exercent plusieurs fonctions importantes : produire le mouvement, s'opposer au mouvement, maintenir la posture, stabiliser les articulations, et produire de la chaleur qui maintient l'organisme à une température adéquate (Marieb & Hoehn, 2010). Les structures macroscopiques des muscles squelettiques comprennent le ventre du muscle, les tendons et les gaines de tissu conjonctif (aponévroses). Ensemble, ils déterminent l'action du muscle en question et influencent sa réaction à l'étirement (Marieb & Hoehn, 2010).

Puisqu'un des objectifs de cette thèse est d'étudier l'effet de la fatigue musculaire sur le contrôle sensorimoteur en présence de vibration, une compréhension des mécanismes de recrutement des unités motrices est également essentielle. Le muscle squelettique est innervé par au moins un nerf moteur, qui est constitué des axones de centaines de motoneurones. Ainsi, le complexe formé par un motoneurone et toutes les fibres musculaires qu'il dessert est appelé unité motrice. L'activation des unités motrices se fait dans un ordre bien déterminé et est connue sous le nom du *principe de taille* (Henneman, 1957, 1981). Ce principe stipule que les unités motrices possédant les fibres musculaires les plus petites sont commandées par de petits motoneurones au seuil d'excitabilité très faible. C'est généralement ces unités motrices qui sont activées les premières. Les unités motrices qui répondent à cette définition sont les unités motrices de type I et elles développent des forces très faibles. Au fur et à mesure que la force de

contraction augmente, des unités motrices possédant des fibres musculaires au diamètre de plus en plus élevé sont activées. Celles-ci sont mieux connues sous le nom d'unités motrices de type II et peuvent produire une force de contraction jusqu'à 50 fois supérieures aux unités motrices de type I (Marieb & Hoehn, 2010). Elles possèdent donc un seuil de sensibilité plus élevé, et ne sont activées que si une contraction plus forte est nécessaire.

Le taux de décharge des unités motrices recrutées au moment initial de la contraction demeure plus élevé que celles recrutées plus tard, et ce, à n'importe quel moment de la contraction musculaire. Ce système de contrôle hiérarchique décrit un mécanisme qui permet une économie efficace d'énergie en réduisant la fatigue des unités motrices de type II recrutées plus tardivement, mais qui ont une force de contraction plus élevée. La contribution relative du recrutement des unités motrices peut varier selon les muscles durant des contractions isométriques (De Luca & Contessa, 2012).

## **1.2 Types de récepteurs sensoriels**

**1.2.1 Fuseaux neuromusculaires.** Les fuseaux neuromusculaires sont des mécanorécepteurs disposés parallèlement aux fibres du muscle. Ces récepteurs sensoriels sont sensibles à l'allongement du muscle et à la vibration traduisant les stimuli mécaniques en influx nerveux. Ils jouent donc un rôle de premier plan pour les réponses réflexes et la proprioception, et n'ont aucun rôle mécanique sur la force développée par

le muscle (P. B. C. Matthews, 1964). Chaque fuseau neuromusculaire regroupe trois composantes principales : (1) un groupe de fibres intrafusales contractiles à l'exception de leur partie équatoriale; (2) un récepteur sensoriel qui provient de la région centrale de la fibre intrafusale et qui est constitué par un complexe formé des axones des afférences sensorielles de type Ia et de type II; et (3) une terminaison motrice myélinisée gamma de petit diamètre qui innerve la portion contractile de la fibre intrafusale (voir Figure 1).

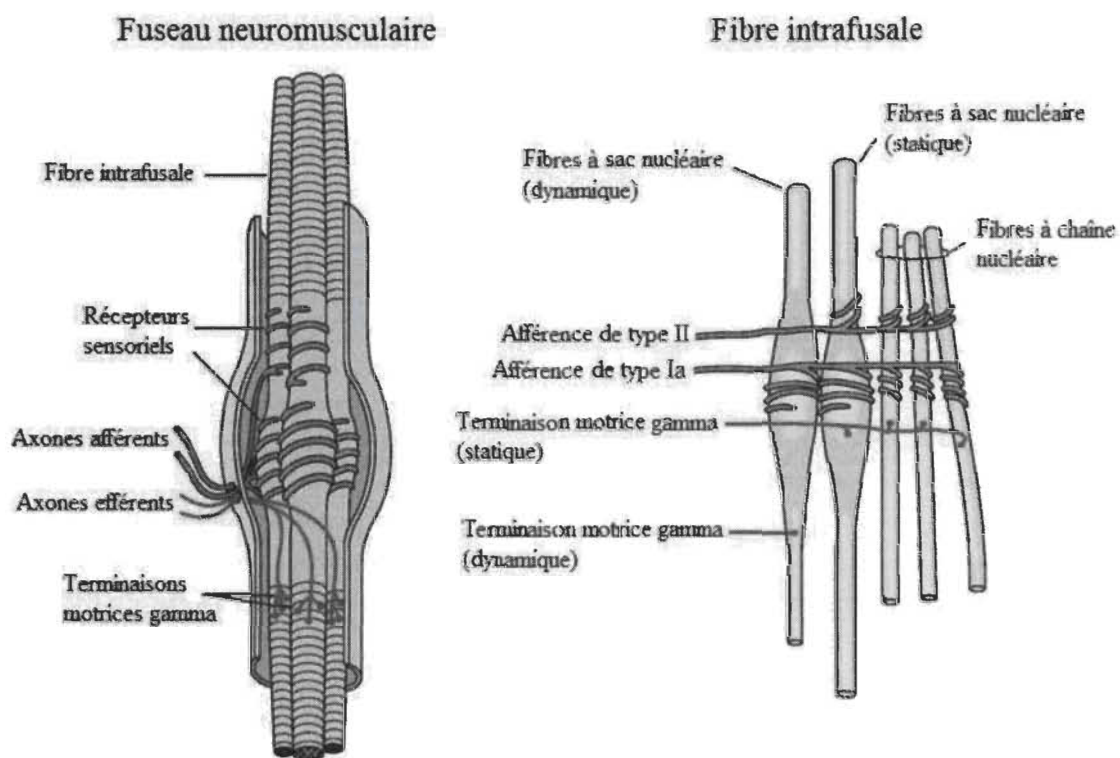


Figure 1. Composantes du fuseau neuromusculaire et de la fibre intrafusale (Adaptée de Principles of Neural Science by Kandel, Schwartz, & Jessell, 2000).

Puisque les fuseaux neuromusculaires sont disposés parallèlement aux fibres extrafusales qui constituent le corps principal du muscle, les fibres intrafusales sont

soumises aux mêmes variations de longueur que le muscle. Ainsi, lorsque les fibres intrafusales s'étirent, les récepteurs sensoriels s'activent et augmentent le taux de décharge des afférences. À l'inverse, lorsqu'un muscle se raccourcit, l'activation de ces récepteurs diminue (Marieb & Hoehn, 2010).

Les récepteurs sensoriels des afférences primaires (Ia) sont sensibles à l'étirement du muscle, mais également à la vitesse d'étirement de ce dernier. Lors d'un étirement rapide du muscle, le taux de décharge est plus élevé et indique la sensibilité des récepteurs à la vitesse d'étirement. Cette propriété s'explique par l'origine de l'afférence Ia qui prend racine à la fois sur les fibres à sac dynamique, statique et les fibres à chaîne nucléaire (Durbaba, Taylor, Ellaway, & Rawlinson, 2003). Les récepteurs des afférences secondaires (II) sont seulement sensibles à l'étirement du muscle. La structure et le comportement fonctionnel des fuseaux neuromusculaires sont considérablement plus complexes et vont plus loin que cette simple description. Lorsqu'un muscle s'étire, deux phases sont présentes dans le changement de longueur : une phase dynamique (période durant laquelle la longueur change), et une phase statique (lorsque le muscle se stabilise à sa nouvelle longueur). Les spécialisations structurelles de chaque composante du fuseau neuromusculaire permettent de signaler les aspects distincts de chacune de ces deux phases.

L'innervation motrice des fibres intrafusales se fait par l'entremise du motoneurone gamma. Quant à lui, le motoneurone alpha a pour rôle d'innover les fibres extrafusales

du muscle qui participent à la contraction. L'activation du motoneurone gamma provoque plutôt un raccourcissement de la région polaire de la fibre intrafusale et ajuste ainsi leur sensibilité à l'étirement. La stimulation des fibres intrafusales permet de transmettre en permanence au système nerveux central l'état d'étirement du muscle. La sensibilité des fuseaux neuromusculaires peut être augmentée par les efférences du motoneurone gamma provenant du système nerveux central, ajustant ainsi la longueur des fuseaux en fonction de l'état d'étirement du muscle (Marieb & Hoehn, 2010). Une étude récente réalisée par Dimitriou (2014) a montré que cette sensibilité des fuseaux neuromusculaires à l'étirement pouvait également être influencée par l'équilibre entre l'activité d'un muscle étiré et son antagoniste. Concrètement, les résultats ont montré que la décharge des fuseaux ne dépendait pas seulement du niveau d'étirement du muscle étiré, mais également du niveau d'activation du muscle antagoniste. Les auteurs ont émis l'hypothèse selon laquelle cet effet inhibiteur puisse limiter la production du réflexe d'étirement pendant l'exécution d'un mouvement volontaire.

**1.2.2 Organes tendineux de Golgi.** Les OTG sont localisés à la jonction du muscle et du tendon. Leur architecture se caractérise par un regroupement de fibres de collagène encapsulées qui est innervé par une fibre nerveuse se démyélinisant à son point d'entrée dans la capsule. Ils sont associés à une fibre afférente Ib et sont sensibles à la tension du tendon lorsque le muscle se contracte. Les OTG ont pour rôle principal de limiter le muscle dans le développement des tensions trop importantes et ainsi de s'endommager. Par le biais des afférences Ib qui font synapses avec les interneurones inhibiteurs, les

OTG réduisent l'activité des motoneurones alpha et préviennent le plein potentiel d'activation et de production de la force des muscles agonistes. Cette inhibition prévient la tension excessive possible à l'intérieur du muscle qui peut survenir lors d'un changement important de longueur (Jami, 1992; Marieb & Hoehn, 2010). Le groupe de recherche mené par Kistemaker et ses collaborateurs (Kistemaker, Van Soest, Wong, Kurtzer, & Gribble, 2013) a récemment suggéré que la contribution des OTG pouvait fournir des informations proprioceptives nécessaires au contrôle postural et lors de tâches dynamiques spécifiques. À l'aide de plusieurs algorithmes, les auteurs ont d'ailleurs conclu qu'un modèle de contrôle sensorimoteur se limitant seulement aux afférences provenant des fuseaux neuromusculaires n'était pas réaliste, car il négligerait une partie importante de l'information proprioceptive.

**1.2.3 Récepteurs sensoriels de la peau.** Une des critiques courantes qui concerne l'étude des effets neurophysiologiques de la vibration musculotendineuse découle de sa capacité potentielle d'activer certains récepteurs cutanés. Est-ce que les afférences des récepteurs cutanés s'intègrent dans les voies spinales et peuvent influencer les réponses motrices sous l'influence de la vibration? Et si oui, à quel niveau spécifiquement cette intégration se produit-elle? Pour répondre à ces questions, il est nécessaire d'aborder le rôle des différents récepteurs sensoriels de la peau potentiellement sensibles à la vibration.

La peau possède plusieurs récepteurs tels que les corpuscules de Meissner et les disques de Merkel qui sont localisés superficiellement. Les corpuscules de Meissner sont particulièrement sensibles au toucher léger (tact) et plus particulièrement à la détection des objets en mouvement sur la peau (pression dynamique) et des basses fréquences de vibration (sensibilité maximale entre 30-50 Hz). Les disques de Merkel sont des mécanorécepteurs encapsulés sensibles à la pression statique verticale (en intensité et en durée), mais pas aux déplacements latéraux (V. G. Macefield, 2005). Les corpuscules de Ruffini, localisés dans le derme, sont responsables de la détection d'une pression soutenue sur la peau et de l'étirement de celle-ci (déformation), mais également de son intensité et sa durée. Les corpuscules de Pacini sont des récepteurs encapsulés qui détectent le début et la fin d'une pression mécanique très adaptée et sont sensibles aux pressions et aux vibrations de hautes fréquences (sensibilité maximale entre 200 à 300 Hz). Si la pression demeure constante, la fréquence des potentiels diminue (Latash & Zatsiorsky, 2001; Marieb & Hoehn, 2010; McGlone & Reilly, 2010). Quelques études scientifiques suggèrent que la peau puisse avoir une fonction sensorimotrice dans le contrôle postural et la locomotion (Inglis, Kennedy, Wells, & Chua, 2002; Meyer, Oddsson, & De Luca, 2004a, 2004b; R. Roll, Kavounoudias, & Roll, 2002). Par exemple, l'étude réalisée par Kavounoudias et ses collaborateurs (2001) a montré que la réponse des récepteurs cutanés plantaires serait effective plus précocement que celle des récepteurs musculotendineux impliqués dans la proprioception lors d'une tâche posturale. De plus, certains récepteurs sensoriels cutanés, comme les corpuscules de Pacini situés sous la plante des pieds, permettraient de fournir des indications sur la

façon dont le poids corporel s'exerce sur les deux soles plantaires, et ainsi de participer au maintien du contrôle postural (McKeon & Hertel, 2007). Il est important de mentionner que la sensibilité maximale aux fréquences de vibration diffère pour les corpuscules de Meissner et les corpuscules de Pacini, et que les fréquences de vibrations choisies dans le cadre de cette thèse (30 et 80 Hz) correspondent à des plages optimales pour la décharge des fuseaux neuromusculaires (Fallon & Macefield, 2007) qui sont en dehors des seuils connus des récepteurs cutanés. On ne peut cependant exclure la possible activation de ces récepteurs, mais à des niveaux moindres, pour des fréquences en dehors des seuils d'activation mentionnés ci-haut. Le choix des différentes fréquences de vibration sera repris en détail dans la section 3.5 du Chapitre 1.

**1.2.4 Récepteurs sensoriels des articulations.** Les récepteurs articulaires sont des mécanorécepteurs qui jouent un rôle dans le contrôle sensorimoteur et la kinesthésie en fournissant des informations proprioceptives au système nerveux central (Latash & Zatsiorsky, 2001). Au niveau de la capsule articulaire et des ligaments, quatre mécanorécepteurs sont sensibles aux changements d'angles de l'articulation. Parmi eux, on retrouve les corpuscules de Pacini, les corpuscules de Ruffini, les OTG et les terminaisons nerveuses libres. Localisés à cet endroit, ces récepteurs ont une morphologie similaire, mais ils possèdent des particularités différentes de leurs contreparties tactiles. Les corpuscules de Pacini détectent l'information liée aux mouvements de l'articulation et leur adaptation est rapide, car ils signalent le mouvement du membre. Les corpuscules de Ruffini donnent quant à eux des



renseignements sur l'angle de l'articulation et leur adaptation est plutôt lente, car ils renseignent sur la position du membre (J. P. Roll, 1994). Les OTG articulaires traitent l'information relative à la production de force générée au niveau de l'articulation. Enfin, les terminaisons nerveuses libres interviennent dans les sensations douloureuses qui proviennent de l'articulation. Plusieurs auteurs considèrent la sensibilité articulaire comme particulièrement importante pour les régulations motrices et l'élaboration du sens du mouvement (Clark, Burgess, Chapin, & Lipscomb, 1985; Edin & Abbs, 1991; V. G. Macefield, 2005).

Il existe d'autres types de récepteurs, tels que les thermorécepteurs répondant aux variations de température, les nocicepteurs répondant aux stimulations douloureuses, et les chémorécepteurs répondant à diverses molécules et substances chimiques. Tous ces récepteurs peuvent contribuer aux différentes réponses neurophysiologiques, mais leur contribution n'est pas complètement élucidée encore à ce jour.

**1.2.5 Synthèse de l'intégration des afférences sensorielles.** Les informations somesthésiques gagnent le système nerveux central par les voies de la sensibilité consciente et sont transmises au cortex cérébral afin qu'elles soient décodées et intégrées (Kandel, Schwartz, & Jessell, 2000). Au fur et à mesure de leur progression vers les centres supérieurs, les voies de la sensibilité consciente peuvent être à l'origine de boucles réflexes influençant la motricité somatique. Spécifiquement, la sensibilité consciente est transmise par la voie lemniscale qui assure la transmission des influx

nerveux des récepteurs périphériques jusqu'au système nerveux central. Les différentes fonctions identifiées par les récepteurs sensoriels de la peau et des articulations suggèrent toutefois l'existence de processus d'intégration distincts et séparés pour les afférences de chaque récepteur au niveau du système nerveux central (K. O. Johnson, 2001). Les informations sensorielles sont codées, puis véhiculées jusqu'au cortex somesthésique primaire. Ces informations sont mémorisées et peuvent participer à la formation d'une image corporelle et au contrôle du tonus musculaire et des mouvements. La fonction principale des voies lemniscales est de transmettre au système nerveux central les informations sensorielles des modalités vibratoires de basse fréquence (corpuscule de Meissner) et de haute fréquence (corpuscule de Pacini), le tact et la pression de la peau (corpuscules de Merkel et Ruffini), de même que les informations sensorielles issues des articulations et des muscles (Lam & Pearson, 2002; V. G. Macefield, 2005). Lors de la production ou du maintien d'une force sous l'influence de la vibration, il peut donc y avoir une co-activation de plusieurs récepteurs sensoriels, mais à des niveaux d'activation bien différents en fonction du choix de la fréquence de vibration. De par l'implication des récepteurs sensoriels, on ne peut attribuer l'origine du sens ou de la perception de l'effort qu'à l'activation d'un seul de ces récepteurs (Jami, 1992; J. P. Roll, 1994), comme les fuseaux neuromusculaires ou les OTG. Il semble plus que probable que les commandes motrices puissent s'établir sur la base d'un traitement conjoint d'informations sensorielles, permettant la production et le maintien d'une force musculaire. Toutefois, les preuves scientifiques nous permettent de croire que le niveau d'activation des récepteurs cutanés, articulaires, et des OTG semble très modeste

comparativement aux fuseaux neuromusculaires lorsque l'on applique une vibration musculotendineuse (Burke, Hagbarth, Lofstedt, & Wallin, 1976a; 1976b; Fallon & Macefield, 2007; J. P. Roll, Vedel, & Ribot, 1989).

### **1.3 Activité réflexe du muscle squelettique**

Les réflexes sont des réactions musculaires stéréotypées et involontaires à un stimulus sensoriel. L'activité réflexe du muscle permet notamment de maintenir un niveau adéquat de tension musculaire, contribuant ainsi au maintien postural et à l'exécution des mouvements. Une activité réflexe est produite par un arc réflexe qui prend origine d'une afférence sensorielle sensible à un stimulus externe afin d'induire une contraction musculaire. L'arc réflexe consiste donc en un mécanisme de réponse intégrée du système nerveux central sans intervention du cerveau et de la volonté consciente. Les réflexes qui impliquent une seule synapse centrale sont appelés monosynaptiques, ceux impliquant deux ou trois synapses sont appelés oligosynaptiques, et ceux impliquant plusieurs synapses sont appelés polysynaptiques. Chaque réflexe comprend un temps de réaction entre le stimulus sensoriel et la contraction musculaire. Ce temps de réaction est mieux connu sous le nom de latence du réflexe et consiste au temps de conduction combiné de l'afférence sensorielle, de l'intégration centrale et de l'efférence motrice. Le temps de conduction dépend évidemment de la vitesse du potentiel d'action, du diamètre et de la longueur de la fibre nerveuse. Pour sa part, le temps d'intégration centrale dépend du nombre de synapses

impliquées dans le réflexe (MacIntosh, Gardiner, & McComas, 2006; Marieb & Hoehn, 2010).

Les réflexes spinaux prennent approximativement 10 à 20 msec à se produire. Pour les réflexes supraspinaux, le temps de latence du réflexe peut prendre jusqu'à 50 msec et plus (Jones, Round, & de Hann, 2004). Un exemple typique de réflexe monosynaptique est le réflexe ostéotendineux. Lorsque le muscle subit un étirement non sollicité, les fuseaux neuromusculaires transmettent une impulsion nerveuse jusqu'à la moelle épinière, où la fibre afférente sensitive fait synapse directement avec le motoneurone alpha de la corne antérieure, et envoie une efférence motrice aux fibres musculaires. Ce réflexe comprend également une voie polysynaptique, via un interneurone inhibiteur, qui entraîne le relâchement du muscle antagoniste. Un autre exemple de réflexe monosynaptique provoqué par l'application d'une vibration sur un muscle est le réflexe tonique de vibration (Hagbarth & Eklund, 1966; P. B. Matthews, 1966). Les propriétés de ce réflexe seront couvertes à la section 3.6 du Chapitre 1.

Certaines pathologies, a priori sans rapport direct, qui intègrent les différentes notions relatives aux composantes neuromusculaires présentées dans ce chapitre, peuvent engendrer des douleurs musculosquelettiques très localisées. La prochaine section met en lumière l'entité clinique de douleur musculosquelettique en se concentrant principalement sur la région lombaire.

## 2. Douleurs lombaires

### 2.1 Définition et catégories de douleur

La lombalgie peut se définir comme une douleur ou gêne fonctionnelle se situant entre la douzième côte et le pli fessier, associée ou non à des irradiations au niveau des membres inférieurs (Woolf & Pfleger, 2003). Elle compte parmi les problèmes de santé les plus fréquents au Canada (Schultz & Kopec, 2003). L'histoire naturelle des lombalgies est généralement décrite à l'aide d'une classification en trois phases : aiguë, subaiguë et chronique (Bogdok & McGuirk, 2002). La lombalgie est dite aiguë lorsque les symptômes se déroulent sur une période de 6 semaines et moins, subaiguë si elle persiste entre 6 à 12 semaines. Au-delà de 12 semaines, on considère que la lombalgie est chronique (Murphy, 2006). Lorsque la lombalgie se présente comme une suite d'épisodes aigus survenant de façon plus ou moins irrégulière (moins de la moitié des jours sur une période de 12 mois) entrecoupée de périodes asymptomatiques, on parle alors d'une lombalgie récurrente (Von Korff, 1994; Woolf & Pfleger, 2003). La Figure 2 représente les différentes catégories de douleurs lombaires selon la durée des symptômes. L'histoire naturelle d'un épisode douloureux se caractérise généralement par une diminution progressive des symptômes sur une période de 4 à 6 semaines (durant la phase aiguë) (Frank et al., 1996). Il est à noter qu'environ 5 à 10 % des patients atteints de lombalgies développeront une condition chronique (Gore, Sadosky, Stacey, Tai, & Leslie, 2012; Nguyen, Poiraudau, Revel, & Papelard, 2009). On différencie également les lombalgies spécifiques (présentant une cause clairement identifiée : hernie discale, sténose foraminale, infection, fracture, tumeur, etc.) des

lombalgies non-spécifiques (signifiant qu'aucune lésion majeure ne peut expliquer les douleurs).

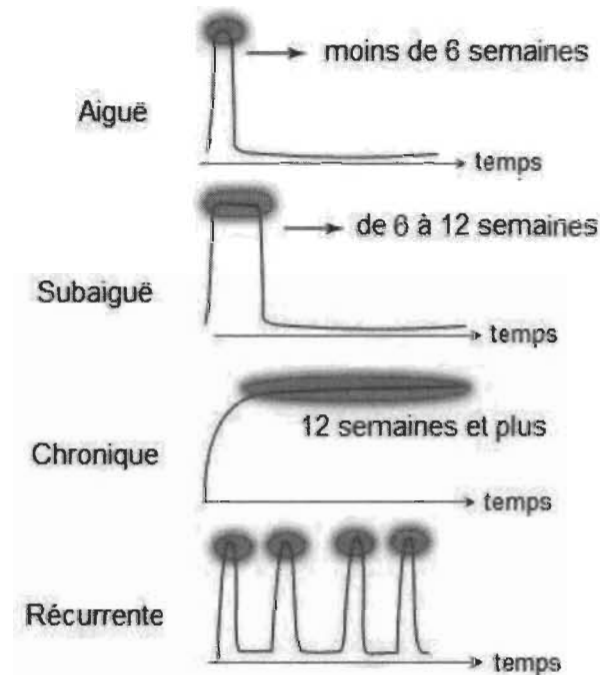


Figure 2. Aperçu des différentes catégories de lombalgie selon la durée de la douleur (Adaptée de Morel Fatio, M. et al. (2014, Septembre)) Repérée à [http://www.lombalgie.fr/comprendre/definitions/lombalgies\\_communes.htm](http://www.lombalgie.fr/comprendre/definitions/lombalgies_communes.htm).

Les mécanismes sous-jacents reliés à la transition de la lombalgie aiguë à chronique ne sont pas complètement élucidés encore à ce jour. La mise en évidence et l'évaluation des facteurs prédictifs du passage à la chronicité, de même que le dépistage précoce des patients susceptibles de développer une douleur chronique est une obligation si l'on souhaite réduire le poids de l'invalidité liée aux douleurs lombaires. L'étude de Genêt et ses collaborateurs (2006) présente de façon isolée, six facteurs régulièrement impliqués dans l'évolution chronique des lombalgies : (1) les facteurs personnels (âge,

sexe, poids, indice de masse corporelle); (2) les facteurs propres à la maladie; (3) les facteurs professionnels (inadaptation physique et insatisfaction professionnelle); (4) les facteurs socioéconomiques (faible niveau de scolarité, d'éducation et de ressources); (5) les facteurs médico-légaux (prise en charge au titre d'accident du travail, ou tout autre litige médico-légal); et (6) les facteurs psychologiques (statut psychologique global déficient, dépression et faible capacité du patient à faire face à sa condition). Enfin, bien que la combinaison des facteurs prédictifs biomécaniques et psychosociaux semble contribuer simultanément au passage de la chronicité lombaire, ces facteurs demeurent néanmoins difficiles à identifier et à évaluer dans le cadre d'une intervention clinique simple.

## **2.2 Épidémiologie des douleurs lombaires**

Les lombalgies touchent une grande majorité de la population et représentent le problème de santé le plus fréquent dans les pays industrialisés (Hildebrandt, 1995). Environ 80 % des personnes souffriront au moins une fois d'un épisode de lombalgie au cours de leur vie (Andersson, 1999; Hoy et al., 2010). Une récente revue de la littérature fournissant 996 estimations de prévalence pour 54 pays rapporte une prévalence globale moyenne (sans égard à la période de prévalence) de 31 %, indépendamment du type de lombalgie, et une prévalence ponctuelle (chiffré à un jour donné) de 18,3 % (Hoy et al., 2012). La prévalence globale moyenne de la lombalgie semble plus élevée chez la femme toutes catégories d'âge confondues. Par ailleurs, la prévalence semble varier en fonction de l'âge avec un maximum entre 40 et 80 ans (Hoy et al., 2012). Cependant, on

sait aussi que la prévalence est assez élevée chez les jeunes adultes et les adolescents (Calvo-Munoz, Gomez-Conesa, & Sanchez-Meca, 2013; Lardon, Leboeuf-Yde, Le Scanff, & Wedderkopp, 2014; Leboeuf-Yde & Kyvik, 1998).

Au Québec, les statistiques sur les affections de la colonne vertébrale proviennent principalement d'un organisme de compensation pour les travailleurs : la Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST). Pour l'année 2007, la CSST estime avoir déboursé plus de 500 millions de dollars canadiens uniquement pour les affections touchant l'ensemble de la colonne vertébrale (CSST, 2008). Pour les années 2008 à 2011, les affections de la colonne vertébrale ont représenté plus de 30 % de l'ensemble des problématiques de santé indemnisées par la CSST, la région lombaire étant touchée environ 60,1 % du temps (CSST, 2012). La nature de la lésion (non-spécifique) la plus fréquente est l'entorse lombaire, représentant à elle seule 76,9 % des diagnostics observés au cours de ces quatre années (CSST, 2012). Dans plus de 90 % des cas, la cause de la douleur n'est généralement pas identifiée (lombalgie non-spécifique) (Chou et al., 2007; Deyo & Weinstein, 2001). On attribue une majeure partie des coûts aux fréquentes récurrences qui caractérisent les affections chroniques du rachis lombaire. Bien que le pourcentage de lombalgies passant à la chronicité soit relativement faible, les coûts d'indemnisation reliés aux douleurs chroniques demeurent toutefois les plus élevés (Gore et al., 2012; Hashemi, Webster, Clancy, & Volinn, 1997). Considérant la prévalence élevée et l'impact socioéconomique relié aux douleurs lombaires chroniques, on note depuis plusieurs années un nombre grandissant de travaux de recherche portant



sur cette problématique. Les recherches scientifiques sont nombreuses et ont pour objectifs de mieux comprendre le développement et l'évolution de la lombalgie. Plus particulièrement, bon nombre de chercheurs s'intéressent aux mécanismes contribuant à la chronicité de la douleur, aux divers déficits associés à la condition chronique, de même qu'à l'efficacité relative des différentes approches conservatrices offertes. Les études réalisées dans le cadre de cette thèse s'inscrivent donc dans cette logique.

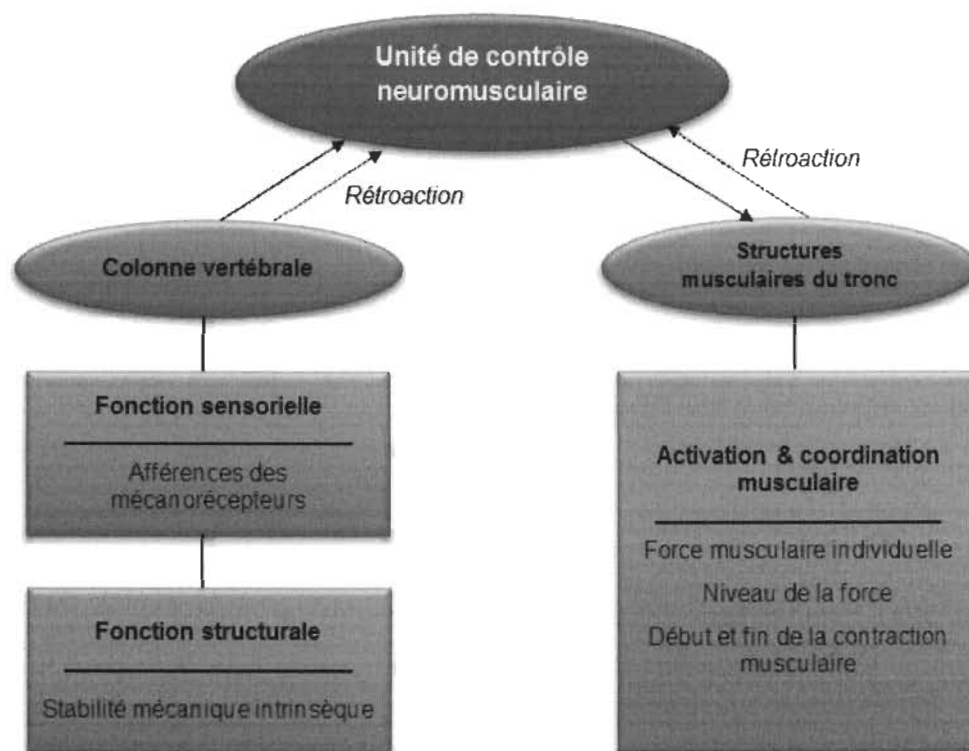
### **2.3 Physiologie et modèles biomécaniques conceptuels des douleurs lombaires**

Les douleurs lombaires peuvent provenir de différentes structures tissulaires de la région lombo-pelvienne. Des études anatomiques et des études sur la provocation de douleur expérimentale (par injection) ont montré que les douleurs lombaires chroniques proviennent majoritairement des disques intervertébraux (Adams, 2004). Les articulations facettaires de la région lombaire seraient responsables de 15 % des cas de douleurs lombaires (Schwarzer, Wang, Bogduk, McNaught, & Laurent, 1995). Pour sa part, l'articulation sacro-iliaque serait responsable des douleurs lombaires dans 30 % des cas de douleurs inférieures aux segments de L5-S1 (Schwarzer, Aprill, & Bogduk, 1995). Les douleurs lombaires semblent donc étroitement associées à une pathologie structurelle. Une modification de la structure de la colonne vertébrale peut modifier l'environnement mécanique et avoir un effet dégénératif direct sur les disques intervertébraux. Certaines personnes sont plus vulnérables à la dégénérescence du rachis, en grande partie en raison de leur prédisposition génétique. Les changements biochimiques reliés à l'âge et l'exposition répétée à différentes surcharges mécaniques

peuvent également influencer la vulnérabilité des tissus de la colonne vertébrale (Adams, 2004). Certains modèles actuellement proposés sont plutôt complexes et intègrent le rôle des structures biomécaniques tissulaires de même que la neurophysiologie de la douleur afin d'expliquer l'apparition des douleurs lombaires. Parmi ceux-ci, Leeuw et ses collaborateurs (Leeuw et al., 2007) ont raffiné un modèle explicatif qui décrit la notion d'appréhension-évitement lors d'un épisode douloureux. Hodges a plutôt décrit un modèle qui était basé les adaptations motrices en présence de douleur musculosquelettique (Hodges, 2011). On retiendra toutefois le modèle de la stabilité lombaire proposé par Panjabi qui est principalement basé sur la fonction sensorimotrice du rachis (Panjabi, 1992).

Panjabi (2006) a raffiné un modèle biomécanique conceptuel de la stabilité lombaire qui regroupe trois sous-systèmes : la colonne vertébrale (tissus passifs), les muscles du tronc (abdominaux et dorsaux), ainsi que l'unité de contrôle neuromusculaire (système nerveux). Plus spécifiquement, la colonne vertébrale est munie de deux fonctions : (1) une fonction structurale qui procure une stabilité mécanique intrinsèque; et (2) une fonction sensorielle qui génère des afférences issues des mécanorécepteurs permettant une rétroaction à l'unité de contrôle neuromusculaire, et qui sert notamment au maintien postural, aux mouvements, et au contrôle de la stabilité de la colonne lombaire lors de la mise en charge. C'est à cette même unité de contrôle qu'incombe la tâche de coordonner l'activation des structures musculaires du tronc (seules structures à pouvoir rapidement modifier de façon importante leur rigidité), et de positionner les segments vertébraux

pour que les éléments passifs participent de façon optimale à la stabilité articulaire. Une augmentation de l'activité musculaire assure donc une stabilité mécanique et permet de soutenir des forces de compression ou de cisaillement plus importantes. La Figure 3 présente ce modèle de stabilisation lombaire.



*Figure 3.* Modèle conceptuel de stabilisation lombaire proposé par Panjabi (2006).

Ce modèle, supporté par un corpus grandissant de connaissances (Panjabi, 2003; Preuss & Fung, 2005), prédit toutefois qu'une lésion des tissus passifs de la colonne vertébrale peut mener à une instabilité articulaire et prédisposer à l'apparition de nouvelles lésions. Pour éviter cette situation, l'unité de contrôle neuromusculaire doit alors coordonner l'action des muscles abdominaux et dorsaux de la colonne vertébrale

lombaire afin de rétablir cette stabilité tout en assurant assez de mobilité pour réaliser les mouvements utilisés dans différentes activités quotidiennes (Reeves, Narenda, & Cholewicki, 2007). Cependant, des déficits au niveau de la proprioception lombaire, des ajustements posturaux dynamiques (Hodges, 2011) et des réponses réflexes (Reeves, Cholewicki, & Milner, 2005) peuvent causer des modifications dans le contrôle neuromusculaire. Ces modifications pourraient théoriquement être responsables de l'apparition d'une première lésion de la colonne lombaire, mais pourraient également perpétuer le problème et favoriser la transition vers la phase chronique. Les différents déficits associés aux douleurs lombaires chroniques seront couverts dans la prochaine section.

#### **2.4 Déficits sensorimoteurs associés aux douleurs lombaires chroniques**

Le contrôle neuromusculaire intègre la capacité de faire des ajustements posturaux dynamiques et de diriger le corps et les membres dans le but de faire un mouvement donné. Le contrôle de la motricité et l'activité musculaire de la région lombaire sont d'ailleurs des déterminants importants dans la gestion des affections liées au système musculosquelettique (Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer, & Erim, 2001). Cette affirmation est basée sur l'hypothèse que la douleur et le mouvement sont intimement liés. Bon nombre de chercheurs s'intéressent particulièrement aux liens possibles entre le contrôle de la motricité, l'intégration des afférences proprioceptives provenant de la région lombaire et le développement des lombalgies chroniques. Toutefois, les

mécanismes qui sous-tendent les adaptations motrices à la douleur lombaire demeurent étonnamment mal compris.

Puisque les différents modèles conceptuels de la douleur lombaire expliquent une relation entre la douleur et l'apparition de déficits sensorimoteurs, plusieurs chercheurs se sont intéressés à l'identification et la quantification de ces déficits dans l'exécution de tâches motrices simples qui s'apparentent le plus aux activités de la vie quotidienne. Parmi ces tâches, les performances des patients aux prises avec une lombalgie chronique ont été étudiées et comparées à celles de participants contrôles dans des tâches de pointage du tronc (Brumagne, Cordo, Lysens, Verschueren, & Swinnen, 2000; Descarreaux, Lalonde, & Normand, 2007; Gill & Callaghan, 1998; Newcomer, Laskowski, Yu, Johnson, & An, 2000; Newcomer, Laskowski, Yu, Larson, & An, 2000; O'Sullivan et al., 2003; Willigenburg, Kingma, Hoozemans, & van Dieen, 2013). Des chercheurs ont également comparé les effets des ajustements posturaux anticipatoires du tronc (Ferreira, Ferreira, & Hodges, 2004; Hodges & Richardson, 1999; MacDonald, Moseley, & Hodges, 2009, 2010) et la pondération des afférences sensorielles lors de tâches posturales (Brumagne, Cordo, & Verschueren, 2004; Brumagne, Janssens, Knapen, Claeys, & Suuden-Johanson, 2008; Claeys, Brumagne, Dankaerts, Kiers, & Janssens, 2011) chez des patients atteints de douleurs lombaires chroniques et chez des participants contrôles. Des travaux de recherche se sont plus récemment intéressés à la redistribution de l'activité musculaire lors de la présence de douleur lombaire (Abboud

et al., 2014; Hodges, 2011, 2014; Hug, Hodges, & Tucker, 2013). Cette section présentera donc un condensé de ces différentes études et de leurs résultats.

**2.4.1 Les études sur les tâches de pointage du tronc.** Gill et Callaghan (1998) ont réalisé une étude portant sur la capacité de repositionnement du tronc en flexion ( $20^{\circ}$ ) chez des patients atteints de lombalgies chroniques en position debout et à quatre pattes. Les auteurs ont choisi d'utiliser cette position afin d'éliminer les afférences proprioceptives en provenance des surfaces plantaires, des hanches et de minimiser les informations provenant du système vestibulaire. Les participants disposaient de 10 essais de familiarisation avant d'effectuer une série de 10 essais expérimentaux qu'ils devaient réaliser en moins de 30 secondes. Les auteurs ont également comparé une tâche de repositionnement du coude à  $80^{\circ}$  de flexion entre les deux groupes afin de déterminer si les différences potentielles entre les groupes seraient dues au processus central de traitement des afférences proprioceptives ou tout simplement à un phénomène local à la région lombaire. Les résultats de l'étude ont montré que les participants des deux groupes étaient légèrement plus précis dans la tâche lorsqu'ils étaient en position debout comparativement à la position à quatre pattes, bien que cette différence ne soit pas significative entre les positions. Lors de la tâche de flexion du tronc, les patients atteints de douleurs lombaires chroniques ont montré une erreur absolue (indicateur du niveau d'imprécision de la tâche) significativement plus élevée que le groupe contrôle dans les deux positions. Les résultats ont également montré que les deux groupes avaient un niveau de performance similaire lors de la tâche de flexion du coude. Les auteurs ont

donc conclu que les patients atteints de douleurs lombaires chroniques présentaient des déficits proprioceptifs propres à la région lombaire qui peuvent être associés à des problèmes mécaniques causés par la douleur, et que ces déficits n'étaient pas compensés par d'autres structures à l'extérieur de la colonne lombaire.

Les travaux menés par le groupe de recherche de Brumagne (2000) ont inclus de la vibration musculotendineuse afin de stimuler sélectivement les afférences Ia provenant des fuseaux neuromusculaires des muscles multifides lombaires lors d'une tâche dynamique de repositionnement du rachis lombo-sacré en position assise. Leur méthodologie s'est principalement appuyée sur les études de Hodges (1996, 1998) qui ont montré que les patients atteints de douleurs lombaires pouvaient présenter des déficits neuromusculaires du muscle transverse de l'abdomen et des muscles multifides lombaires. En appliquant de la vibration locale sur les muscles multifides, les auteurs souhaitent donc déterminer le rôle des fuseaux neuromusculaires de ces muscles lors du contrôle neuromusculaire de la région lombo-sacrée pour les patients atteints de lombalgies chroniques et les comparer à un groupe contrôle. Pour se faire, les auteurs ont utilisé trois mesures servant à quantifier précisément les performances motrices : (1) l'erreur absolue; (2) l'erreur constante; et (3) l'erreur variable. Les résultats de cette étude montrent qu'en l'absence de stimulations vibratoires, les patients aux prises avec des douleurs lombaires chroniques ont montré des différences significatives pour les trois variables comparativement aux participants du groupe contrôle. Les patients atteints de lombalgies ont donc été moins précis et ont montré une plus grande

variabilité lors de la tâche de repositionnement dynamique. Cependant, la stimulation par vibration locale a entraîné une détérioration des paramètres de performances (erreur constante et erreur variable) chez les participants du groupe contrôle. À l'inverse, les patients atteints de lombalgies ont montré une diminution significative de l'erreur constante (augmentation de la précision) et de l'erreur variable (diminution de la variabilité) durant l'application de la vibration. Les auteurs ont donc conclu que les fuseaux neuromusculaires des muscles multifides jouaient un rôle important dans la capacité de repositionnement de la région lombo-sacrée en position assise, et que les patients atteints de douleurs lombaires chroniques semblaient présenter des déficits provenant des afférences des muscles multifides jumelés à des déficits d'intégration de ces afférences sensorielles. Finalement, Brumagne et ses collaborateurs ont clairement suggéré que d'autres études soient menées afin de déterminer les mécanismes qui sous-tendent l'amélioration de la proprioception et du contrôle neuromusculaire de la région lombo-sacrée chez les patients atteints de lombalgies lors de la stimulation par vibration. Les effets neurophysiologiques de la vibration musculotendineuse seront couverts à la section 3.6.

Dans une série de deux études, Newcomer et ses collaborateurs (2000; 2000) ont évalué la performance des patients atteints de lombalgies chroniques et des participants sains lors d'une tâche de repositionnement du rachis lombaire en flexion, en extension, en flexion latérale et en rotation. Afin de quantifier les mouvements, les auteurs ont utilisé un système de repérage des senseurs positionnés à L1 et S1 qui utilise un champ



électromagnétique. Une première étude a été menée au cours de laquelle les participants des deux groupes devaient se tenir debout et reproduire un mouvement allant jusqu'à 50 % de leur amplitude totale dans une direction précise. Les résultats de cette étude n'ont montré aucune différence entre les deux groupes pour tous les plans de mouvement. Les auteurs ont donc émis l'hypothèse que l'utilisation de l'information proprioceptive en provenance des membres inférieurs ait permis aux patients atteints de lombalgies de compenser pour les déficits proprioceptifs de la région lombaire. Le groupe de recherche a donc décidé de réaliser une deuxième étude utilisant les mêmes tâches expérimentales, mais cette fois-ci en fixant les membres inférieurs des participants afin de diminuer leur contribution au mouvement. Les résultats ont indiqué une augmentation significative de l'erreur de repositionnement du tronc en flexion jumelée à une diminution de l'erreur de repositionnement en extension chez les patients atteints de lombalgies chroniques comparativement aux participants du groupe contrôle. Newcomer et ses collaborateurs ont donc conclu que l'augmentation de l'erreur de repositionnement en flexion chez les patients atteints de lombalgies impliquait des déficits de la proprioception, et que la diminution de l'erreur de repositionnement en extension chez ce même groupe pourrait s'expliquer par une hausse de l'activation des mécanorécepteurs articulaires des facettes lombaires dans cette direction (explication provenant de l'étude menée par Dreyer et Dreyfuss (1996)), ce qui permettrait de mieux percevoir la position du corps dans l'espace. Bien qu'intéressante, cette hypothèse ne semble toujours pas, à ce jour, supportée par d'autres travaux de recherche.

O'Sullivan et ses collaborateurs (2003) ont pour leur part mené une étude visant à déterminer si les patients atteints de lombalgies présentant un diagnostic d'instabilité segmentaire lombaire avaient ou non une diminution de leur capacité à repositionner le rachis lombaire dans une position neutre. Les auteurs ont évalué 15 participants atteints de lombalgies et 15 participants sains. Une position assise neutre était préalablement montrée aux participants et était considérée la position critère à reproduire. Un total de cinq essais séparés par des périodes de relaxation en pleine flexion lombaire a été réalisé par chaque participant. Les résultats de cette étude ont montré que l'erreur de repositionnement lombo-sacrée était significativement plus élevée chez les patients atteints de lombalgies présentant un diagnostic d'instabilité segmentaire que chez les participants sains. Il demeure néanmoins difficile de généraliser ces résultats à l'ensemble des patients atteints de lombalgies chroniques non-spécifiques.

Descarreaux et ses collaborateurs (2007), ont pour leur part étudié les paramètres de la production de forces isométriques du tronc jumelés aux stratégies de recrutement musculaire chez 14 patients atteints de lombalgies chroniques et 15 participants contrôles. La tâche expérimentale consistait à reproduire une force isométrique correspondante à 50 % et 75 % de la force maximale volontaire en flexion et en extension du tronc. Pour chaque essai, l'activité myoélectrique des érecteurs du rachis lombaire, multifides lombaires, droit abdominal et oblique externe a été enregistrée du côté droit. Les mesures de performances motrices correspondaient au temps de montée de la force, à la variabilité du temps de montée, à l'erreur variable et l'erreur absolue du

pic de force obtenu à chaque essai. Les résultats de l'étude ont montré un temps de montée de la force plus élevé chez les patients atteints de lombalgies, de même qu'une durée d'activation musculaire plus élevée pour chaque muscle à l'étude comparativement aux participants sains lors des essais expérimentaux. À la lumière de ces résultats, les auteurs ont suggéré que les changements dans le contrôle neuromusculaire du tronc, de même que les changements de stratégies de recrutement musculaire, n'étaient pas seulement médiés par les adaptations neurophysiologiques à la douleur chronique, mais également par les adaptations cognitives modulées par la peur du mouvement. Une étude similaire incluant un protocole visant à évaluer le contrôle de la force isométrique du tronc et de sa variabilité avait préalablement montré une augmentation significative de l'erreur constante et de l'erreur absolue lors des conditions avec une douleur expérimentale appliquée au niveau de L3, comparativement aux conditions sans douleur (Descarreaux, Blouin, & Teasdale, 2005). Ces deux études ont permis d'étudier des paramètres supplémentaires du système de contrôle neuromusculaire du tronc puisqu'elles impliquent une tâche qui diffère des tâches de repositionnement dynamique utilisées dans les études antérieures.

Plus récemment, Willigenburg et ses collaborateurs (2013) ont étudié le contrôle de la précision du tronc chez 18 patients aux prises avec des douleurs lombaires chroniques et chez 13 participants sains. Les participants devaient réaliser une tâche de précision incluant des mouvements circulaires du tronc en position semi-assise et agenouillée, avec et sans l'influence d'une vibration bilatérale appliquée sur la portion lombaire des

muscles longissimus. Les paramètres de précision de la tâche, de même que l'électromyographie des muscles du tronc ont été enregistrés pour un total de huit essais par participant. Un essai consistait à compléter cinq mouvements circulaires selon l'axe longitudinal et qui augmentent en amplitude, suivant un tracé prédéterminé à l'aide d'une rétroaction visuelle. Les participants devaient donc réaliser deux essais dans le sens horaire, puis deux essais dans le sens antihoraire pour un total de quatre essais pour chaque condition expérimentale (avec et sans vibration). En l'absence de la vibration, les patients atteints de lombalgies ont montré une erreur de précision plus élevée de 27,1 % comparativement aux participants sains. La vibration a mené à une augmentation de 10,5 % de cette même erreur chez les participants sains, mais n'a causé aucun changement chez les patients atteints de lombalgies. Les résultats ont également montré que les ratios d'activation des muscles agonistes-antagonistes étaient similaires entre les deux groupes à l'étude. Cette étude est particulièrement intéressante puisqu'elle est une des seules études qui utilise des mouvements rotatoires dynamiques du tronc comme tâche de précision et qui utilise également une rétroaction visuelle.

À la lumière de ces résultats, il semble donc que la douleur lombaire puisse réduire significativement la capacité de repositionnement du tronc (diminution de la précision) dans plusieurs plans de mouvement, et modifier la stratégie de production de forces isométriques chez des patients atteints de lombalgie chronique. Les explications généralement fournies par les auteurs afin d'expliquer ces résultats comprennent les adaptations neurophysiologiques à la douleur chronique (incluant notamment les déficits

proprioceptifs de la région lombaire et les changements de stratégies de recrutement musculaire), mais également les adaptations cognitives modulées par la peur du mouvement.

**2.4.2 Les études sur les ajustements posturaux anticipatoires.** Le contrôle postural du tronc fait intervenir deux types de réponses correctrices qui assurent une stabilité posturale optimale en présence de perturbations. Ces réponses correctrices surviennent généralement avant même la perturbation et constituent les ajustements posturaux anticipatoires. Elles sont engendrées par le système nerveux central et sont destinées à atténuer les effets d'une perturbation prévisible. Lorsqu'une personne se tient debout et effectue un mouvement rapide du bras par exemple, on peut observer des variations de l'activité basale des muscles posturaux (abdominaux et paraspinaux), plus particulièrement du muscle transverse de l'abdomen qui joue un rôle important dans la stabilisation lombaire. Le second type de réponse fait intervenir des réactions préprogrammées par le système nerveux central qui sont déclenchées par un stimulus périphérique qui informe à ce moment le système de la perturbation posturale. Ces réactions préprogrammées sont présentes dans le cas de perturbations dues à une inefficacité partielle des ajustements posturaux anticipatoires. Chez les patients atteints de lombalgies chroniques, ces ajustements posturaux peuvent différer, suggérant une altération des mécanismes hypothétiques de préprogrammation (Latash, 2002).

Les travaux de Hodges sur les ajustements posturaux anticipatoires remontent à la fin des années 1990 (Hodges & Richardson, 1997, 1998) et au début des années 2000 (Hodges, 2001; Hodges, Moseley, Gabrielsson, & Gandevia, 2003). Ce groupe de recherche a mené plusieurs études sur ce sujet en comparant des patients aux prises avec des douleurs lombaires chroniques, des participants sains, de même que des participants chez qui on administrait des injections salines hypertoniques afin d'induire une douleur lombaire expérimentale. Les résultats de leurs études ont montré un retard temporel constant dans l'activation du muscle transverse de l'abdomen (mesurée par électromyographie) chez les patients atteints de lombalgies et les participants chez qui on induisait une douleur expérimentale, lorsqu'ils réalisaient une tâche de perturbation posturale causée par une flexion ou abduction volontaire du bras, comparativement aux participants sains. Des décalages similaires de l'activation du muscle transverse de l'abdomen ont également été observés lors de perturbations posturales causées par des mouvements des membres inférieurs. L'étude de Ferreira (2004), en collaboration avec Hodges, a également montré des déficits propres à l'épaisseur du muscle transverse de l'abdomen lors de mêmes perturbations chez les patients atteints de lombalgies chroniques, mais cette fois à l'aide de mesures ultrasonographiques. L'activation des autres muscles abdominaux (droit abdominal, obliques internes et externes) et des muscles multifides semble avoir variée en fonction de la direction du mouvement de la perturbation. Enfin, puisque les auteurs ont montré que l'injection d'une solution saline hypertonique au niveau des muscles lombaires pouvait entraîner un délai et une baisse de l'amplitude dans l'activation du muscle transverse de l'abdomen, ils ont donc émis

l'hypothèse que ces déficits se produisaient plutôt à la suite d'un premier épisode de douleur et non l'inverse.

L'étude de MacDonald et ses collaborateurs (2009) avait comme objectif de comparer les ajustements posturaux anticipatoires des muscles multifides courts et multifides longs chez une population présentant des douleurs lombaires récurrentes unilatérales (ne présentant pas de douleur lors de l'expérimentation) et chez des participants sains. La tâche expérimentale consistait à faire des mouvements rapides du bras durant laquelle de l'électromyographie de surface et implantée a servi à enregistrer l'activité des muscles multifides lombaires et du deltoïde. Les résultats ont montré que les fibres des multifides courts présentaient un décalage temporel constant chez les patients atteints de lombalgies et que ce phénomène n'était pas présent chez les participants sains. De plus, les muscles multifides courts se sont activés avant les multifides longs des deux côtés chez les participants sains et également du côté non-douloureux chez les patients atteints de lombalgies. Dans une étude similaire, MacDonald (2010) a comparé cette fois la réponse des fibres superficielles et profondes des muscles multifides durant des perturbations prévisibles et imprévisibles du tronc chez les mêmes populations que dans son étude précédente. Les résultats ont montré que lorsque le système nerveux pouvait anticiper les perturbations, l'activité musculaire des fibres profondes des patients atteints de lombalgies était diminuée, et que lorsque les perturbations étaient imprévisibles, l'activité musculaire des fibres profondes et superficielles était également diminuée comparativement aux participants sains.

Plus récemment, Park et ses collaborateurs (2014) se sont intéressés aux différences fonctionnelles entre le muscle psoas et le carré de lombes lors d'activations posturales anticipatoires reliées aux mouvements rapides des bras en flexion et en extension chez 13 participants sains. Un total de 12 répétitions a été enregistré pour chaque direction de mouvement. Les résultats de cette étude ont indiqué que le système nerveux central pouvait coordonner l'activité des régions spécifiques (fibres antérieures vs fibres postérieures) du muscle psoas et du carré de lombes de façon indépendante, en tant que composante des ajustements posturaux dynamiques qui précède une perturbation prévisible de la colonne vertébrale associée aux mouvements rapides des membres. Cette étude a également suggéré la présence d'un contrôle sophistiqué de l'activation des muscles qui semble basé sur l'avantage mécanique plutôt que sur la taille des unités motrices. Finalement, les auteurs ont mentionné que l'activation indépendante pourrait servir à contrôler les forces en trois dimensions appliquées sur la colonne vertébrale.

**2.4.3 Les études sur la pondération des afférences sensorielles.** Une propriété importante du système sensorimoteur est sa capacité à intégrer les afférences sensorielles conformément à la représentation interne de la position actuelle du corps humain, afin d'éviter les réactions indésirables provoquées par des perturbations internes ou externes (Ivanenko, Solopova, & Levik, 2000). Dans certaines circonstances, il peut être avantageux pour le système nerveux central d'effectuer une repondération des afférences sensorielles en donnant une importance particulière aux informations provenant d'une région anatomique plutôt qu'une autre en fonction des besoins du contexte de la tâche



(Brumagne et al., 2004). Par exemple, si la qualité de l'apport sensorielle d'une région anatomique particulière diminue en raison d'une lésion, le système nerveux peut augmenter la pondération de l'apport sensoriel d'autres régions fournissant des afférences utiles afin de maintenir une bonne stabilité posturale. Les récents travaux de Simon Brumagne ont exploré les modifications des pondérations proprioceptives chez les patients atteints de lombalgies chroniques. Un bref survol de ses études sera donc présenté dans cette sous-section.

Brumagne et ses collaborateurs (2004) ont d'abord déterminé si l'instabilité posturale, observée chez les patients souffrants de douleurs lombaires, était reliée aux changements proprioceptifs et aux changements de stratégies de contrôle postural. Diverses conditions de stimulation par vibration musculotendineuse ont permis d'évaluer quelles structures musculaires pouvaient participer à la repondération des afférences sensorielles. À l'aide d'une plateforme de force, les déplacements antéro-postérieurs du centre de pression des participants en posture debout ont donc été évalués durant quatre conditions expérimentales : (1) aucune vibration; (2) vibration appliquée sur le triceps sural; (3) vibration appliquée sur le tibial antérieur; et (4) vibration appliquée sur les muscles paraspinaux. Cette étude a montré que les patients atteints de lombalgies étaient plus sensibles (déplacement antéro-postérieur du centre de pression plus important) à la vibration des triceps suraux, et moins sensibles à la vibration des muscles paraspinaux et du tibial antérieur que les participants du groupe contrôle. Les auteurs ont émis l'hypothèse que la douleur lombaire pouvait mener à des modifications

du contrôle postural et que les patients pouvaient présenter des modifications de la pondération des afférences proprioceptives du tronc au profit des chevilles. En 2008, le groupe de recherche mené par Brumagne a présenté les résultats d'une étude similaire dont le principal objectif était de déterminer l'effet d'une condition posturale changeante (surface stable et instable) sur la stratégie de contrôle postural chez des patients atteints de lombalgies chroniques (Brumagne et al., 2008). Les paramètres de déplacement postural antéro-postérieur de 21 patients atteints de lombalgies ont été comparés à ceux de 24 participants sains en position debout avec et sans surface instable pour les mêmes conditions expérimentales de vibration que leur étude précédente. Tout comme pour la première étude, les patients atteints de lombalgies ont montré des stratégies de contrôle postural altérées favorisant une repondération des afférences proprioceptives provenant de la cheville comparativement aux participants sains. Fait intéressant, les patients atteints de lombalgies ont utilisé cette même stratégie de contrôle postural lorsque la cheville était dans une condition d'instabilité (condition expérimentale avec surface instable). Suite aux deux études réalisées, les auteurs ont tiré la conclusion suivante : la stratégie de contrôle postural adoptée peut être efficace dans des conditions simples. Cependant, lorsqu'utilisée dans des conditions posturales plus complexes, cette stratégie pourrait s'avérer un mécanisme de protection de la colonne lombaire contre les chargements excessifs, la douleur et qui aide à prévenir les récurrences.

Dans un même ordre d'idées, Claeys et ses collaborateurs (2011) ont tenté (1) de déterminer si des jeunes participants sains avaient ou non la capacité de choisir une

stratégie de contrôle postural optimale en fonction de la condition posturale présentée; et (2) de déterminer si la présence d'une douleur lombaire chronique pouvait influencer la variabilité de la stratégie de contrôle postural. Cette étude, menée auprès d'une centaine de patients atteints de lombalgie et 50 participants sains, a permis d'évaluer la contribution de la proprioception lors du contrôle postural en appliquant de la vibration sur les muscles triceps suraux et multifides lombaires lors de trois conditions posturales (position assise, position debout sur surface stable, et surface instable). Le déplacement moyen et l'erreur quadratique du centre de pression ont été calculés pour chaque essai, de même que la pondération proprioceptive relative qui correspond au ratio de la valeur absolue du déplacement du centre de pression durant la vibration du triceps sural sur celle des multifides. Cette étude a montré une pondération proprioceptive relative plus élevée chez les patients atteints de lombalgies pour toutes les conditions posturales, ce qui suggère une diminution de la capacité d'utiliser les afférences proprioceptives des muscles lombaires. Les participants sains semblaient, par ailleurs, avoir la capacité d'utiliser une stratégie posturale optimale en fonction de la condition posturale présentée. À l'inverse, les résultats de cette étude ont mis en évidence une réduction de la capacité des patients atteints de lombalgies à utiliser une stratégie de contrôle postural multi-segmentaire durant des conditions posturales plus complexes.

#### **2.4.4 Les études sur la redistribution de l'activité musculaire.**

L'électromyographie est un outil technique fréquemment utilisé pour observer les changements de l'activité musculaire des patients atteints de lombalgies. Les travaux de

recherche de Roland (1986) ont permis de présenter un modèle théorique de l'adaptation motrice face à la douleur. Ce modèle propose notamment une augmentation stéréotypée de l'activité musculaire de la région douloureuse. Plusieurs interventions cliniques basées sur cette théorie ont inclus l'utilisation de l'électromyographie jumelée à des rétroactions afin de réduire l'activité myoélectrique des muscles érecteurs du rachis lombaire (Flor, Haag, Turk, & Koehler, 1983). Bien qu'il y ait des preuves scientifiques de cette augmentation de l'activité musculaire, des études montrent en contrepartie des diminutions de l'activité musculaire (Zedka, Prochazka, Knight, Gillard, & Gauthier, 1999) ou encore l'absence de modification de l'activité musculaire (Cram & Steger, 1983). Tel que décrit dans la section 2.3, Hodges a récemment développé un nouveau modèle sur l'adaptation de la douleur (Hodges, 2011). Sa théorie propose que la douleur soit associée à une adaptation du comportement moteur qui inclut une redistribution de l'activité musculaire à l'intérieur du muscle et entre les différents muscles (plutôt qu'une augmentation ou diminution stéréotypée de l'activité musculaire). Plus spécifiquement, Hodges mentionne que cette adaptation peut varier entre les individus et en fonction de la tâche dans le but de protéger les différents tissus de la colonne vertébrale. Malgré le fait qu'une diminution du taux de décharge des unités motrices en présence d'une douleur expérimentale ait été proposée pour expliquer l'inhibition musculaire (Farina, Arendt-Nielsen, & Graven-Nielsen, 2005; Sohn, Graven-Nielsen, Arendt-Nielsen, & Svensson, 2004), des travaux plus récents montrent que la force est maintenue par le recrutement d'unités motrices supplémentaires qui n'étaient pas activées durant les contractions sans douleur (K. J. Tucker & Hodges, 2009). L'étude réalisée par Hodges

(2011) mentionne enfin que les différents muscles du tronc remplissent des fonctions similaires et que l'objectif de protection de la région lombaire pourrait être réalisé par l'intermédiaire de multiples stratégies telles la cocontraction des muscles fléchisseurs et extenseurs de la colonne vertébrale, ou encore plusieurs combinaisons d'activation musculaire.

## **2.5 Douleur lombaire et fatigue musculaire**

Un des objectifs de cette thèse est d'étudier l'effet de la fatigue musculaire sur le contrôle sensorimoteur du tronc des patients atteints de douleurs lombaires chroniques en présence de vibration. Il est particulièrement intéressant d'étudier l'effet de la fatigue des muscles du dos sur les paramètres de production de forces isométriques du tronc, puisqu'il s'agit d'une condition expérimentale qui implique généralement une diminution du taux de décharge des fuseaux neuromusculaires (G. Macefield, Hagbarth, Gorman, Gandevia, & Burke, 1991) et qui peut affecter le contrôle sensorimoteur (Boucher, Abboud, & Descarreaux, 2012). L'utilisation de la vibration, connue pour stimuler spécifiquement les fuseaux neuromusculaires, pourrait potentiellement permettre de contrer cette baisse du taux de décharge des fuseaux des muscles de la colonne lombaire. Cette section décrit donc le phénomène de fatigue musculaire en tant que condition expérimentale et présente ses effets sur différents paramètres de l'activité myoélectrique normalement rencontrés chez les patients atteints de douleurs lombaires chroniques.

La fatigue musculaire peut grossièrement être décrite comme une diminution passagère de la capacité à performer une tâche motrice (Enoka & Duchateau, 2008). Il est généralement bien admis que la fatigue musculaire peut être causée par plusieurs mécanismes, partant de l'accumulation de métabolites à l'intérieur des fibres musculaires jusqu'à la production d'une commande motrice inadéquate du cortex moteur. Le développement de la fatigue musculaire est typiquement quantifié par le déclin de la force maximale ou de la puissance musculaire, ce qui signifie que des contractions sous-maximales peuvent être maintenues même après l'apparition de la fatigue (Enoka & Duchateau, 2008). Différents paramètres de l'activité myoélectrique tels la fréquence médiane du spectre de puissance, les patrons d'activation musculaire, ou encore l'amplitude du signal peuvent être considérés afin d'étudier la présence du phénomène de fatigue musculaire (Geisser et al., 2005). Les études scientifiques antérieures ont montré que la fatigue des muscles du dos peut être accompagnée d'une diminution du contrôle neuromusculaire lors d'une tâche de pointage dynamique du tronc (Boucher et al., 2012), de même qu'une réduction de la précision lors d'une tâche de production d'une force prédéterminée (Sparto et al., 1997). La fatigue musculaire a également été associée à des changements de la variabilité motrice des muscles érecteurs du rachis caractérisés par une réorganisation spatio-temporelle de l'activité musculaire durant des contractions isométriques soutenues (K. Tucker, Falla, Graven-Nielsen, & Farina, 2009). Récemment, une étude menée par Abboud et ses collaborateurs (2014) avait comme objectif de caractériser les adaptations neuromusculaires du tronc dans une condition de fatigue musculaire expérimentale. Les résultats ont montré une

augmentation de la variabilité motrice (variabilité dans la stratégie de recrutement musculaire) des muscles érecteurs du rachis lombaire chez des patients atteints de douleurs lombaires chroniques non-spécifiques durant la fatigue. Cette augmentation est cependant plus marquée chez des participants sains et pourrait jouer un rôle de protection afin de retarder le plus possible le point de rupture en présence de fatigue musculaire.

La fatigue musculaire entraîne généralement une diminution progressive de la fréquence médiane. Ce phénomène a déjà été observé pour plusieurs groupes musculaires du tronc tels que les érecteurs du rachis (Suter & Lindsay, 2001), les obliques internes et externes (Pagé & Descarreaux, 2012) et le droit de l'abdomen (Pagé, Dubois, & Descarreaux, 2011). Il semble cependant que cette diminution de la fréquence médiane normalement présente lors de fatigue musculaire ne soit pas aussi marquée chez les patients atteints de lombalgies (Lariviere et al., 2011). De plus, plusieurs études montrent que les patients atteints de douleurs lombaires chroniques ont une fatigabilité excessive des muscles du dos, et qu'il s'agit probablement d'une conséquence plutôt que d'une cause de la lombalgie (Johanson et al., 2011; Mannion, 1999). Cette fatigabilité excessive pourrait notamment augmenter le risque de mouvements vertébraux non-contrôlés qui peuvent mener à des nouvelles lésions tissulaires et s'avérer un prédicteur de l'incapacité à long terme (Enthoven, Skargren, Kjellman, & Oberg, 2003; Granata & Gottipati, 2008). Les différentes études sur la fatigue ont pour objectifs d'identifier et de mieux comprendre les mécanismes physiologiques durant l'exécution de contractions

induisant l'apparition de ce phénomène. Malgré la quantité impressionnante de recherche sur la fatigue musculaire, la compréhension de la fatigabilité excessive (et de sa répercussion lors du processus de réadaptation) et des mécanismes menant à la modification des paramètres de l'activité myoélectrique chez les patients atteints de lombalgies reste à élucider.

### **3. Vibration**

Les affections reliées à la colonne lombaire ont parfois poussé les professionnels de la santé à innover, développer et inclure différentes modalités thérapeutiques afin d'optimiser leurs traitements. Récemment, la vibration musculotendineuse a gagné en popularité en tant que complément thérapeutique en raison de ses propres caractéristiques. En recherche fondamentale, la vibration se veut une modalité intéressante pour perturber le système sensorimoteur. La section qui suit présente donc cet outil en s'attardant aux avancées scientifiques qui tentent d'expliquer les réponses neurophysiologiques spécifiques que peut induire la vibration, et ses effets sur la production de la force.

#### **3.1 Historique de la vibration**

L'exposition prolongée à la vibration sur l'ensemble du corps (sous certaines conditions) peut être une source d'inconfort et de dommages pour la santé. Cependant, plusieurs individus à l'époque de la Grèce antique se sont intéressés aux propriétés thérapeutiques que la vibration pouvait également offrir. Au XVI<sup>e</sup> siècle, les Japonais



utilisaient déjà la vibration jumelée à des mouvements passifs afin de détendre les contractions musculaires spasmodiques. Dans les années 1880, le docteur John Harvey Kellogg possédait un laboratoire de vibromécanique et développait des appareils vibratoires (chaise, plateforme et appareil portatif) qui ont été utilisés pour traiter les patients souffrants de constipation, de maux de tête et de lombalgies. Sa chaise pouvait émettre des vibrations jusqu'à 1500 oscillations par minute (25 Hz) aux niveaux supérieurs et inférieurs de la colonne vertébrale (voir Figure 4). Kellogg a même observé qu'une exposition de 3 à 10 minutes était suffisante pour induire les effets physiologiques désirés (Kellogg, 1895). Ses résultats de recherche n'ont cependant jamais été documentés dans la littérature scientifique.



*Figure 4.* Chaise vibrante développée et utilisée par Kellogg au Battle Creek Sanitarium dans les années 1880. Repérée à <http://www.museumofquackery.com/devices/k-chair.htm>.

Quelques années plus tard, Sanders (1936), et Whedon et ses collaborateurs (1949) ont étudié les effets thérapeutiques de la stimulation par vibration à l'aide d'un lit vibrant à 0.01 Hz. Les auteurs ont trouvé que l'utilisation de cet outil pouvait aider au déconditionnement cardiovasculaire et musculosquelettique des patients alités. Au milieu des années 1900, de nombreux scientifiques ont tenté de comprendre les réponses neurophysiologiques reliées à la vibration. Les groupes de recherche menés par Brown (1967), Burke (1976a; 1976b) et McGrath (1973) ont été les pionniers de la recherche fondamentale sur les effets de la vibration. Leurs travaux ont notamment permis d'étudier les réponses des mécanorécepteurs lors de la vibration appliquée localement

sur un muscle. Dans les années 1970, les pays de l'ex-bloc communiste ont officiellement intégré l'utilisation de la vibration dans le domaine sportif en développant un système vibratoire servant à entraîner les athlètes olympiques. Vladimir Nazarov, un scientifique russe a été le premier à développer cette technologie de l'entraînement avec vibration qu'il a appelé la stimulation biomécanique. À l'aide de cette technologie, il a découvert que les athlètes pratiquant la gymnastique montraient des améliorations considérables de la hauteur de leurs sauts, de la force et de la flexibilité. La vibration fut donc introduite dans plusieurs sports de l'ex-URSS dans les années suivantes. Ce n'est qu'en 1985 que la première étude scientifique portant sur les effets de la vibration sur les performances athlétiques a été publiée (Nazarov & Spivack, 1985). Toujours dans les années 1980, les travaux de Roll & Vedel (1982; 1989) utilisant la microneurographie ont permis d'étudier avec plus de précision le rôle des afférences proprioceptives lors de la stimulation par vibration. Depuis la fin des années 1990, de nombreuses études scientifiques portant sur l'effet de l'entraînement avec vibration de même que sur les effets thérapeutiques de la vibration ont vu le jour. Les chercheurs tentent majoritairement d'élucider les mécanismes neurophysiologiques qui expliquent les effets bénéfiques et également d'identifier les paramètres de vibration (fréquence, amplitude, accélération, durée d'application) les plus susceptibles de mener aux résultats sportifs et cliniques désirés. Malheureusement, le manque de standardisation des protocoles expérimentaux et plus particulièrement des paramètres de la vibration rend cette tâche plutôt complexe.

### 3.2 Définition de la vibration

La vibration est une oscillation mécanique (force) de forme sinusoïdale qui varie de manière périodique et qui est caractérisée par une fréquence (nombre d'oscillations par seconde) et une amplitude propre (voir Figure 5). L'accélération ( $a$ ) est un paramètre de la vibration étroitement relié à la fréquence ( $f$ ) exprimée en Hz et à l'amplitude ( $A$ ) exprimée en mm, et se calcule de la façon suivant :  $a = (2\pi f)^2 \times A$  (Pollock, Woledge, Mills, Martin, & Newham, 2010). La vibration peut donc avoir plusieurs combinaisons possibles de paramètres mécaniques. Une fréquence spécifique suit normalement une série de fréquences plus élevées que l'on appelle harmonique naturelle. Par exemple, une fréquence de vibration de 80 Hz aura des harmoniques suivant les multiples de la fréquence principale. Ainsi, la deuxième harmonique aura une fréquence qui est le double de la fréquence de référence (c.-à-d. 160 Hz), la troisième harmonique aura une fréquence représentant le triple de la fréquence de référence (c.-à-d. 240 Hz), et ainsi de suite. Dans certains cas, ce phénomène est indésirable et doit être considéré dans le traitement des signaux physiologiques lors des études expérimentales. Enfin, tous ces paramètres de la vibration sont susceptibles d'influencer les réponses neurophysiologiques (D. J. Cochrane, 2011).

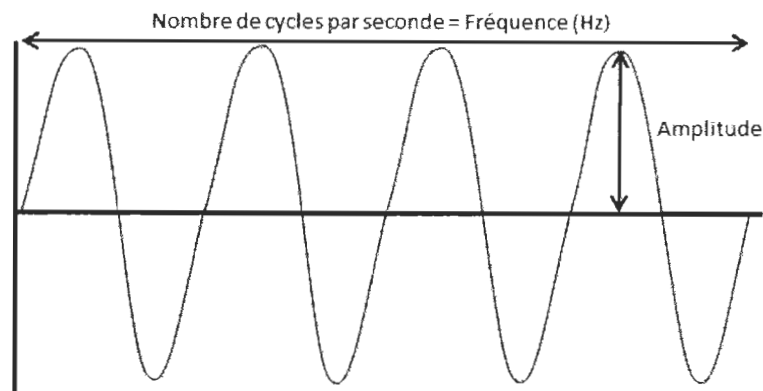
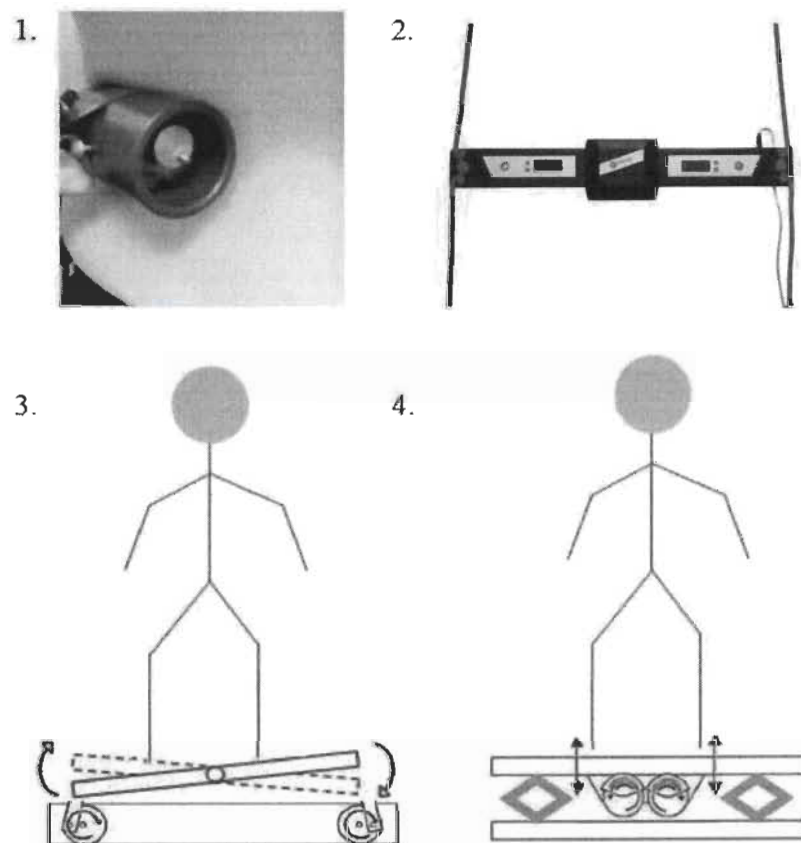


Figure 5. Propriétés mécaniques d'une onde vibratoire.

### 3.3 Types de vibration

Il existe plusieurs méthodes permettant de produire une vibration directe. Plusieurs chercheurs ont utilisé des petits vibreurs que l'on peut appliquer localement sur un muscle ou un tendon (Jackson & Turner, 2003; Warman, Humphries, & Purton, 2002) tandis que d'autres ont utilisé des unités vibrantes de grosses dimensions et faites sur mesure pour les exercices favorisant la flexibilité (Kinser et al., 2008; Sands, McNeal, Stone, & Haff, 2008). Plus récemment, un regroupement de chercheurs norvégiens ont créé un outil thérapeutique de stimulation permettant d'appliquer de la vibration sur les câbles d'une unité servant à l'entraînement spécifique en suspension (Kirkesola, 2009). Depuis la dernière décennie, deux types d'instruments induisant de la vibration corporelle totale ont vu le jour : les plateformes vibrantes synchronisées et les plateformes vibrantes alternantes. Le premier type de plateforme produit des vibrations synchronisées verticales où les membres inférieurs sont vibrés suite aux mouvements verticaux produits par la base de la plateforme. Le second type possède une base qui

pivote à partir d'un axe horizontal antéropostérieur. Lorsque les pieds sont éloignés de cet axe, le sujet est soumis à une plus grande amplitude de vibration. La Figure 6 illustre ces différents types de vibration. Dans le cadre de cette thèse, le type de vibration utilisé correspond à la première image (1) de la Figure 6.



*Figure 6.* Différents types de vibrations

(1) vibration locale musculotendineuse; (2) Stimula, Redcord AS (2014, Octobre) Repérée à [http://www.teida.lt/out/pictures/generated/product/4/10000\\_10000\\_90/stimula\\_front.jpg](http://www.teida.lt/out/pictures/generated/product/4/10000_10000_90/stimula_front.jpg); (3) vibration corporelle totale à l'aide d'une plateforme vibrante alternante; (4) vibration corporelle totale à l'aide d'une plateforme vibrante synchronisée (Adaptée de Cochrane, (2011)a).

### 3.4 Transmission de la vibration

Les différents types de vibration présentés dans la section précédente produisent majoritairement des ondes vibratoires sinusoïdales, où l'énergie de ces ondes est transférée de l'élément vibratoire aux différents tissus du corps humain. La perception de la vibration dans le corps peut dépendre des paramètres mécaniques présentés dans la section 3.2. L'amortissement est un mécanisme naturel encore mal compris de nos jours qui permet techniquement d'atténuer certains paramètres de la vibration lors de sa transmission. L'étude de Wakeling et ses collaborateurs (2002) a permis d'étudier le phénomène d'amortissement lors de vibration corporelle totale à l'aide de mesures électromyographiques et d'accéléromètres placés à différents endroits sur les muscles des membres inférieurs. Les auteurs ont rapporté que l'énergie mécanique de la vibration peut effectivement être amortie et absorbée par différents tissus et fluides corporels afin de minimiser la résonance interne. Cette réponse spécifique d'amortissement est généralement nommée «réglage du muscle». L'étude réalisée par Bazzett-Jones et ses collaborateurs (2008) propose également que l'amortissement de la vibration puisse dépendre : (1) de la réponse neuromusculaire propre à chaque individu; (2) de la sensibilité des récepteurs de la peau et des articulations; et (3) de la proportion de types de fibres musculaires et des structures viscoélastiques. Cependant, les études sur l'amortissement de la vibration ont été menées exclusivement à l'aide de plateforme et de chaise vibrante (Kitazaki & Griffin, 1995) où la vibration était appliquée au niveau de la plante des pieds. Encore aucune étude ne s'est intéressée à ce phénomène en présence d'une vibration musculotendineuse locale appliquée sur d'autres régions anatomiques,

ce qui rend difficile la généralisation de l'amortissement à tout le corps entier et à différents types de vibration.

### **3.5 Choix de la fréquence de vibration**

La majeure partie des études sur la vibration ne justifient toujours pas l'utilisation d'une fréquence en particulier. Généralement, les plateformes vibrantes peuvent émettre des fréquences relativement basses en raison des limitations techniques imposées par les différents fabricants. En contrepartie, les études utilisant des vibreurs faits sur mesure peuvent explorer des fréquences de vibration beaucoup plus élevées. Les premières études fondamentales sur la vibration ont majoritairement utilisé ces vibreurs offrant des fréquences élevées. McCloskey et ses collaborateurs (1972) ont appliqué une vibration locale dont la fréquence se situait entre 100 et 300 Hz sur les membres postérieurs des félins. Basés sur les travaux de Homma (1973; 1972b), Burke et ses collaborateurs (1976a; 1976b) ont appliqué une vibration pouvant aller jusqu'à 220 Hz sur les tendons des muscles afin d'étudier la décharge des terminaisons primaires et secondaires. Bongiovanni et Hagbarth (1990) ont, pour leur part, utilisé une vibration de 150 Hz sur les tendons des muscles de la cheville responsables de la dorsiflexion. Les études qui ont suivi sur la vibration corporelle totale se sont principalement concentrées sur les fréquences variant entre 5 et 65 Hz et qui correspondent au spectre de fréquences naturelles des membres inférieurs (Nigg & Wakeling, 2001). Les récentes études impliquant une vibration locale utilisent généralement des fréquences de vibration sous les 100 Hz. Une étude menée par Fallon et Macefield (2007) a montré qu'une vibration



de 80 Hz, appliquée sur les muscles de la cheville participant à la dorsiflexion, était optimale puisqu'elle pouvait induire un ratio de décharge des afférences primaires de 1:1 en relation avec les cycles d'oscillation de l'onde vibrante (signifiant qu'une nouvelle décharge se produit à chaque cycle de l'onde).

Certains auteurs ont par ailleurs tenté de comparer et d'étudier l'effet de différentes fréquences de vibration, mais ils ont tous utilisé des protocoles expérimentaux différents. Par exemple, l'étude de Polonyova et Hlavacka (2001) est intéressante puisqu'elle avait comme principal objectif de comparer l'effet de diverses fréquences de vibration locale (40, 60, 80 et 100 Hz). Les auteurs ont donc étudié l'effet de ces différentes fréquences de vibration, appliquées sur les muscles tibial antérieur et gastrocnémien latéral, sur la modification des paramètres d'oscillation posturale. Les résultats sur la réponse posturale ont montré que le muscle tibial antérieur était plus sensible aux fréquences de vibration entre 60 et 100 Hz, alors que le muscle gastrocnémien latéral était plus sensible aux fréquences de 40 et 60 Hz. De façon similaire, le groupe de Cordo et ses collaborateurs (1995) a comparé quatre fréquences de vibration (20, 30, 40 et 60 Hz) appliquées sur le tendon du biceps brachial lors d'une tâche de repositionnement du coude. Les auteurs ont rapporté qu'une vibration de 30 Hz n'avait aucune influence sur la précision de la tâche, alors qu'une vibration de 20 Hz menait à un dépassement de la cible à atteindre (impliquant une sous-estimation de l'amplitude de mouvement produite) et que les participants soumis à vibration de 40 Hz n'atteignaient généralement pas la cible (impliquant une surestimation de l'amplitude de mouvement produite).

L'étude réalisée par Da Silva (2006) a également comparé l'effet de quelques fréquences de vibration (20, 30 et 40 Hz) sur les paramètres de performance physique à l'aide de sauts en position de «squat», mais cette fois à l'aide de plateforme vibrante. Les résultats ont montré que les fréquences de 20 et 30 Hz étaient celles qui induisaient les meilleures performances sur les paramètres de force maximale et de puissance musculaire des membres inférieurs, alors que la fréquence de 40 Hz menait à une diminution de ces performances.

Enfin, plusieurs chercheurs ont utilisé une fréquence de vibration constante dans leurs travaux sur la proprioception, tels que 50 Hz (Lapole & Pérot, 2010; Lapole & Pérot, 2011; Lapole & Pérot, 2012) et 80 Hz (Gilhodes, Coiton, Roll, & Ans, 1993; Gilhodes, Roll, & Tardy-Gervet, 1986; J. P. Roll et al., 2009; Spiliopoulou, Amiridis, Hatzitaki, Patikas, & Kellis, 2012; Wierzbicka, Gilhodes, & Roll, 1998). D'autres chercheurs ont plutôt choisi de varier la fréquence de vibration entre leurs études sans apporter de véritable justification. C'est le cas du groupe de recherche de Brumagne qui a initialement utilisé une fréquence de 70 Hz (Brumagne et al., 2000; Brumagne, Lysens, Swinnen, & Verschueren, 1999), pour ensuite utiliser une fréquence de 60 Hz (Brumagne et al., 2004; Brumagne et al., 2008), de même qu'Inglis et Frank (1990) qui ont initialement utilisé une fréquence de 95 Hz pour ensuite adopter une fréquence de 83 Hz (Inglis, Frank, & Inglis, 1991). Encore aujourd'hui, le choix de la fréquence de vibration demeure un choix arbitraire qui peut varier en fonction du protocole expérimental et du type de vibration utilisé (vibration locale ou vibration corporelle

totale). Il n'existe donc aucun consensus quant au choix de la fréquence optimale encore à ce jour.

### **3.6 Effets neurophysiologiques de la vibration**

Que se passe-t-il au niveau du complexe muscle-tendon lorsque l'on applique de la vibration locale? Les preuves scientifiques suggèrent que l'application d'une vibration puisse provoquer une série rapide de contractions et d'étirements du muscle (J. Rittweger, 2010). En d'autres termes, la vibration cause une transition cyclique de contractions excentriques et concentriques. Cette séquence continue de contractions et d'étirements entraîne généralement une stimulation des récepteurs sensoriels des afférences primaires (Brown et al., 1967; Burke et al., 1976b; Homma, Kanda, & Watanabe, 1971). Les récepteurs sensoriels des afférences secondaires, de même que certains récepteurs des régions cutanées sont aussi sensibles à la vibration, mais de façon beaucoup plus modeste (Brown et al., 1967; Burke et al., 1976b; McGrath & Matthews, 1973). Cependant, les fuseaux neuromusculaires responsables des afférences primaires sont les plus sensibles à la vibration. La décharge des afférences dépend toujours de l'état initial d'étirement du muscle et augmente nécessairement lorsque le muscle s'allonge ou lors de contractions isométriques (Burke et al., 1976b; Cordo, Gandevia, Hales, Burke, & Laird, 1993). En plus des afférences provenant des fuseaux neuromusculaires, les afférences Ib des OTG peuvent également être sensibles à la vibration en s'activant davantage lorsque le muscle se contracte (Brown et al., 1967; Hayward, Nielsen, Heckman, & Hutton, 1986).

Durant la vibration, la décharge des fuseaux neuromusculaires cause une réponse réflexe monosynaptique via le motoneurone alpha (par les biais des afférences de type Ia) ou polysynaptique (par les biais des afférences de type II) et crée ainsi une contraction du muscle vibré. Cette contraction est appelée réflexe tonique de vibration (RTV) (Hagbarth & Eklund, 1966; P. B. Matthews, 1966). Le RTV, plus particulièrement présent lors d'un muscle vibré au repos, débute avec une certaine latence, se maintient quelque temps après l'arrêt de la stimulation (voir Figure 7) et peut être supprimé volontairement (Hagbarth, 1973).

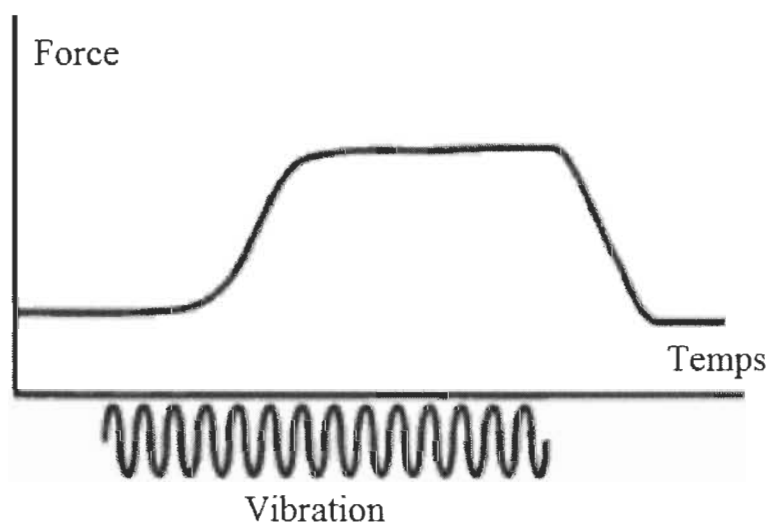


Figure 7. L'activité temporelle du RTV (Adaptée de Latash, (2002).

Comme dans un réflexe d'étirement monosynaptique, l'illusion d'étirement provoquée par la stimulation des fuseaux neuromusculaires entraîne une réponse de contraction musculaire (RTV). Cette interprétation erronée des afférences proprioceptives peut induire dans certains cas, des illusions de mouvement ou des réponses posturales compensatoires (Goodwin, McCloskey, & Matthews, 1972a,

1972b). Par exemple, si un vibreur est positionné sur le biceps brachial gauche, le système nerveux central du sujet surestime la longueur du biceps, car l'activation des terminaisons nerveuses des fuseaux neuromusculaires est augmentée. Par conséquent, le sujet peut avoir l'impression que le degré de flexion des deux coudes est le même, mais en réalité l'angle de flexion du bras soumis à la vibration est plus petit (Latash, 2002). Les études fondamentales indiquent également que la vibration appliquée sur un muscle cause généralement une inhibition des motoneurones des muscles antagonistes (Bishop, 1974), et qu'une vibration appliquée simultanément sur le muscle agoniste et antagoniste entraîne une annulation des effets excitateurs (Hagbarth, 1967). Cependant, lorsque les muscles agonistes et antagonistes sont vibrés de façon indépendante, les deux montrent un RTV plus élevé (Bishop, 1974). L'étude réalisée par Bishop (1974) suggère que quatre facteurs puissent affecter le RTV : (1) la localisation de la vibration; (2) le niveau d'excitabilité du système nerveux central; (3) la longueur initiale du muscle vibré; et (4) la fréquence et/ou l'amplitude de la vibration. Enfin, les études neurophysiologiques tendent à montrer que le taux de décharge des unités motrices puisse être altéré en présence de vibration (MacDonell, Ivanova, & Garland, 2010) et que la décharge du motoneurone alpha est intimement liée à la fréquence de vibration, lorsqu'appliquée sur un muscle au repos (Burke et al., 1976a; Desmedt & Godaux, 1975). Cependant, cette propriété d'être liée aux cycles vibratoires semble s'atténuer lors de contractions isométriques volontaires (Burke et al., 1976b).

La durée d'application de la vibration peut aussi influencer la réponse neurophysiologique dans certains cas. Il semble qu'une vibration appliquée sur une période prolongée puisse mener à une diminution de la capacité de générer une force en raison de la diminution de l'activité des afférences primaires. Dans leur étude, Herda et ses collaborateurs (2009) ont montré qu'une application prolongée de la vibration ( $f = 70$  Hz) de 20 minutes sur le tendon d'Achille pouvait diminuer l'amplitude du signal électromyographique du muscle gastrocnémien et du muscle soléaire de 10 % et 25 % respectivement, jumelé à une diminution significative de 5 % de la force isométrique maximale en flexion plantaire. Une autre étude réalisée par Kouzani et ses collaborateurs (2000) a montré qu'une vibration de 30 Hz appliquée sur la portion proximale du muscle droit fémoral durant 30 minutes pouvait mener à une diminution significative de la force maximale volontaire et du taux de production de la force lors de l'extension du genou. Le mécanisme proposé de la réduction de la force maximale volontaire suivant une exposition prolongée pourrait impliquer une diminution du taux de décharge des unités motrices de type II comparativement aux unités motrices de type I (Bongiovanni & Hagbarth, 1990). L'étude réalisée par Ushiyama et ses collaborateurs (2005) supporte cette hypothèse puisque les auteurs ont montré qu'une application de 30 minutes sur le tendon achilléen à 100 Hz pouvait mener à une diminution significative de la force en flexion plantaire jumelée à une diminution de l'activité myoélectrique des gastrocnémiens, comparativement au muscle soléaire. Bien que le muscle gastrocnémien possède une concentration plus élevée d'unités motrices de type II que le muscle soléaire (M. A. Johnson, Polgar, Weightman, & Appleton, 1973), les résultats de ces études

suggèrent que l'activation des afférences primaires soit primordiale pour maintenir le recrutement des unités motrices de type II afin d'augmenter la capacité de générer une force. À l'inverse, l'étude menée par Griffin et ses collaborateurs (2001) a montré un taux de décharge augmenté des unités motrices lorsqu'ils appliquaient de la vibration locale sur le tendon distal du triceps brachial suivant une contraction isométrique sous-maximale de 2 minutes.

Il a également été rapporté que les afférences primaires ont la capacité d'exciter les voies corticospinales (Carson et al., 2004) et d'activer les aires motrices corticales (Lewis, Byblow, & Carson, 2001) puisqu'environ 30 % de l'activité motrice centrale est attribuée à l'excitabilité des afférences musculaires (V. G. Macefield, Gandevia, Bigland-Ritchie, Gorman, & Burke, 1993). De plus, l'application de la vibration a la capacité de générer des potentiels évoqués moteurs qui sont traités au niveau des aires corticales (Munte et al., 1996). Une étude réalisée par Forner-Cordero (2008) avait comme objectif de déterminer si l'augmentation de l'excitabilité corticospinale suivant une stimulation sensorielle à l'aide de la vibration ( $f = 80$  Hz) était accompagnée d'une réorganisation de la représentation de l'activité musculaire de l'avant-bras au niveau du cortex moteur primaire. À l'aide de la stimulation magnétique transcranienne (un outil qui sert à étudier l'excitabilité du système corticospinal), les auteurs ont cartographié la projection corticomotrice du muscle fléchisseur radial du carpe et du muscle court extenseur radial du carpe avant et après la stimulation par la vibration appliquée sur les muscles fléchisseurs du poignet. Les résultats de cette étude ont montré une

augmentation prolongée significative de la surface de la cartographie motrice du muscle court extenseur radial du carpe après la stimulation par vibration.

Bien que l'on puisse attribuer une réponse neurophysiologique locale à l'application de la vibration via la stimulation des récepteurs sensoriels (plus particulièrement les fuseaux neuromusculaires), la modification du taux de décharge des unités motrices et l'apparition du RTV, la compréhension globale du phénomène de la vibration ne peut s'effectuer sans une étude approfondie de la contribution des centres supérieurs. La section qui suit explore l'effet des réponses neurophysiologiques spécifiques à la vibration lors de la production de la force.

### **3.7 Effet de la vibration locale sur la force**

La grande majorité des études scientifiques sur la vibration et la force ont été menées à l'aide de protocole impliquant plusieurs séances d'entraînement sur des plateformes vibrantes. Puisque l'objet de cette thèse porte principalement sur les effets aigus de la vibration locale sur la production de la force, les études impliquant ce type de vibration uniquement seront présentées dans cette section.

**3.7.1 Membres supérieurs.** L'étude réalisée par Kin-Isler et ses collaborateurs (2006) a permis d'étudier l'effet de la vibration, à différentes fréquences de vibration (6, 12, 24 et 48 Hz) et appliquée à différents angles de flexion du coude (90, 120 et 150°) sur la production de forces isométriques maximales en flexion du coude. Les résultats



indiquent que les vibrations à 6, 12 et 24 Hz ont toutes mené à une augmentation significative de la force isométrique maximale comparativement aux conditions sans vibration. La fréquence de 48 Hz a cependant mené à une diminution de la force isométrique maximale. Étonnamment, l'angle de flexion du coude ne semble avoir eu aucune influence sur la production de la force maximale. À l'inverse, une étude menée par Cochrane & Hawke (2007) a montré qu'une séance d'entraînement de 5 minutes à l'aide d'un haltère vibrant à 26 Hz ne menait à aucune amélioration significative de la force de préhension chez un groupe de grimpeurs.

**3.7.2 Membres inférieurs.** Cafarelli et Kostka (1981) ont mené une étude visant à déterminer l'influence de la vibration appliquée sur le tendon patellaire ( $f = 160$  Hz) sur la perception de la production de forces isométriques en extension du genou. Les résultats montrent que les participants soumis à la vibration avaient tendance à surestimer la force isométrique produite de 30 % et en revanche, ils produisaient une force plus faible de 25 % que la force de référence sans vibration. Dans une étude réalisée par Warman et ses collaborateurs (2002), les auteurs se sont intéressés à l'effet de la vibration locale sur la production de la force en extension du genou lors de différentes conditions : contractions isométriques et isotoniques. Les résultats de cette étude ont montré que la vibration locale pouvait augmenter la force lors de contractions isotoniques de 14.7 % durant la stimulation et de 15.3 % après la stimulation, mais aucun changement n'a été observé lorsque les participants ont effectué des contractions isométriques. Dans un même ordre d'idées, le groupe de recherche mené par Humphries

a étudié l'effet d'une vibration locale ( $f = 50$  Hz), appliquée sur la portion proximale du muscle droit fémoral, sur la production de forces isométriques maximales en extension du genou. Les résultats ont indiqué que l'application de la vibration n'augmentait pas la force isométrique maximale des participants (Humphries, Warman, Purton, Doyle, & Dugan, 2004). L'étude réalisée par Spilioupoulou (2012) a permis une meilleure compréhension du système neuromusculaire en s'intéressant spécifiquement à différents niveaux de contractions isométriques sous-maximales lors de la stimulation par vibration. Afin d'étudier l'effet de la vibration ( $f = 80$  Hz) sur la production de la force, les participants devaient réaliser des forces isométriques correspondantes à 10, 20, 30 et 50 % de la force maximale volontaire en flexion plantaire. Les résultats ont indiqué que la vibration pouvait mener à une augmentation significative de la force seulement lors des conditions où les participants devaient réaliser des forces isométriques correspondantes à 20 et 30 % de la force maximale volontaire.

Les résultats de ces études à l'occasion contradictoires semblent être attribués aux différents protocoles vibratoires utilisés qui incluent notamment différentes fréquences de vibration, types de vibration, groupes musculaires, niveaux et types de contractions performées. Il est généralement admis par la communauté scientifique que chacun des paramètres suivants peut influencer à lui seul la réponse neurophysiologique, ce qui rend passablement difficile la compréhension des mécanismes qui sous-tendent les effets de la vibration sur le contrôle de la production d'une force.

### 3.8 Effets de la vibration sur la douleur

Quelques chercheurs se sont intéressés aux propriétés thérapeutiques de la vibration sur la perception et l'intensité de la douleur. L'objectif ultime réside dans l'identification des paramètres de vibration les plus susceptibles de réduire l'intensité de la douleur, de même que l'identification des mécanismes sous-jacents responsables de cet effet thérapeutique. Dans les années 1980, le groupe de recherche mené par Lundeberg a mené une série de trois études (1983; 1987; 1984) évaluant l'effet de la vibration sur la douleur. La première étude (Lundeberg, 1983) a été menée auprès de 135 patients atteints de douleurs musculosquelettiques aiguës et 596 patients atteints de douleurs musculosquelettiques chroniques à différentes régions anatomiques. Les patients devaient, dans le cadre de cette étude, noter sur une échelle de cotation l'intensité de leur douleur avant, pendant et après la stimulation par vibration ( $f = 20-200$  Hz). Chez les patients ayant une douleur d'intensité faible à modérée, la vibration locale a généralement mené à une réduction de plus de 50 % de la douleur initiale qui s'est prolongée plus de 6 heures après la stimulation vibratoire. Les vibrations entre 50 et 150 Hz sont celles qui ont mené aux plus grandes diminutions de l'intensité de la douleur. Utilisant un protocole à toute fin similaire, la seconde étude (Lundeberg et al., 1984) a montré que les meilleurs sites pour obtenir une réduction de l'intensité de la douleur étaient directement sur la région douloureuse, sur le tendon du muscle douloureux ou le muscle antagoniste au muscle douloureux. Cette étude a également montré que la durée optimale d'application de la vibration afin de procurer un effet thérapeutique se situait entre 25 et 45 minutes. Enfin, la troisième étude faite à double

insu (Lundeberg et al., 1987) a montré que la vibration était plus efficace qu'un traitement placebo lors de douleurs musculosquelettiques chroniques. En effet, les participants sous l'influence de la vibration ont présenté une diminution de 48 % de l'intensité de leur douleur, comparativement à 34 % pour les patients chez qui on avait appliqué une unité placebo ne créant pas de vibration. Les auteurs ont semblé attribuer cette diminution de la douleur en présence de la vibration par la simple théorie du portillon.

Les travaux de Kakigi ont inclus des mesures plus concluantes afin de documenter les effets de la vibration sur le seuil de la douleur. Dans une étude réalisée en 1992, Kakigi & Shibasaki ont enregistré les potentiels évoqués somatosensoriels reliés à la douleur sous l'influence d'une vibration de 500 Hz appliquée sur les muscles dorsaux des 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> doigts. Une stimulation douloureuse était également appliquée sur la partie dorsale de la main innervée par le nerf radial grâce à un laser au dioxyde de carbone. Les résultats de cette étude ont montré que la latence des potentiels évoqués était significativement augmentée et que l'amplitude était diminuée lors de la vibration, comparativement à la condition contrôle où seulement un stimulus douloureux était présent. De plus, l'application de la vibration à très haute fréquence a mené à une hausse significative du seuil de douleur. Les auteurs ont présenté une hypothèse permettant d'expliquer leurs résultats : les sensations douloureuses seraient atténuées par les afférences des autres stimuli sensoriels qui auraient préséance dans le processus d'intégration. Cependant, cette étude a utilisé une vibration de 500 Hz et il demeure

difficile de justifier l'utilisation d'une fréquence si élevée considérant que la grande majorité des études sur la vibration ont utilisé des fréquences inférieures à 100 Hz.

Une étude conduite par Roy et ses collaborateurs (2003) a montré qu'une vibration locale de 100 Hz était plus efficace qu'une vibration de 20 Hz pour diminuer significativement l'intensité d'une douleur chronique d'origine temporo-mandibulaire. L'effet analgésique de la vibration a été évalué grâce à des cotations sur une échelle visuelle analogique prises à plusieurs reprises tout au long de l'application du stimulus vibratoire. Les auteurs ont conclu qu'une vibration à haute fréquence, en raison d'une activité afférente plus continue, pouvait être plus efficace qu'une vibration à basse fréquence afin d'interférer avec les afférences nociceptives à l'intérieur du système nerveux central. L'étude conduite par Weerakkody et ses collaborateurs (2003) a également montré qu'une vibration à haute fréquence ( $f = 80$  Hz) pouvait réduire complètement l'intensité d'une douleur modérée et de façon plus modeste, l'intensité d'une douleur intense. Malgré les preuves scientifiques grandissantes que nous fournissent ces études, les mécanismes neurophysiologiques expliquant la modulation de la douleur par la vibration ne sont pas complètement élucidés et demeurent plutôt spéculatifs encore à ce jour. Bien qu'une tendance semble s'installer sur l'utilisation d'une haute fréquence de vibration pour obtenir un effet analgésique, les différents protocoles utilisés impliquant divers types de douleur et localisation de la douleur rendent difficile la compréhension des propriétés antidouleurs de la vibration pour différentes affections musculosquelettiques du corps humain.

Somme toute, ce chapitre de mise en contexte théorique a permis de présenter plusieurs concepts qui ont principalement mis en lumière les fonctions des muscles squelettiques, les caractéristiques des douleurs lombaires et de la vibration musculotendineuse en lien avec les propriétés du système neuromusculaire. Les avancées scientifiques connues à ce jour dans le domaine et qui sont en lien avec la thématique de cette thèse ont également été présentées. On constate que l'étude du contrôle de la motricité comprend de nombreux paramètres servant à quantifier précisément la performance lors d'une tâche de pointage. Ces mesures varient selon les protocoles expérimentaux utilisés et incluent notamment le temps de mouvement ou temps de production de la force, l'amplitude de mouvement ou niveau de force produit, de même que la variabilité de ces mesures. On note que la présence d'une douleur lombaire chronique peut affecter le contrôle sensorimoteur du tronc si l'on se fie aux différentes études qui évaluent ces paramètres. D'autres études semblent également montrer une redistribution non-uniforme de l'activité musculaire jumelée à une repondération des afférences proprioceptives de la région lombaire au profit d'autres groupes musculaires en présence d'une lombalgie. Un des objectifs importants de cette thèse est de déterminer comment la vibration (un outil de stimulation des fuseaux neuromusculaires) peut modifier ces différents paramètres biomécaniques chez les patients atteints de douleurs lombaires chroniques. Afin de réaliser cet objectif, nous avons soumis des patients atteints de lombalgies à une tâche de production de forces isométriques du tronc durant laquelle nous avons appliqué une vibration locale sur les muscles érecteurs du rachis lombaire. L'étude des paramètres de précision et de

variabilité lors de la tâche permettra de mieux comprendre comment la vibration musculotendineuse peut modifier les stratégies motrices mises en place pour cette population, et permettra d'évaluer l'effet de la vibration sur le contrôle sensorimoteur du tronc lors de la fatigue musculaire. L'utilisation de contractions isométriques permettra d'évaluer l'effet de la vibration en limitant les réponses d'étirement musculaire qu'impliquent les mouvements dynamiques. De plus, un appareil d'évaluation isocinétique (dynamomètre qui peut être utilisé en mode isométrique) permettra notamment d'étudier la contribution des afférences proprioceptives du tronc au contrôle sensorimoteur en position debout en limitant le plus possible la participation des afférences provenant des membres inférieurs. A priori, une étude des paramètres de vibration chez des participants sains permettra de déterminer quelle fréquence stimule davantage le système sensorimoteur lors de la tâche expérimentale choisie. Une validation de ces résultats sur un muscle isolé et mono-articulaire permettra également de généraliser les paramètres mécaniques de la vibration à différents groupes musculaires lors de la production de forces isométriques. Les prochains chapitres présenteront les trois études scientifiques fondamentales réalisées dans le cadre de cette thèse doctorale.

#### **4. Hypothèses de recherche**

Les hypothèses de recherche sont postulées à partir des connaissances scientifiques contemporaines sur l'effet de la vibration musculotendineuse et de la connaissance des déficits sensorimoteurs associées aux douleurs lombaires chroniques. Il est anticipé que

la vibration locale stimulera les fuseaux neuromusculaires des muscles érecteurs du rachis et du muscle soléaire de façon à créer une illusion d'étirement ce qui entrainera une réponse de contraction musculaire (RTV). Cette réponse neurophysiologique influencera directement le contrôle de la production de forces isométriques. Spécifiquement, les hypothèses suivantes suggèrent que :

1. La vibration des muscles érecteurs du rachis lombaire mènera à une diminution de la précision et à une augmentation de la variabilité chez des participants sains lors de la tâche de production de forces isométriques du tronc (voir Chapitre 2);
2. Une haute fréquence de vibration mènera à une diminution plus élevée de la précision et à une augmentation plus élevée de la variabilité qu'une basse fréquence de vibration chez des participants sains lors de la tâche expérimentale (voir Chapitre 2);
3. Les résultats des paramètres de production de forces isométriques en flexion plantaire sous l'influence de la vibration seront les mêmes que ceux obtenus en extension du tronc (diminution de la précision et augmentation de la variabilité) (voir Chapitre 3);
4. Chez les patients atteints de lombalgies chroniques non-spécifiques, la vibration locale des muscles érecteurs du rachis lombaire mènera à une augmentation de la précision et à une diminution de la variabilité lors de la tâche de production de forces isométriques du tronc avec des valeurs se rapprochant de celles des participants sains sans vibration (voir Chapitre 4);



5. Sous l'influence de la fatigue musculaire, la vibration locale des muscles érecteurs du rachis lombaire mènera également à une augmentation de la précision et à une diminution de la variabilité lors de la tâche de production de forces isométriques du tronc chez les patients atteints de lombalgies chroniques non-spécifiques (voir Chapitre 4).

## **Chapitre 2**

Trunk isometric force production parameters during *erector spinae* muscle vibration at different frequencies

**Trunk isometric force production parameters during *erector spinae* muscle vibration at different frequencies**

Jean-Alexandre Boucher, DC, PhD (cand.)\*<sup>1</sup>, Martin C. Normand, DC, PhD<sup>2</sup>, Martin Descarreaux, DC, PhD<sup>2</sup>.

Address :

<sup>1</sup> Département de psychologie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

<sup>2</sup> Département de chiropratique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

Email :

Jean-Alexandre Boucher\* – [charljea@uqtr.ca](mailto:charljea@uqtr.ca); Martin C. Normand – [martin.c.normand@uqtr.ca](mailto:martin.c.normand@uqtr.ca); Martin Descarreaux – [martin.descarreaux@uqtr.ca](mailto:martin.descarreaux@uqtr.ca)

Funding:

The first author received scholarships from the Fondation Chiropratique du Québec (FCQ).

\* Corresponding author

Article publié dans la revue Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2013, vol. 10; p.89.

## 1. Abstract

**Background:** Vibration is known to alter proprioceptive afferents and create a tonic vibration reflex. The control of force and its variability are often considered determinants of motor performance and neuromuscular control. However, the effect of vibration on paraspinal muscle control and force production remains to be determined.

**Methods:** Twenty-one healthy adults were asked to perform isometric trunk flexion and extension torque at 60% of their maximal voluntary isometric contraction, under three different vibration conditions: no vibration, vibration frequencies of 30 Hz and 80 Hz. Eighteen isometric contractions were performed under each condition without any feedback. Mechanical vibrations were applied bilaterally over the lumbar *erector spinae* muscles while participants were in neutral standing position. Time to peak torque (TPT), variable error (VE) as well as constant error (CE) and absolute error (AE) in peak torque were calculated and compared between conditions.

**Results:** The main finding suggests that *erector spinae* muscle vibration significantly decreases the accuracy in a trunk extension isometric force reproduction task. There was no difference between both vibration frequencies with regard to force production parameters. Antagonist muscles do not seem to be directly affected by vibration stimulation when performing a trunk isometric task.

**Conclusions:** The results suggest that acute *erector spinae* muscle vibration interferes with torque generation sequence of the trunk by distorting proprioceptive information in healthy participants.

**Keywords:** Muscle vibration, Muscle spindle, Low back, Neuromuscular responses, Isometric force, Proprioception, Erector spinae muscles.

## 2. Introduction

The study of acute vibration effect on muscle force, power, balance and proprioception parameters is gaining popularity in the field of exercise physiology and physical rehabilitation. Over the past decades, numerous publications using non-standardized protocols tried to identify the underlying neural mechanisms responsible for the effects of acute vibration. As reported by a recent Cochrane review [1], such neural mechanisms remain equivocal due to the large number of studies using different methods of vibration application, vibration parameters and exercise regimens. One can therefore argue that different vibration frequencies, amplitudes and durations can potentially influence the outcome measures, making it difficult to compare the various study results. However, the local neurophysiological responses of a muscle to isolated vibration remain very well studied. Most authors seem to agree with the hypothesis that mechanical vibration tends to create a rapid lengthening and shortening phase of the vibrated muscle [2,3], resulting in a phase-oriented discharge mainly from primary endings [4-7], but also from secondary endings [4,5,8]. It has been reported that while intrafusal fibers are stretched, the sensory endings are also stretched and consequently increase their firing rate. This discharge generates an excitatory response via a monosynaptic pathway involving the motor innervation from the large-diameter alpha motor neurons. As reported by Granit *et al.* [9], secondary endings were found to elicit a similar excitatory response through a polysynaptic pathway, and thus foster contractions of the homonymous muscle. Burke *et al.* [10] and Hayward *et al.* [11] have proposed that Ib-afferents from Golgi tendon organs are likewise reactive to muscle vibration,

becoming more and more responsive when the muscle is contracting. It is also suggested that a vibration stimulus is capable of increasing muscle spindle activity, causing an excitatory response in the primary endings of a non-contracting muscle [10,12]. An ensuing contraction of the vibrated muscle, combined with inhibition of its antagonists, yields a tonic vibration reflex (TVR) [13-15].

Sustained muscle vibration is believed to introduce a bias that distorts the output of the Ia-afferents originating from the muscle spindles. The vibrated muscle is usually perceived to be longer than it actually is [16]. It has also been shown that primary and secondary endings respond in a submaximal manner when the muscle is in a relaxed state prior to contraction. While performing isometric voluntary contractions, the response of muscle spindle endings to vibration is maintained or increased under certain conditions as it seems to be attributed to the co-activation of the fusimotor system. Besides spinal reflex mechanisms, there is recent evidence suggesting that muscle tuning components and central motor command contribution also play a preponderant role in motor response to acute musculotendinous vibration [17,18]. It has also been reported that Ia afferent input has the ability to excite the corticospinal pathways [19] and activate the cortical motor areas [20].

In order to evaluate motor behavior during vibration exposure, several authors have used repositioning task protocols involving either upper or lower limb muscles. Studies conducted by Capaday and Cooke [21], Cody *et al.* [22] and Kasai *et al.* [23] have

shown that muscle vibration distorts the perception of static joint angle and movement causing systematic errors in the end point of movement. To date, few studies investigated the effects of vibration on trunk repositioning task performances. Fontana *et al.* [24] concluded that an exercise regimen including weightbearing exercises under low frequency whole body vibration may lead to improvements in lumbosacral repositioning accuracy. Alternatively, Brumagne *et al.* [25] suggested that muscle vibration applied at segmental level L5-S1 leads to significant increase in pelvis directional error in a sitting position as illustrated by a systematic undershooting of the target position. The authors concluded that further research on the effect of vibration on healthy individuals in other postures and other muscle groups was desirable to elucidate the complex mechanism of lumbosacral neuromuscular function.

The control of force production and its variability are often considered the principal factors of several motor control models aiming at the understanding of skillful behaviors. To our knowledge, trunk isometric force production parameters and their variability have not been studied (in a motor control context) under conditions of *erector spinae* muscle vibration. While attempting to produce a given target force repeatedly, the initial impulse for producing the force can be linked to the neuromuscular activity necessary to produce the action [26]. The use of isometric contractions to assess force production parameters in a repositioning task has been suggested to reflect various limitations of the neuromuscular system [27].

Therefore, the objective of this study was to determine whether or not the application of vibration alters the control of trunk isometric force production. The results of this study will help clarify the mechanisms explaining the role of vibration in the improvement or the disruption of sensorimotor control related to *erector spinae* muscles, while specifying the vibration parameters most likely to create the desired changes. Such information is relevant to the broader question of how muscle spindles signal spine force production during trunk isometric contractions under vibration influence. The authors tested the hypothesis that *erector spinae* muscle vibration disrupts motor control, making it less accurate and more inconsistent to perform an isometric force reproduction task.

### **3. Methods**

#### **3.1 Participants**

Force production parameters were measured in 21 healthy participants, 11 males and 10 females, with no history of chronic or recurrent low back pain, ranging in age from 19 to 54 years (age,  $24.3 \pm 7.6$  years; height,  $172.3 \pm 7.9$  cm; weight,  $69.4 \pm 12.6$  kg). All volunteers were recruited from the university population. Ethical approval for the study was granted by the university local ethics committee. Exclusion criteria were any acute/chronic thoracic or low back pain history, ankylosing spondylitis, trunk neuromuscular disease, inflammatory arthritis, scoliosis ( $15^\circ$  or more) and previous spinal surgery. Before testing, each participant was informed of the procedures and gave their written consent. In order to assess occupational physical activity and sports during



leisure time, participants also completed the Baecke-f questionnaire [28]. This questionnaire was filled out to ensure that the physical activity levels did not differ between participants. Basic data on study participants are shown in Table 1.

Table 1

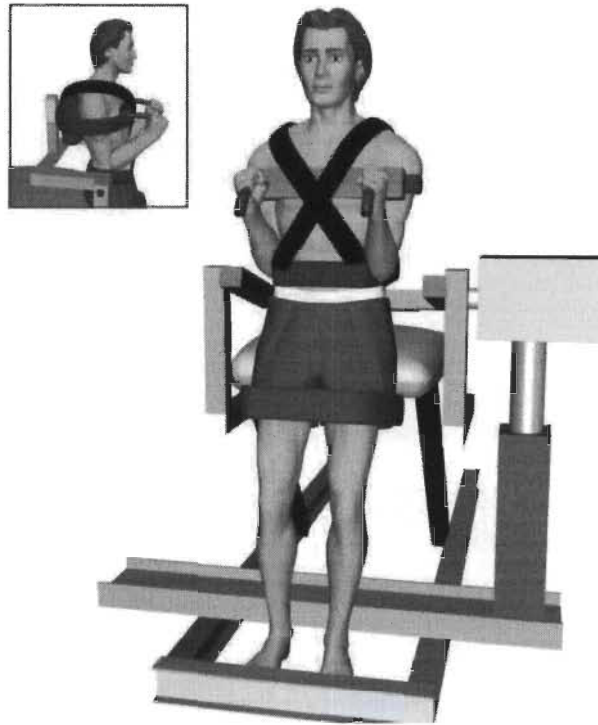
*Basic data on study participants*

| Parameter              |             |
|------------------------|-------------|
| <i>N</i>               | 21          |
| Age, yr                | 24.3 ± 7.6  |
| Weight, kg             | 69.4 ± 12.6 |
| Height, cm             | 172.3 ± 7.9 |
| Baecke-f questionnaire |             |
| simple sports score    | 5.9 ± 3.5   |
| leisure index          | 3.1 ± 0.5   |

### 3.2 Preparatory procedures

Testing was performed in a neutral standing posture (no trunk flexion or extension) with the set-up shown in Figure 1. Force data (torque) was obtained from an isokinetic device (The LIDO Active, Loredan Biomedical, West Sacramento, USA) used only in the isometric testing mode. First, maximal isometric flexion and extension torques of trunk muscles were collected while participants received personal encouragements from the experimenters. The higher torque value obtained in two consecutive 4-second trials was used as the reference for maximal voluntary contraction (MVC). After establishing

the MVC, participants were instructed to produce a sub-maximal trunk isometric force as quickly as possible as a warm-up procedure for each condition (flexion and extension). For the learning phase, they were told to produce a single impulse ("shoot and release") and to make no attempt at correcting the force once the contraction was initiated. During this phase, participants were given visual accuracy feedback through an oscilloscope located in front of them. They were able to evaluate their performance and correct it for the next trial, if necessary. Participants were specifically asked to produce peak torques that were within 10% of the target goal set at 60% of their MVC, while keeping their eyes open for the entire session. The learning phase, completed without any form of vibration, was stopped when ten contractions were performed. This procedure was used to ensure that all participants understood and adequately performed the experimental task. For every trial, torque data were recorded at a sampling frequency of 100 Hz. They were digitally filtered with an eighth-order Butterworth filter (10-Hz low-pass cut-off frequency).

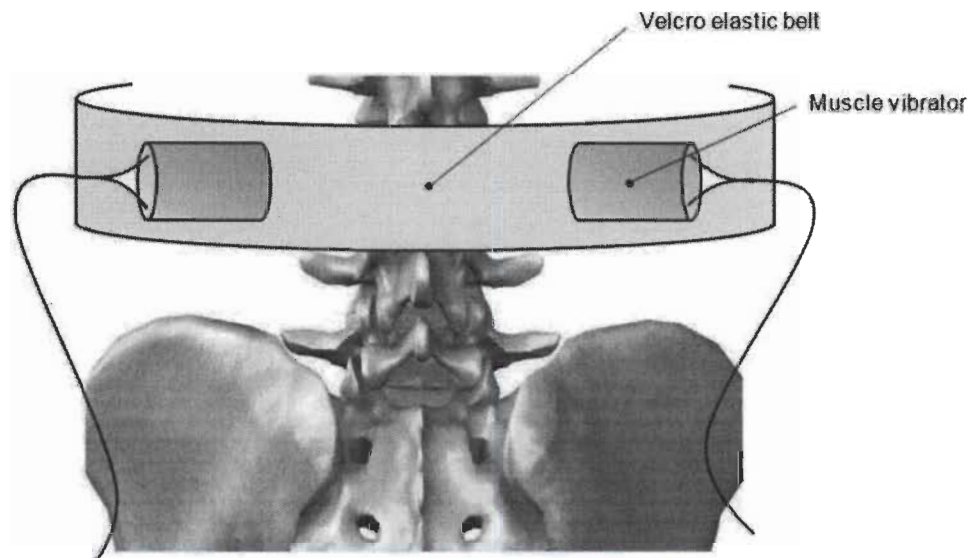


*Figure 1.* Testing position in neutral standing posture with and without mechanical vibration.

### **3.3 Muscle vibration protocol**

Superficial mechanical vibration was applied perpendicularly and bilaterally on lumbar *erector spinae* muscles at the third lumbar segment level (L3). Vibrators designed with a regulated DC power supply (Zurich, RPS-1012 MB) were held in place with a custom-made Velcro elastic lumbar belt (see Figure 2). The vibrators were placed in a standard position on all participants, by the same examiner, to ensure that the belt was secured with the same tension in all tests. This guaranteed the consistency of the applied vibration. Vibration frequencies used were 30 and 80 Hz with constant amplitude of 0.85 mm. These vibration characteristics were chosen in agreement with those suggested by Cardinale & Lim [29], who found an increased muscle activity when

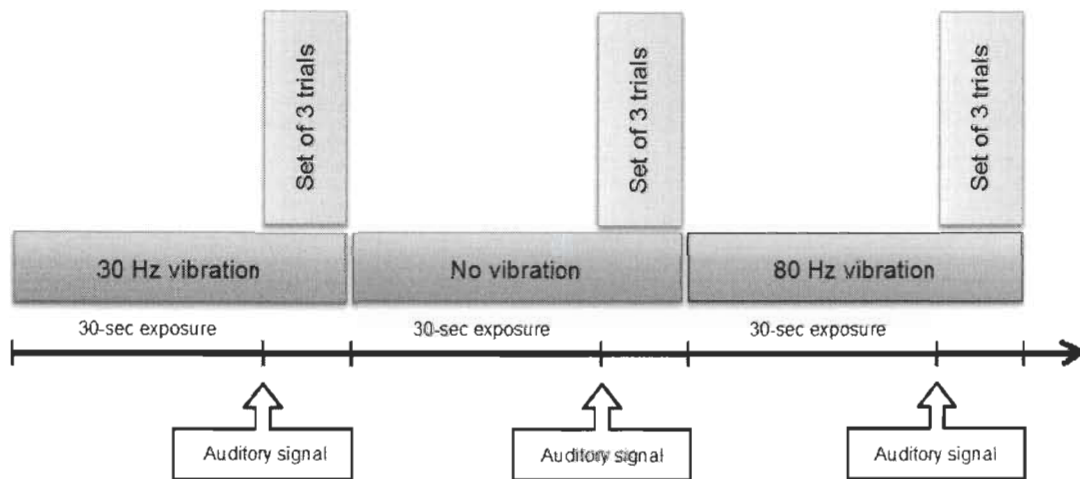
the vibration frequency was set at 30 Hz during whole body vibration, as well as Roll *et al.* [30] and Calvin-Figuière *et al.* [31] who suggested that 80 Hz vibration induced optimal kinesthetic illusions.



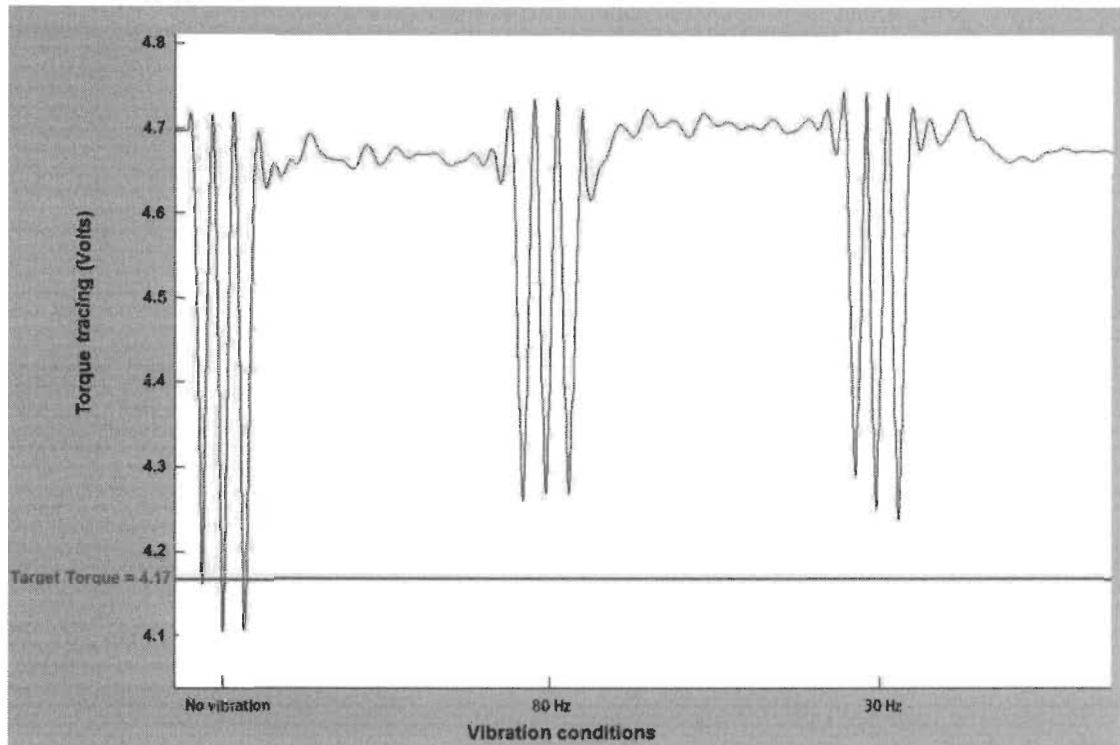
*Figure 2.* Experimental set-up for location of the applied vibration.

Flexion condition was tested first, and no visual or verbal feedbacks were provided during experimental trials. Participants were asked to perform a set of three trials following an auditory signal which was heard every thirty seconds, for each of the vibration conditions (no vibration, 30 Hz and 80 Hz). That sequence represented one block of trials (see Figure 3). A total of three blocks were completed for each flexion and extension condition for a total of nine trials for each of the vibration condition. A 5-minute rest period between each block was allowed to limit possible sequence or fatigue effects. Vibrations were applied thirty seconds before each auditory signal, with the onset order being predetermined for each block, and lasted during the torque generation

trials. The vibration, therefore, was applied without interruption throughout every vibration conditions without any rest or delay. The sequence in which each block of trials was presented was counterbalanced across participants. Figure 4 shows a representative example of peak torque tracings in trunk extension for the three vibration conditions, including the target torque.



*Figure 3.* Standard timeline of one block of trials. The sequence in which each block of trials was presented was counterbalanced across participants.



*Figure 4.* Example of one participant's peak torque tracings in trunk extension representing one block.

### 3.4 Data and statistical analyses

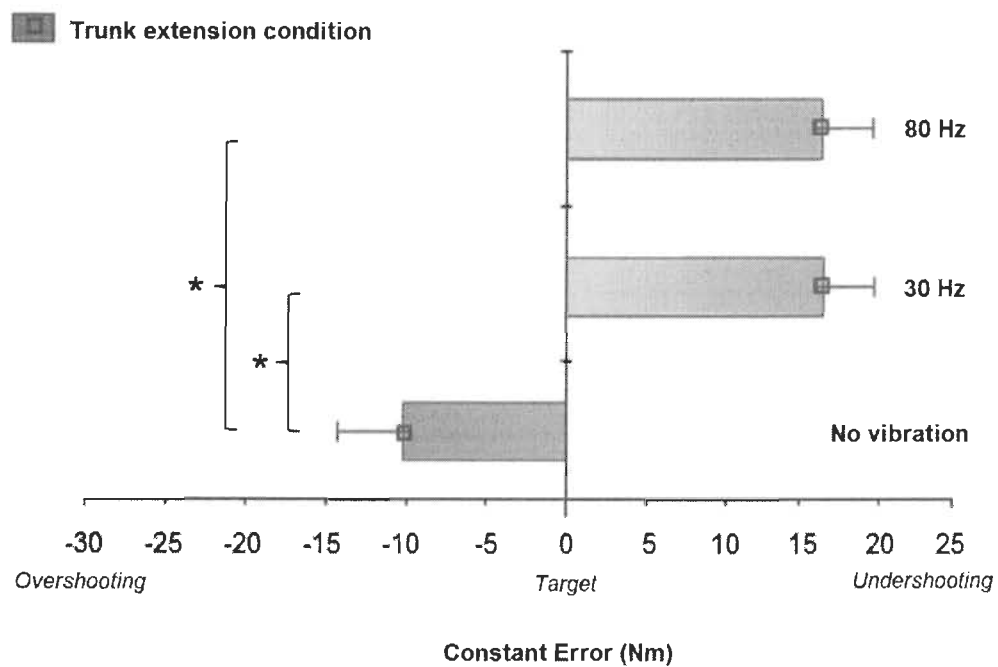
Time to peak torque (TPT), variable error (VE) as well as constant error (CE) and absolute error (AE) in peak torque were calculated and compared between vibration conditions in both flexion and extension. For each experimental trial, the onset of torque and peak torque were determined. Using this information, VE, CE and AE in peak torque were calculated for each condition. VE measures the inconsistency in movement outcome. It represents the difference between the participant's peak torque score on each trial and his or her own average score. CE represents the positive or negative difference between the peak torque reached and the target torque corresponding to 60% of the

MVC. A positive CE in trunk flexion corresponds to overshooting the target torque and a negative CE corresponds to undershooting the target torque. Inversely, a positive CE in trunk extension corresponds to undershooting the target torque and a negative CE corresponds to overshooting the target torque. AE in peak torque represents the average absolute deviation (without regard to torque direction) between the participant's responses and the target torque [3]. A two-factor within-participants ANOVA design (3 vibration frequencies x 2 directions of exertion) was used for this study. The significance level was set at  $P < 0.05$  for all analyses, and post-hoc comparisons, when needed, were conducted using the Bonferroni test.

#### 4. Results

The average MVC was  $113.24 \pm 58.11$  Nm in trunk flexion and  $128.06 \pm 72.51$  Nm in trunk extension. The statistical analysis yielded a significant difference in CE between the three vibration conditions in trunk extension ( $F(2,40) = 12.883$ ,  $P < 0.001$ ). Post-Hoc comparisons revealed significant increase in CE (undershoot) for both 30 Hz and 80 Hz vibration conditions (all  $P < 0.001$ ) when compared to the no vibration condition. This observation is illustrated in Figure 5. However, 30 Hz and 80 Hz conditions were not different from one another ( $P = 1.00$ ). The VE ( $F(2,40) = 0.034$ ,  $P = 0.967$ ) and AE ( $F(2,40) = 1.899$ ,  $P = 0.163$ ) values in trunk extension were not significantly different across conditions. On average, the TPT in trunk extension was  $466.65 \pm 8.49$  ms and did not differ significantly between the three vibration conditions ( $P > 0.05$ ). Table 2 displays the mean TPT, VE, CE, and AE scores for the three conditions in trunk

extension. Statistical analyses for TPT, VE, CE and AE in trunk flexion yielded no significant difference (all  $P > 0.05$ ). No significant vibration frequencies by directions of exertion interaction effect could be observed for the mean VE ( $F(2,40) = 0.198$ ,  $P = 0.821$ ), CE ( $F(2,40) = 14.556$ ,  $P = 0.620$ ) and AE scores ( $F(2,40) = 0.512$ ,  $P = 0.603$ ).



*Figure 5.* Comparison of mean constant errors in trunk extension task for each vibration condition: no vibration, 30 Hz vibration, and 80 Hz vibration (mean  $\pm$  standard error).



Table 2

Mean ( $\pm$ SD) Time to Peak Torque (TPT) in ms, Variable Errors (VE), Constant Errors (CE), and Absolute Errors (AE) in Nm for the three vibration conditions in trunk extension

|                 | TPT                 | VE              | CE                | AE              |
|-----------------|---------------------|-----------------|-------------------|-----------------|
| No vibration    | 462.74 $\pm$ 149.71 | 1.14 $\pm$ 1.53 | -10.15 $\pm$ 4.75 | 9.21 $\pm$ 3.47 |
| 30 Hz vibration | 476.39 $\pm$ 153.96 | 1.12 $\pm$ 1.38 | 16.36 $\pm$ 3.56  | 9.05 $\pm$ 3.19 |
| 80 Hz vibration | 460.81 $\pm$ 137.47 | 1.15 $\pm$ 1.73 | 16.18 $\pm$ 3.65  | 9.28 $\pm$ 3.50 |

## 5. Discussion

The aim of the present study was to determine whether or not the application of *erector spinae* muscle vibration alters the control of isometric force production of the trunk. The main findings suggest that *erector spinae* muscle vibration applied perpendicularly and bilaterally, at both 30 Hz and 80 Hz, significantly decreases the accuracy in a trunk extension isometric force reproduction task. Healthy participants were therefore less accurate in the extension force reproduction task corresponding to 60% of their MVC during *erector spinae* vibration and consequently undershot the target. The application of vibration, however, did not alter the torque trial consistency (VE) in any way. In a motor control context, CE and VE scores are preferable to AE values, as these error measurements can be interpreted more easily. However, CE scores do not consider the amount of scatter, variability, or inconsistency in performance of the torques [3]. Regarding the CE scores related to the no vibration condition, the question still remains as to why participants overshoot the target torque. Hypothetically, one can

believe the group of participants, in a general manner, tended to overshoot the target. However, even if they did so, the CE mean value remained lower when compared to the two vibration conditions. With this in mind, one can argue that there should be significant differences between the AE values in trunk extension. A controversy, however, exists about the use of AE. The mathematical properties of AE have been shown to be a complex combination of CE and VE, and it remains difficult to precisely assess the relative contribution of each measurement to AE [3]. The fact that TPT did not differ between the two vibration conditions suggests that participants did not modify their force production control strategy when vibration was applied. As suggested by Gordon and Ghez [26], when participants attempt to be as accurate as possible in a force reproduction task, they more consistently regulate force rise time around a constant value. In the present study, TPT was not expected to change, as instructions provided to participants prior to the experimentation focused essentially on precision.

Commonly reported muscle lengthening illusion in response to vibration has already been widely investigated [7,16]. Supported by repeated study observations, Eklund [32] found that muscle vibration can cause movement-illusions during isometric conditions. Kasai *et al.* [33], who studied the effect of vibration applied to postural muscles on anticipatory postural adjustment, reported about the central nervous system's (CNS) ability to integrate proprioceptive messages arising from different muscles. They suggested on this basis that proprioceptive inputs might inject erroneous signals to the CNS and lead to distortion of the postural adjustment's coordinate system. In their study

conducted on dynamic sitting position sense of the lumbosacral spine, Brumagne *et al.* [25] also showed that vibration successfully induced a muscle lengthening illusion which led to a significant reduction in repositioning accuracy (increased CE under the vibration condition). Interestingly, in the present study isometric force reproduction task under *erector spinae* muscle vibration also led to an increased CE (reduced accuracy). However, it should be pointed out that fundamental differences are observed between dynamic and isometric movements. When performing an isometric contraction, there is a close relationship between impulse frequency in single spindle afferents and the strength of isometric contractions [34]. The average discharge of primary endings seems to remain constant and dependent on the torque generated by the isometric contraction [34]. Conversely, shortening contraction is well known to unload spindle endings; consequently, reducing muscle spindle firing rate endings seems to remain constant and dependent on the torque generated by the contraction [35]. Still, the hypothesis that vibration induces a kinesthetic illusion (in the direction that would produce stretching of the stimulated muscles) responsible for decreases in accuracy in this study should be considered. The positive CE found in trunk extension may correspond with an *erector spinae* lengthening illusion perceived by participants as they felt their trunk was leaning forward during vibration exposure. It is therefore possible that such lengthening illusion in trunk flexion has led participants to undershoot the target in trunk extension. Undershooting is consistent with an overestimate of required torque to achieve the target. In an interesting manner, Cafarelli and Kostka [36] found that vibration applied to

the tendons during isometric contractions leads to an overestimation of the force generated by 30% and conversely, a 25% lesser than intended force is generated.

Burke *et al.* [5] were the first to study the effects of vibration on isometric voluntary contractions. The authors found that many of the spindle endings showed significant decreases in response to vibration with the appearance of the TVR. The discharge, however, remained locked to vibration cycles, and a partial recovery of the vibration responsiveness of primary endings occurred with prolonged vibration. Cordo *et al.* [37] also reported the timing of vibration being a key factor in the motor response. The methodological design of their study aimed at comparing three timings of vibration while performing a pointing task. If vibration began at the onset of movements, participants undershot the target. If vibration started 5 seconds before movement onset and continued throughout the movement, the undershoot error increased in magnitude. However, if vibration started 5 seconds before movement onset and then stopped at movement onset, participants overshot the target. Because participants, in our experiment, were exposed to 30 seconds bouts of vibration before torque onset and during torque trials, such a prolonged vibration exposure could somehow account for the negative CE found. In accordance with the timing principles investigated by Cordo *et al.*, vibration exposure in this study could play some sort of role in increasing the magnitude of undershoot errors.

Physiological messages triggered by ongoing motor activities undergo a series of changes during the exposure of muscles to vibration [30]. From a neurophysiological point of view, acute muscle vibration may induce two types of muscle spindle adaptations: alterations in spindle sensitivity [38,39] or distortions in muscle primary afferents [10,16,40]. The question still arises on how different vibration frequencies with constant amplitude could lead or not to distinctive alterations in muscle spindle sensitivity or afferent distortions. A few authors attempted to compare various vibration frequencies in an exercise training perspective using whole body vibration [29,41] or in microneurographic studies [7,12,30]. These findings suggest vibration frequencies have distinctive muscle spindle primary ending discharge ratios. Although a greater kinesthetic illusion with 80 Hz was expected, no significant difference was observed with regard to vibration frequencies in the present study. This could be explained in part by acute vibration application on lower back muscles having several musculotendinous layers and degrees of freedom, which potentially differs from a vibration applied on a single monoarticular muscle.

Absence of significant results in trunk flexion is explained by the fact that vibration was applied on lumbar *erector spinae* muscles. These findings reinforce the main idea that mechanical vibration has a local influence on its vibrated muscles [39] and confirm that vibration of *erector spinae* muscles did not spread to surrounding structures through passive tissues or the custom-made Velcro elastic lumbar belt. Therefore, antagonist

muscles do not seem to be directly affected by vibration stimulation when performing a trunk isometric task.

### **5.1 Clinical applications**

Vibration as a therapeutic modality is gaining in popularity. However, the clinical efficacy of vibration in the treatment of musculoskeletal disorders remains to be determined. Beneficial effect of vibration stimulation has been described in patients with non-specific low back pain (LBP). For instance, Brumagne et al. [42] reported increased trunk repositioning accuracy in patients with LBP submitted to paraspinal vibration. As previously mentioned, two hypotheses regarding muscle vibration effects have been suggested: muscle vibration could either distort muscle's primary afferent by introducing a bias signal in a parallel channel [10,16,30,40], or have beneficial effects because of a stochastic resonance-based enhancement of proprioceptive acuity [38,43]. Results from laboratory studies usually have limited generalizability. Nevertheless, the present findings suggest that vibration can alter proprioceptive inputs from *erector spinae* muscles and could therefore be used as an additional challenge to the sensorimotor system during rehabilitation exercises.

### **5.2 Study limitations**

In accordance with Brumagne *et al.*'s [44] consideration about proprioceptive evaluation based on position and movement sense, a possible limitation of this form of evaluation is the fact that pointing task assessments stem from conscious control and

memory, while proprioception control in the overall scheme of things is a more subconscious process. The experimental design of this study was not to provide any new evidence on the contribution of central pathways aiming at identifying the complete proper neural mechanisms, but to evaluate the motor response to acute local vibration exposure. Further vibration studies conducted on lumbar spine would benefit from monitoring motor unit and neural conduction activity in a sensorimotor control perspective.

## **6. Conclusion**

On the basis of the results presented in this study, as well as previously reported findings on repositioning task protocols, it seems that acute *erector spinae* muscle vibration interferes with torque generation sequence by distorting proprioceptive information resulting in muscle lengthening illusion. The current study provides evidence that precise muscle spindle input of *erector spinae* muscles is crucial for accurate spine isometric force production in a neutral standing position. It is important to note, however, that paraspinal musculature has several musculotendinous layers, so further studies should be done on a mono-articular muscle to validate the results of this particular research before conducting them on low back pain populations.

### **List of abbreviations**

AE: absolute error; ANOVA: analysis of variance; CE: constant error; CNS: central nervous system; LBP: low back pain; MVC: maximal voluntary contraction; SD: standard deviation; TPT: time to peak torque; TVR: tonic vibration reflex; VE: variable error.

### **Competing interests**

The authors declare that they have no competing interests.

### **Authors' contributions**

All authors were equally involved in the conceptualization and design of the study. JAB recruited subjects, managed data collection, completed data analysis and drafted the manuscript. MCN and MD supervised data collection, assisted with drafting and provided critical revision of the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.



## 7. References

1. Cochrane DJ: The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. *J Sports Sci Med* 2011, 10:19-30.
2. Rittweger J: Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol* 2010, 108:877-904.
3. Schmidt RA, Lee TD: Sensory contributions to motor control. In *Motor Control and Learning: A Behavioural Emphasis*. 4<sup>th</sup> edition. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, Inc.; 2005:125-162.
4. Brown MC, Engberg I, Matthews PB: The relative sensitivity to vibration of muscle receptors of the cat. *J Physiol* 1967, 192:773-800.
5. Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, Wallin BG: The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *J Physiol* 1976, 261:695-711.
6. Homma S, Kanda K, Watanabe S: Monosynaptic coding of group Ia afferent discharges during vibratory stimulation of muscles. *Jpn J Physiol* 1971, 21:405-417.
7. Roll JP, Vedel JP: Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res* 1982, 47:177-190.
8. McGrath GJ, Matthews PB: Evidence from the use of vibration during procaine nerve block that the spindle group II fibres contribute excitation to the tonic stretch reflex of the decerebrate cat. *J Physiol* 1973, 235:371-408.
9. Granit R, Hennrich HD: Gamma control of dynamic properties of muscle spindles. *J Neurophysiol* 1956, 19:356-366.

10. Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, Wallin BG: The responses of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *J Physiol* 1976, 261:673-693.
11. Hayward LF, Nielsens RP, Heckman CJ, Hutton RS: Tendon vibration-induced inhibition of human and cat triceps surae group I reflexes: Evidence of selective Ib afferent fiber activation. *Exp Neurol* 1986, 2:333-347.
12. Ribot-Ciscar E, Rossi-Durand, Roll JP: Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neurosci Lett* 1998, 258:147-150.
13. Eklund G, Hagbarth KE: Motor effects of vibratory muscle stimuli in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1965, 19:619.
14. Eklund G, Hagbarth KE: Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol* 1966, 16:80-92.
15. Matthews PB: The reflex excitation of the soleus muscle of the decerebrate cat caused by vibration applied to its tendon. *J Physiol (Lond)* 1966, 184:450-472.
16. Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PBC: The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain* 1972, 95:705-748.
17. Munte TF, Jobges EM, Wieringa BM, Klein S, Schubert M, Johannes S, Dengler R: Human evoked potentials to long duration vibratory stimuli: Role of muscle afferents. *Neurosci Lett* 1996, 216:163-166.

18. Macefield VG, Gandevia SC, Bigland-Ritchie B, Gorman RB, Burke D: The firing rates of human motoneurons voluntarily activated in the absence of muscle afferent feedback. *J Physiol (Lond)* 1993, 471:429-433.
19. Carson RG, Riek S, Mackey DC, Meichenbaum DP, Willms K, Forner M, Byblow WD: Excitability changes in human forearm corticospinal projections and spinal reflex pathways during rhythmic voluntary movement of the opposite limb. *J Physiol (Lond)* 2004, 560:929-940.
20. Lewis GN, Byblow WD, Carson RG: Phasic modulation of corticomotor excitability during passive movement of the upper limb: effects of movement frequency and muscle specificity. *Brain Res* 2001, 900:282-294.
21. Capaday C, Cooke JD: The effects of muscle vibration on attainment of intended final position during voluntary human arm movement. *Exp Brain Res* 1981, 42:228-230.
22. Cody FM, Schwartz MP, Smit GP: Proprioceptive guidance of human voluntary wrist movements studied using muscle vibration. *J Physiol* 1990, 427:455-470.
23. Kasai T, Kawanishi M, Yahagi S: Effects of upper limb muscle vibration on voluntary wrist flexion-extension movements. *Percept Mot Skills* 1994, 78:43-47.
24. Fontana TL, Richardson CA, Staton WR: The effect of weightbearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: A pilot study on normal participants. *Aust J Physiother* 2005, 51:259-263.
25. Brumagne S, Lysens R, Swinnen S, Verschueren S: Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine* 1999, 24:1328-1331.

26. Gordon J, Ghez C: Trajectory control in targeted force impulses: II. Pulse height control. *Exp Brain Res* 1987, 67:241–252.
27. Newell KM, Carlton LG: Force variability in isometric responses. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1988, 14:37–44.
28. Baecke JAH, Burema J, Frijters ER: A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr* 1982, 36:936-942.
29. Cardinale M, Lim J: Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 2003, 17:621-624.
30. Roll JP, Vedel JP, Ribot E: Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res* 1989, 76:213-222.
31. Calvin-Figuière S, Romaguère P, Roll JP: Relations between the directions of vibration-induced kinaesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain Res* 2000, 881:128-138.
32. Eklund G: Position sense and state of contraction; the effects of vibration. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1972, 35:606-611.
33. Kasai T, Yahagi S, Shimura K: Effect of vibration-induced postural illusion on anticipatory postural adjustment of voluntary arm movement in standing humans. *Gait Posture* 2002, 15:94-100.

34. Vallbo AB: Human muscle spindle discharge during isometric voluntary contractions. Amplitude relations between spindle frequency and torque. *Acta physiol scand* 1974, 90:319-36.
35. Pierrot-Deseilligny P, Burke D: Muscle spindles and fusimotor drive: microneurography and other techniques. In *The Circuitry of the Human Spinal Cord: Its Role in Motor Control and Movement Disorders*. 1<sup>st</sup> edition. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2005:113-50.
36. Cafarelli E, Kostka CE: Effect of vibration on static force sensation in fatigued muscle. *Exp Neurol* 1981, 74:331-40.
37. Cordo P, Gurfinkel VS, Bevan L, Keer GK: Proprioceptive consequences of tendon vibration during movement. *J Neurophysiol* 1995, 4:1675-1688.
38. Cordo P, Inglis JT, Verschueren S, Collin JJ, Merfeld DM, Rosenblum S, Buckley S, Moss F: Noise in human muscle spindles. *Nature* 1996, 383:769-770.
39. Mischi M, Cardinale M: The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2009, 41:645-652.
40. Inglis JT, Frank JS, Inglis B: The effect of muscle vibration on human position sense during movements controlled by lengthening muscle contraction. *Exp Brain Res* 1991, 84:631-634.
41. Da Silva ME, Nunez VM, Vaamonde D, Fernandez JM, Poblador MS, Garcia-Manso JM, Lancho JL: Effects of different frequencies of whole body vibration on muscular performance. *Biol Sport* 2006, 23:3.

42. Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S: The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine* 2000, 25:989-994.
43. Moss F, Pierson D, O’Gorman D: Stochastic resonance: Tutorial and update. *Int J Bifurcation Chaos* 1994, 4:1383-1397.
44. Brumagne S, Dolan P, Pickar J: The complexity of sensory function in spinal control and low back pain. In *7<sup>th</sup> Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain: 9-12 November 2010; Los Angeles*. 2010:408-413.

### **Chapitre 3**

Sensorimotor control during peripheral muscle vibration:  
an experimental study

## **Sensorimotor control during peripheral muscle vibration: an experimental study**

Jean-Alexandre Boucher, DC, PhD (cand.)\*<sup>1</sup>, Martin C. Normand, DC, PhD<sup>2</sup>, Éric Boisseau, DC, MSc (cand.)<sup>3</sup>, Martin Descarreaux, DC, PhD<sup>4</sup>.

Address :

<sup>1</sup> Département de psychologie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

<sup>2</sup> Département de chiropratique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

<sup>3</sup> Département de kinésiologie, Université de Montréal, 2900 Boul. Édouard-Montpetit, Montréal, Québec, Canada, H3T 1J4

<sup>4</sup> Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

Email :

Jean-Alexandre Boucher\* – charljea@uqtr.ca; Martin C. Normand – martin.c.normand@uqtr.ca; Éric Boisseau – eric.boisseau@uqtr.ca; Martin Descarreaux – martin.descarreaux@uqtr.ca

Funding:

The first author received scholarships from the Fondation Chiropratique du Québec (FCQ).

\* Corresponding author

Article publié dans la revue *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 2014, vol. 38; p.35.



## **1. Abstract**

**Objective:** The aims of this study were to determine whether the application of vibration on a postural lower limb muscle altered the sensorimotor control of its joint as measured by isometric force production parameters and to compare present findings with previous work conducted on trunk muscle.

**Methods:** Twenty healthy adults were asked to reproduce submaximal isometric plantar flexion under three different conditions: no vibration, vibration frequencies of 30 and 80 Hz on the soleus muscle. Time to peak torque, variable error as well as constant error and absolute error in peak torque were calculated and compared across conditions.

**Results:** Under vibration, participants were significantly less accurate in the force reproduction task, as they mainly undershot the target torque. Applying an 80-Hz vibration resulted in a significantly higher negative constant error than lower-frequency vibration (30 Hz) or no-vibration condition. Decreases in isometric force production accuracy under vibration influence were also observed in a previous study conducted on trunk muscle. However, no difference in constant error was found between 30- and 80-Hz vibration conditions.

**Conclusions:** The results suggest that acute soleus muscle vibration interferes with plantar flexion torque generation by distorting proprioceptive information leading to decreases in accuracy of a force reproduction task. Similar results in an isometric trunk extension force reproduction task were found with vibration applied on erector spinae muscle. However, high-frequency vibration applied on soleus muscle elicited higher force reproduction errors than low-frequency stimulation.

**Key Words:** Vibration; torque; muscle spindles; proprioception; soleus muscle.

## 2. Introduction

Vibration exercise has been shown to improve muscle activity, force and power via neurogenic potentiation.[1-5] When applied on a muscle belly or tendon, mechanical vibration also becomes a valuable tool for studying the relative contribution of muscle spindles in proprioception and motor control.[6] It is well known that the primary spindle endings, via the large Ia afferent fibers, feed the central nervous system with inputs about changes in the length of load-bearing muscles for both sensorimotor and perceptual purposes.[7-12] In the central nervous system, vibration stimulation is interpreted as a stretching of a muscle resulting in an integration of proprioceptive inputs that does not reflect the actual body position or state of muscle elongation.[13-15] This erroneous interpretation induces, in some circumstances, illusions of movements [16-18], motor effects such as contraction of the muscle being vibrated (the tonic vibratory reflex) [19-21] or compensatory postural responses [22-24]. Mechanical vibration of sufficient amplitude and frequency can result in a selective activation of the Ia afferent, whereas the II and Ib afferents are either insensitive or only slightly sensitive to such stimulation [13, 15, 25] Globally, neurophysiological studies show that motoneuron's response is locked to the frequency of the vibratory stimulus in relaxed human muscles [13, 26], but this phase-lock decreases in the presence of a voluntary isometric contraction [25]. Numerous human studies have shown the motor unit firing rate to be altered with vibration, but the effects are dependent on the experimental protocol and the instructions provided to the participants.[27] For example, Griffin et al. [28] showed that intermittent vibration applied to the triceps brachii tendon during a fatiguing isometric

contraction reversed the previously decreasing motor unit discharge rate. Grande & Cafarelli [29], however, demonstrated that intermittent vibration led to brief decreases in motor unit firing rate during a non-fatiguing contraction of the knee extensors. As a whole, vibration is likely to increase motoneuron excitation and the firing rate of motor units in an unconstrained system.

To date, most of the studies exploring the effect of acute muscle vibration on postural control and force generation have been conducted on triceps surae muscles. Previous data have shown that the combination of brief vibratory bursts applied to the tendon of the triceps surae and percutaneous electrical stimulation to the same muscle group could evoke extra self-sustained forces of considerable magnitude.[30] More recently, Spiliopoulou et al. [6] found that tendon vibration, applied during isometric tasks, increased the plantar flexion torque (increases between 20 and 30% of the maximal voluntary contraction [MVC]), and agonist muscle activation. In postural control studies, it was also reported that bilateral Achilles tendon vibration induces changes in proprioception resulting in the backward lean of the body with trunk extension, posterior pelvic tilt, and flexion of hips and knees.[31] Although most studies have focused on the effect of triceps surae vibration on postural orientation, specific tasks linked to dimensions of motor control, including goal-directed movements such as pointing, reaching and aiming, have mainly been studied in the upper limb.[32-36] In a recent study, local vibration applied on erector spinae muscle significantly decreases the accuracy in a trunk extension isometric force reproduction task.[37] The study showed

that there was no difference between 30- and 80-Hz vibration stimulation with regard to force production parameters. It remains to be determined if similarities in results between vibration frequencies and decreased sensorimotor control observed during vibration exposure may be influenced by the complex network of paraspinal muscles. Spinal movement and stabilization requires complex interactions including intricate control of loading and motion on the different segments and vertebral structures. Therefore, muscle vibration effects may not only operate through the well-documented alteration of muscle spindles afferent activity.

The aims of the present study were (1) to determine whether or not the application of vibration alters the control of soleus isometric force production; and (2) to compare present findings with previous work conducted on trunk muscle. The results of this fundamental study will help clarify the role of vibration in the improvement or the disruption of sensorimotor control related to lower limb monoarticular muscles, while specifying the vibration parameters most likely to create the desired changes. Such information is relevant to the broader question of how muscle spindles signal force production of a postural and antigravity muscle during isometric contractions under vibration influence. In this study, the hypothesis that soleus muscle vibration disrupts motor control, making it less accurate and more inconsistent during an isometric force reproduction task, was tested.

### **3. Materials and methods**

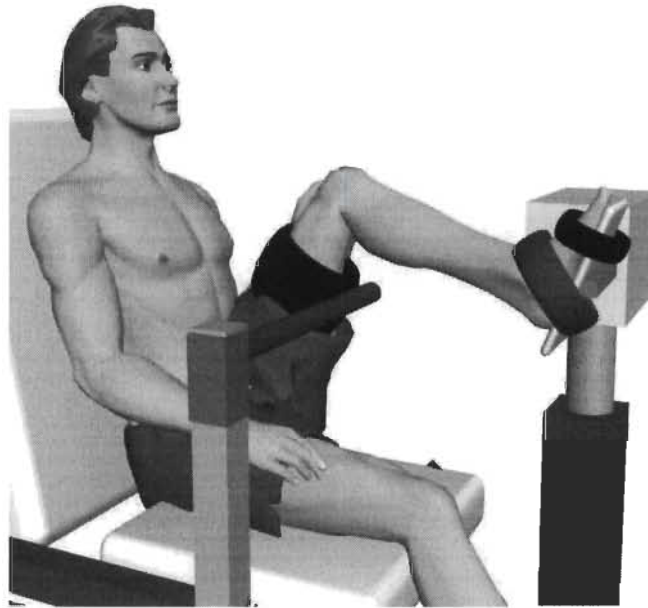
#### **3.1 Study participants**

For this study, 20 healthy and active participants, 11 men and 9 women, ranging in age from 22 to 28 years, (mean age:  $23.5 \pm 1.5$  years; weight:  $65.7 \pm 11.8$  kg; height:  $172.1 \pm 8.1$  cm) engaged in the testing. All participants were recruited from the Université du Québec à Trois-Rivières student population. Written informed consent was provided by the participants, and they were fully advised of the procedures. The experimental procedures were approved by the Université du Québec à Trois-Rivières Ethics committee. Exclusion criteria were any acute sprain of the knee/ankle, stress fracture, neuromuscular disorder, inflammatory arthritis, history of knee/ankle surgery, and coagulation disorder.

#### **3.2 Dynamometer device**

Force data (torque) in plantar flexion was obtained from an isokinetic device (The LIDO Active, Loredan Biomedical, West Sacramento, USA) used in the isometric testing mode with the set-up shown in Figure 1. Testing was performed in a sitting position, the left knee flexed at  $90^\circ$  to limit activation of the gastrocnemius muscles. The ankle was held in place with 2 straps. The hip was also flexed and supported to ensure that participants correctly perform soleus contractions avoiding knee extension. In biomechanics and functional anatomy, there are marked differences in the action of mono- and polyarticular muscles. Evidence is provided that the control of mono- and polyarticular muscles is based on different processes and different sources of

information.[38] Many studies have also shown that polyfunctional muscles characteristically have more complicated and task-dependent behavior than unifunctional.[39-42] The present study was conducted on the soleus muscle to reflect those various limitations.



*Figure 1.* Testing position with the ankle in a neutral position with and without mechanical vibration.

### **3.3 Experimental task**

Maximal isometric plantar flexion torques of the left soleus muscles were collected while participants received personal encouragements from the experimenters. Testing was done with the ankle in a neutral position (no plantar flexion or dorsal flexion). The highest torque value obtained in 2 consecutive 4-second trials was used as the reference for MVC, with a 1-minute rest period between both trials. After establishing the MVC, participants were instructed to produce a sub-maximal plantar flexion isometric force,

corresponding to 60% of their MVC, as quickly as possible as a warm-up procedure. For the learning phase, they were told to produce a single impulse ("shoot and release") and to make no attempt at correcting the force once the contraction was initiated. During this phase, participants were given visual accuracy feedback through an oscilloscope located in front of them. They were able to evaluate their performance and correct it for the next trial, if necessary. Participants were specifically asked to produce peak torques that were within 10% of the target goal set at 60% of their MVC, while keeping their eyes open for the entire session. The learning phase, completed without any form of vibration, was stopped when participants completed ten contractions successfully (i.e. within 10% of the target goal). This procedure was used to ensure that all participants understood and adequately performed the experimental task. For every trial, torque data were recorded at a sampling frequency of 100 Hz. They were digitally filtered with an eighth-order Butterworth filter (10-Hz low-pass cut-off frequency).

### 3.4 Vibration stimulation

Superficial mechanical vibration was applied locally on the left soleus muscle (small eccentric rotating masses, weighted about 450 g, 7.5 cm long with a diameter of 4 cm). Vibrator using a regulated DC power supply (Zurich Electric, RPS-1012 MB, Taipei Hsien, Taiwan) was held in place with a custom-made Velcro elastic strap (8 cm wide). The vibrator was placed in a standard position on all participants (fastened over the muscle belly approximately 20-25 cm above the ankle joint according to the participant lower limb morphology), by the same experimenter, and the elastic strap was

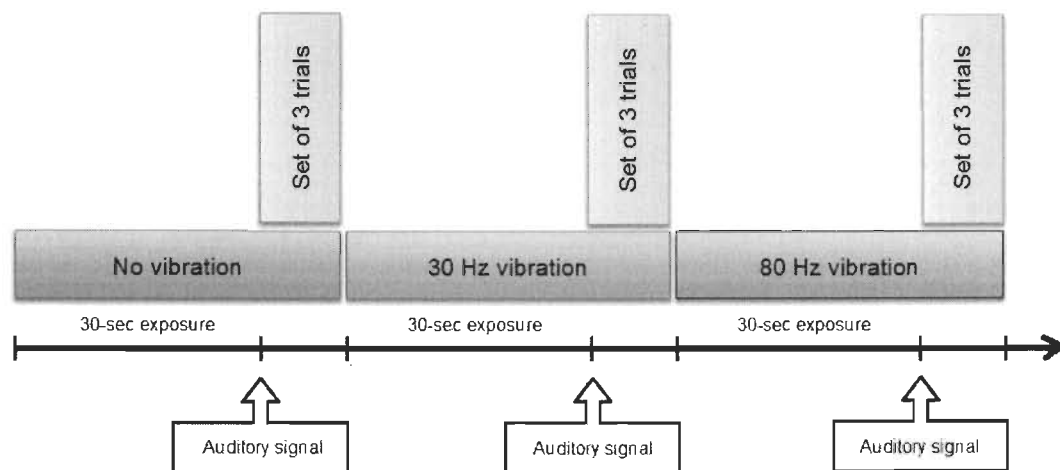
secured with sufficient and appropriate tension in all tests. Vibration frequencies used were 30 and 80 Hz with constant amplitude of 0.85 mm (peak to peak). Vibration parameters data were collected by a motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, ON, Canada) with 2 light emitting diodes positioned on the left and right aspect of the vibrator. The data were sampled at 1000 Hz and low-pass filtered by a dual-pass, fourth order Butterworth filter with a cutoff frequency at 10 Hz. These vibration characteristics were chosen in agreement with Luo et al. review [43] who suggested that vibration around 30 Hz was most effective for muscle activation and increased muscle strength, as well as Roll et al. [15] and Calvin-Figuère et al. [44] who suggested that local vibration of 80 Hz induced optimal kinesthetic illusions. Fallon & Macefield [45] also reported increased proprioceptive input from muscle spindles with local vibration over 40 Hz with moderate contraction.

### **3.5 Force reproduction task**

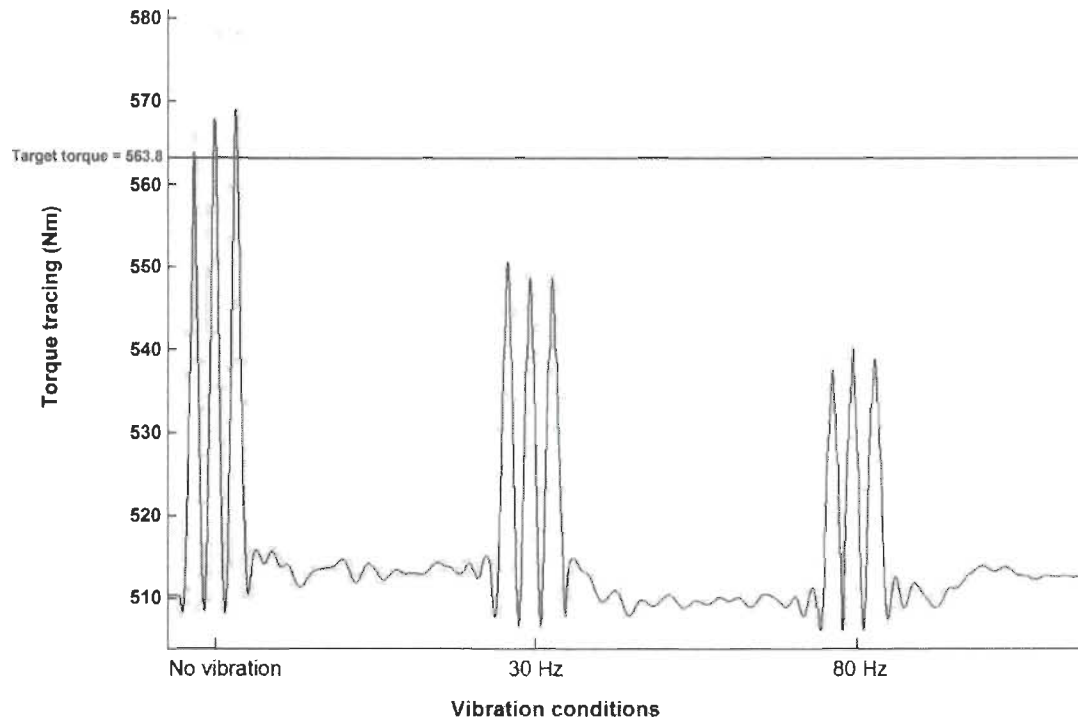
Participants were asked to perform a set of 3 trials following an auditory signal which appeared every 30 seconds for each of the vibration conditions (no vibration, 30 Hz and 80 Hz). That precise sequence represented one block (see Figure 2). Three blocks were conducted for a total of nine trials for each of the vibration condition. A 5-minute rest period between each block was allowed to limit possible sequence or fatigue effects. Figure 3 shows a typical example of peak torque tracings for the three vibration conditions, including the target torque. Vibration was applied 30 seconds before each auditory signal, with the onset order being predetermined for each block, and lasted



during the torque generation trials. The vibration, therefore, was applied without interruption throughout every vibration conditions without any rest or delay. No visual or verbal feedbacks were provided during experimental trials. The use of isometric contractions to assess force production parameters in a repositioning task has been suggested to reflect various limitations of the neuromuscular system.[46] The sequence in which each block of trial was presented was counterbalanced across participants to avoid any sequence effect. To evaluate any effect of muscle fatigue, participants had to perform a post-MVC immediately after the end of the testing session.



*Figure 2.* Standard timeline of one block of trials. The sequence in which each block of trials was presented was counterbalanced across participants.



*Figure 3.* Example of one participant's peak torque tracings in plantar flexion representing one block.

### 3.6 Data and statistical analyses

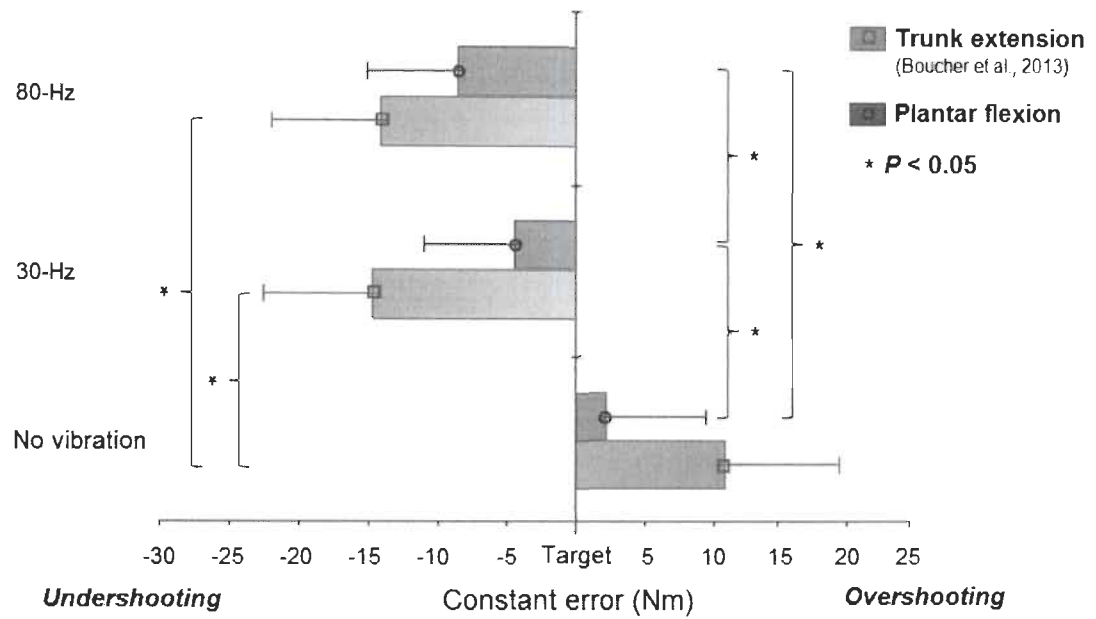
Time to peak torque (TPT) and 3 measures of mean error in peak torque were measured: variable error (VE), constant error (CE) as well as absolute error (AE). Each has a slightly different meaning in term of performer's capability. For each experimental trial, the onset of torque and peak torque were determined, wherein onset of torque represents the initial point of the ramp up and peak torque represents the highest torque value reached for one trial. The detection and marking of these two values were made through a visual inspection by the same experimenter. *Time to peak torque* can therefore be defined as the time needed to reach the peak torque from the onset of torque

generation. Using this information, VE, as well as CE, and AE in peak torque were calculated and compared between each vibration condition. In short, VE measures the inconsistency in movement outcome. It represents the difference between the participant's peak torque score on each trial and his or her own average score. *Constant Error* represents the positive or negative difference between the peak torque reached and the target torque corresponding to 60% of the MVC. The CE score indicates the amount of direction of deviation relative to the target. A positive CE in plantar flexion corresponds to overshooting the target torque and a negative CE corresponds to undershooting the target torque. *Absolute Error* is a measure of overall accuracy in performance. *Absolute Error* in peak torque represents the average absolute deviation (without regard to torque direction) between the participant's responses and the target torque.[47] This study was conducted with a counterbalanced measures design. With data normally distributed and equal variance, repeated measures analyses of variance were used to compare isometric force production parameters from the testing sessions. Sampling distribution for each participant was also assessed for outlying observations (standard deviation > 3). To assess the possible fatigue phenomenon, pre- and post-MVC were also compared with paired-samples *t* Test. The significance level was set at  $P < 0.05$  for all analyses with post hoc comparisons (Bonferroni test) when appropriate.

#### **4. Results**

Repeated measures analyses of variance were computed to determine if there were any significant differences in TPT, VE, CE and AE between vibration conditions. The

independent variable (the vibration frequency) had 3 different levels: no vibration, 30 Hz and 80 Hz. The statistical analysis yielded a significant difference in CE between the three vibration conditions ( $F_{2,38} = 30.313$ ,  $P < 0.001$ ). Since equal variances were assumed ( $F_{\text{Mauchly } 2,40} = 0.021$ ,  $P = 0.993$ ), the Bonferroni test revealed significant increase in magnitude of CE mean values for both 30-Hz ( $P < 0.001$ ) and 80-Hz ( $P < 0.001$ ) vibration conditions when compared to the no-vibration condition. Post hoc analysis also revealed a significant difference between 30-Hz and 80-Hz vibration conditions ( $P < 0.05$ ). These results are illustrated in Figure 4, and compared to previous work conducted on trunk muscles. The VE ( $F_{2,38} = 1.575$ ,  $P = 0.220$ ) and AE ( $F_{2,38} = 2.661$ ,  $P = 0.083$ ) values, however, were not significantly different across conditions. On average, the TPT was  $256.52 \pm 2.01$  ms and did not differ significantly between the 3 vibration conditions ( $F_{2,38} = 0.464$ ,  $P = 0.632$ ). Table 1 displays the mean TPT, VE, CE, and AE scores for the present study and previous one conducted on trunk muscle. The average pre- and post-MVC were respectively  $93.59 \pm 19.12$  Nm and  $93.44 \pm 20.86$  Nm. No fatigue phenomenon could distort the data since there was no significant difference between the pre- and post-MVC ( $t_{38} = 0.023$ ;  $P > 0.05$ ).



*Figure 4.* Comparison of mean constant errors for each vibration condition: no vibration, 30-Hz vibration, and 80-Hz vibration for both trunk extension and plantar flexion tasks (mean  $\pm$  standard error). The left group of parentheses and asterisks relates to the trunk extension comparisons, and the right group of parentheses and asterisks relates to the plantar flexion comparisons.

Table 1

*Mean Time to Peak Torque (TPT) in ms, Variable Errors (VE), Constant Errors (CE), and Absolute Errors (AE) in Nm for the three vibration conditions, and SD*

|  | TPT           | VE        | CE          | AE        |
|--|---------------|-----------|-------------|-----------|
| Soleus vibration                                   |               |           |             |           |
| No vibration                                       | 260.7 ± 104.2 | 1.5 ± 1.0 | 2.2 ± 0.9   | 9.5 ± 2.3 |
| 30 Hz vibration                                    | 254.9 ± 100.6 | 1.5 ± 1.0 | -4.8 ± 1.6  | 9.4 ± 2.7 |
| 80 Hz vibration                                    | 254.0 ± 100.9 | 1.5 ± 1.3 | -8.0 ± 1.8  | 9.4 ± 2.5 |
| Erector spinae Vibration<br>(Boucher et al., 2013) |               |           |             |           |
| No vibration                                       | 462.7 ± 149.7 | 1.1 ± 1.5 | 10.1 ± 4.8  | 9.2 ± 3.5 |
| 30 Hz vibration                                    | 476.4 ± 153.9 | 1.1 ± 1.4 | -16.4 ± 3.6 | 9.1 ± 3.2 |
| 80 Hz vibration                                    | 460.8 ± 137.5 | 1.1 ± 1.7 | -16.2 ± 3.7 | 9.3 ± 3.5 |

## 5. Discussion

The results of this study show that vibration stimulation of 30 seconds at both low frequency (30 Hz) and high frequency (80 Hz) generates decreases in the accuracy (increases in magnitude of CE mean value) of isometric plantar flexion. In the study of motor behavior, performance criteria often require the participant to perform some action with minimum errors. Despite the precision requirements of the task, participants during soleus muscle vibration were less accurate in the plantar flexion force reproduction task corresponding to 60% of their MVC. Moreover, applying a high frequency vibration on the left soleus muscle resulted in a higher directional error, as

measured by the CE values, than low frequency vibration or no vibration conditions. In both the low frequency and high frequency vibration conditions, participants significantly undershot the target torque. The CE mean value for the no vibration condition indicates that participants slightly overshoot the target torque. It is possible that vibration during submaximal contraction, as observed in the present study (60% of MVC), may temporarily skew the sensorimotor system resulting in an increasing underproduction of force that does not reflect the usual torque generation in the absence of vibration (overestimation of the force). Under vibration, the sensorimotor system may have misinterpreted the force level it was actually producing. The overestimation of the force in a soleus muscle reproduction task might, in a transient way, reflect either the enhanced excitatory drive required to overcome the dorsiflexor antagonist activity, or the simultaneous increase in the force generated by the agonist muscle. Such results may suggest rapid adaptations to muscle vibration resulting in changes in isometric force production parameters. Although such adaptation is mainly driven by changes in muscle spindle discharge, changes in sensorimotor integration or motor planning remain to be determined. Even if cutaneous and joint receptors are involved in position and movement sense of the extremities, it is generally accepted that main afferent signals originate from muscle spindles.[48] The application of vibration did not alter the torque trial consistency (VE) and AE in any way. Neither fatigue phenomenon nor changes in the sensorimotor control strategy occurred during the experimental session as illustrated by pre- and post-MVC, and TPT data analysis respectively.

Main results of the present study are similar to the ones observed in a previous study aiming to determine if paraspinal vibration alters sensorimotor control of the trunk.[37] In both studies, muscle vibration (soleus and paraspinal) led to systematic undershooting of the target torque, and significantly decreased the accuracy in the isometric force reproduction task, as measured by CE mean scores. In the present study, 80-Hz vibration resulted in higher decreases in accuracy (higher CE mean value) than 30-Hz vibration and no-vibration conditions. Such results related to vibration frequencies were not observed in the trunk. The spine is characterized by its diverse and complex articular structures. These structures (discs, joint capsules, ligaments, tendons) are endowed with sensory receptors potentially sensitive to vibration stimulation.[49-52] A study conducted by Stubbs et al. [53], showed that stimulation of the sensory endings in the feline supraspinal ligament elicits reflex activity in paraspinal muscles increasing intrinsic spine stability. Some studies also reported differences between trunk and limb muscle spindles with regard to structural complexity, organization and response to changes in muscle length. In the previous study, vibration was applied bilaterally on erector spinae muscle generating vibration effects through several vertebral segments. Two hypotheses may explain the differences observed in regard to vibration frequencies between both studies: (1) musculotendinous layers of the trunk may create a damping effect and lead to limited perception of vibration frequencies; and (2) proprioceptive and somatosensory information arising from multiple spinal segments may be misinterpreted due to an overlapping of sensory information. As a result, estimation of vibration frequencies arising from the trunk may be less accurate.



Differences observed in CE mean scores between 80- and 30-Hz vibration conditions in this study also shed some light on the findings obtained in microneurographic studies. It is well established that different vibration frequencies are known to generate specific muscle spindle primary ending discharge ratios.[14, 15, 54] The discharge, however, remains locked to vibration cycles, and a partial recovery of the vibration responsiveness of primary endings occurs with prolonged vibration.[25] Although the vibration-induced spindle discharge may depend on the active state of the muscle, it is suggested that a high frequency vibration, resulting in higher discharge ratio, contributes to a greater overestimation of the submaximal isometric force to perform in a monoarticular muscle.[25] Therefore, it is hypothesized that the higher the discharge ratio is, the more important the distortion in muscle primary afferent integration is, generating overestimation of the forces to overcome the antagonist activity. Taken together, it might be a reasonable explanation for the higher decreases in accuracy found with the 80-Hz vibration as compared to the 30-Hz vibration and no-vibration conditions in the present study. Based on previous studies, the modification of force production parameters induced by vibration might as well be explained by the higher centers contribution in the planning of a given muscle contraction. In proprioception involving limb muscles, judgments of force have been shown to depend not only on afferent signals about force but also on signals of central origin associated with the level of perceived force.[55] Hayashi et al. [56] suggested that the higher center control system might modify the increase in information from the soleus muscle by changing contractile properties of this postural muscle. Although no measure related to

higher centers was recorded in this study, a comprehensive understanding of muscle vibration related effects seems impossible without such information. Indeed, dissonance between various vibration studies makes it very complex to understand the musculotendinous vibration phenomenon. Future vibration studies conducted on postural muscles would benefit from monitoring electrical activity of the brain and neural conduction activity.

### **5.1 Clinical implications**

Recent studies showed that patients with low back pain (LBP) are likely to use a more ankle-steered postural control strategy than multi-segmental strategy normally observed in healthy participants, which is assumed to be suboptimal.[57-59] It was also suggested that spinal pain may lead to changes in postural control by refocusing proprioceptive sensitivity from the trunk to the ankles.[60] For example, patients with LBP might stiffen core muscles in order to reduce movement causing pain or as a hedge against potentially LBP exacerbation. The present study suggests that ankle motor control may be impaired by high frequency vibration stimulation exerted through the sensorimotor system via muscle spindles receptors. From a clinical perspective, vibration as a therapeutic modality is gaining in popularity. In patients with LBP presenting a stereotypical motor control strategy, applying a local vibration on soleus muscle during rehabilitation-related training could result in alteration of ankle proprioceptive signals, and muscle lengthening illusions leading to postural repositioning errors. By challenging their abnormal postural behaviour, patients with

LBP may rely on their thigh and spine musculature at the expense of the ankles and, therefore, retrieve a more multi-segmental strategy. Findings of the present study provide relevant knowledge for further investigations to study, in patients with LBP, whether peripheral muscle vibration stimulation is associated with improvements in spinal neuromuscular control.

## **5.2 Limitations**

As with most studies, the present study has limitations. It has been reported that vibration is likely to be damped by human tissues where the mechanical energy transmitted is absorbed by passive structures.[61] It is therefore possible that this damping could have altered the vibration frequencies and vibration transmission. Vibrations' effects may also well depend on the level of isometric strength. Unfortunately, because vibration studies have been conducted using various levels of submaximal isometric contractions and isometric MVC, the modulating effect of muscle contraction level is still unclear.[6, 62, 63] Adding motor unit monitoring and neural conduction activity to future research would provide a more comprehensive picture of the vibration's effect on the ability to perform a pointing task. Despite these limitations, the authors believe the design and statistical power adequately support the study findings.

## **6. Conclusion**

In conclusion, this study is the first one to assess the effect of acute vibration on a lower limb monoarticular muscle using motor control parameters (measures of error) of a force reproduction task, while vibration studies has mainly been conducted on polyarticular or upper limb muscles.[33, 44, 63, 64] The vibration protocol tested in current study induced an increase in one measure of error corresponding to the participants' accuracy (as measured by CE mean value) in a pointing task. As a result, acute vibration applied on a monoarticular and postural lower limb muscle interferes with isometric torque generation sequence. Similar results in an isometric trunk extension force reproduction task were found with vibration applied on paraspinal muscle. The effect of a high frequency vibration, however, results in higher inaccuracy than a low frequency vibration or no vibration in the present study. These findings provide evidences that vibration may have the potential to modify neural activities involved in planning and executing a given movement.

### **Conflict of interest**

This work was supported by the Chaire de recherche en chiropratique-FRCQ and the Canadian chiropractic association. The funding sources had no role in the study design; in data collection, analysis and interpretation; in the preparation of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. No conflicts of interest were reported for this study.

## 7. References

1. Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999;79:306-11.
2. Issurin VB, Tenenbaum G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 1999;17:177-82.
3. Cardinale M, Bosco C. The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev* 2003;31:3-7.
4. Abercromby AFJ, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:1642-50.
5. Cochrane DJ. Vibration exercise: the potential benefits. *Int J Sports Med* 2011;32:75-99.
6. Spiliopoulou SI, Amiridis IG, Hatzitaki V, Patikas D, Kellis E. Tendon vibration during submaximal isometric strength and postural tasks. *Eur J Appl Physiol* 2012;112:3807-17.
7. Cordo PJ. Kinesthetic control of a multijoint movements sequence. *J Neurophysiol* 1990;63:161-72.
8. Gandevia SC, Burke D. Does the nervous system depend on kinesthetic information to control natural limb movements. *Behav Brain Sci* 1992;15:614-32.
9. Edin BB, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol* 1995;487:243-51.

10. Roll JP, Bergenheim M, Ribot-Ciscar E. Proprioceptive population coding of two-dimensional limb movements in humans: II. Muscle-spindle feedback during “drawing-like” movements. *Exp Brain Res* 2000;134:311-21.
11. Jones KE, Wessberg J, Vallbo AB. Directional tuning of human forearm muscle afferents during voluntary wrist movements. *J Physiol* 2001;536(Pt 2):635-47.
12. Radovanovic S, Korotkov A, Ljubisavljevic M, Lyskov E, Thunberg J, Kataeva G. Comparison of brain activity during different types of proprioceptive inputs: a positron emission tomography study. *Exp Brain Res* 2002;143:276-85.
13. Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, Wallin BG. The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *J Physiol* 1976a;261:673-93.
14. Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res* 1982;47:177-90.
15. Roll JP, Vedel JP, Ribot E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: A microneurographic study. *Exp Brain Res* 1989;76:213-22.
16. Lackner JR, Levine M. Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration or postural muscles: vibratory myesthetic illusions. *Aviat Space Environ Med* 1979;50:346-54.
17. Clark FJ, Horch KW, Bach SM, Larson GF. Contributions of cutaneous and joint receptors to static knee position sense in man. *J Neurophysiol* 1979;42:877-88.

18. Biguer B, Donaldson IML, Hein A, Jeannerod M. Neck muscle vibration modifies the representation of visual motion and detection in man. *Brain* 1988;111:1405-24.
19. Lance JW. The reflex effects of muscle vibration. *Proc Aust Assoc Neurol* 1966;4:49-56.
20. Goodwin GM, McCloskey DI, Matthews PB. The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain* 1972;95:705-48.
21. Romaguere P, Vedel JP, Azulay JP, Pagni S. Differential activation of motor units in the wrist extensor muscles during the tonic vibration reflex in man. *J Physiol* 1991;444:645-67.
22. Adamcova N, Hlavacka F. Modification of human postural responses to soleus muscle vibration by rotation of visual scene. *Gait Posture* 2007;25:99-105.
23. Eklund G. General features of vibration-induced effects on balance. *Ups J Med Sci* 1972;77:112-24.
24. Fransson PA, Kristinsdottir EK, Hafström A, Magnusson M, Johansson R. Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. *Eur J Appl Physiol* 2004;91:595-603.
25. Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, Wallin BG. The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *J Physiol* 1976b;261:695-711.
26. Desmedt JE, Godaux E. Vibration-induced discharge patterns of single motor units in the masseter muscle in man. *J Physiol* 1975;253:429-42.

27. MacDonell CW, Ivanova TD, Garland SJ. Changes in the estimated time course of the motoneuron afterhyperpolarization induced by tendon vibration. *J Neurophysiol* 2010;104:3240-49.
28. Griffin L, Garland SJ, Ivanova T, Gossen ER. Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans. *J Physiol* 2001;535(Pt 3):929-36.
29. Grande G, Cafarelli E. Ia Afferent input alters the recruitment thresholds and firing rates of single human motor units. *Exp Brain Res* 2003;150(4):449-57.
30. Magalhães FH, Kohn AF. Vibration-induced extra torque during electrically-evoked contractions of the human calf muscles. *J Neuroeng Rehabil* 2010;10:7-26.
31. Thompson C, Bélanger M, Fung J. Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. *Clin Neurophysiol* 2007;118:2456-67.
32. Bullen AR, Brunt D. Effects of tendon vibration on unimanual and bimanual movement accuracy. *Exp Neurol* 1986;93:311-9.
33. Capaday C, Cooke JD. The effects of muscle vibration on the attainment on intended final position during voluntary human arm movements. *Exp Brain Res* 1981;42:228-30.
34. Cody FW, Schwartz MP, Smit GP. Proprioceptive guidance of human voluntary wrist movements studied using muscle vibration. *J Physiol* 1990;427:455-70.
35. Inglis JT, Frank JS. The effect of agonist/antagonist muscle vibration on human position sense. *Exp Brain Res* 1990;81:573-80.



36. Inglis JT, Frank JS, Inglis B. The effect of muscle vibration on human position sense during movements controlled by lengthening muscle contraction. *Exp Brain Res* 1991;84:631-4.
37. Boucher JA, Normand MC, Descarreaux M. Trunk isometric force production parameters during erector spinae muscle vibration at different frequencies. *J Neuroeng Rehabil* 2013;10:89.
38. Hof AL. The force resulting from the action of mono- and biarticular muscles in a limb. *J Biomech* 2001;34:1085-9.
39. Abraham LD, Loeb GE. The distal hindlimb musculature of the cat. Patterns of normal use. *Exp Brain Res* 1985;58:583-93.
40. Kuhta PC, Smith JL. Scratch responses in normal cats: hindlimb kinematics and muscle synergies. *J Neurophysiol* 1990;64:1653-67.
41. Hoy MG, Zernicke RF, Smith JL. Contrasting roles of inertial and muscle moments at knee and ankle during paw-shake response. *J Neurophysiol* 1985;54:1282-94.
42. Pratt CA, Loeb GE. Functionally complex muscles of the cat hindlimb. I. Patterns of activation across sartorius. *Exp Brain Res* 1991;85:243-56.
43. Luo J, McNamara B, Moran K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Med* 2005;35:23-41.
44. Calvin-Figuière S, Romaguère P, Roll JP. Relations between the directions of vibration-induced kinaesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain Res* 2000;881:128-38.

45. Fallon JB, Macefield VG. Vibration sensitivity of human muscle spindles and Golgi tendon organs. *Muscle Nerve* 2007;36:21-9.
46. Newell KM, Carlton LG. Force variability in isometric responses. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1988;14:37-44.
47. Schmidt RA, Lee TD. Sensory contributions to motor control. In: *Motor Control and Learning: A Behavioural Emphasis*. 4th edition edn. Edited by J.P. W. Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, Inc; 2005: 125-162.
48. McCloskey DI. Kinesthetic sensibility. *Physiol Rev* 1978;58:763-820.
49. Hirsch C, Inglemark B, Miller M. The anatomical basis for low back pain: Study on presence of sensory nerve endings in ligaments, capsular and disc structures in human lumbar spine. *Acta Orthop Scand* 1963;33:1-17.
50. Jackson H, Winkleman R, Bickel W. Nerve Endings in the Human lumbar spinal column and related structures. *J Bone Joint Surg [Am]* 1966;48:1272-81.
51. Rhalmi W, Yahia H, Newman N, Isler M. Immunohistochemical study of nerves in lumabr spine ligaments. *Spine* 1993;18:264-7.
52. Yahia H, Newman N, Richards C. Neurohistology of lumbar spine ligaments. *Acta Orthop Scand* 1988;59:508-12.
53. Stubbs M, Harris M, Solomonov M, Zhou B, Lu Y. Ligamento-muscular protective reflex in the lumbar spine of the feline. *J Electromyogr Kines* 1998;8:194-202.
54. Ribot-Ciscar E, Rossi-Durand C, Roll JP. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neurosci Lett* 1998;258:147-50.

55. Gandevia SC, Smith JL, Crawford M, Proske U, Taylor JL. Motor commands contribute to human position sense. *J Physiol* 2006, 571(Pt 3):703-10.
56. Hayashi R, Miyake A, Jijiwa H, Watanabe S. Postural readjustment to body sway induced by vibration in man. *Exp Brain Res* 1981;43:217-25.
57. Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J* 2008;17:1177-84.
58. Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *Eur J Appl Physiol* 2011;111:115-23.
59. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine* 2004;29:107-12.
60. Brumagne S, Cordo P, Verschueren S. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neurosci Lett* 2004;366:63-6.
61. Wakeling JM, Nigg BM, Rozitis AI. Muscle activity in the lower extremity damps the soft-tissue vibrations which occur in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol* 2002;93:1093-103.
62. Lapole T, Pérot C. Effects of repeated Achilles tendon vibration on triceps surae force production. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20:648-54.

63. Cafarelli E, Kostka CE. Effect of vibration on static force sensation in man. *Exp Neurol* 1981;74:331-40.
64. Mischi M, Cardinale M. The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:645-52.

## **Chapitre 4**

The effects of vibration and muscle fatigue on trunk sensorimotor control in low back pain patients

**The effects of vibration and muscle fatigue on trunk sensorimotor control in low back pain patients.**

Jean-Alexandre Boucher, DC, PhD(cand.)\*<sup>1</sup>, Jacques Abboud, MSc, PhD(cand.)<sup>2</sup>, François Nougrou, PhD<sup>2</sup>, Martin C. Normand, DC, PhD<sup>3</sup>, Martin Descarreaux, DC, PhD<sup>2</sup>.

Address :

<sup>1</sup> Département de psychologie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

<sup>2</sup> Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

<sup>3</sup> Département de chiropratique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, C.P. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

Email :

Jean-Alexandre Boucher\* – charljea@uqtr.ca; Jacques Abboud – jacques.abboud@uqtr.ca; François Nougrou – francois.nougrou@uqtr.ca; Martin C. Normand – martin.c.normand@uqtr.ca; Martin Descarreaux – martin.descarreaux@uqtr.ca

Funding:

The first author received scholarships from the Fondation Chiropratique du Québec (FCQ).

\* Corresponding author

Article soumis dans la revue PLoS ONE, janvier 2015.

## 1. Abstract

**Background Context:** Changes in sensorimotor function and increased trunk muscle fatigability have been identified in patients with chronic low back pain (cLBP). Vibration stimulation is currently enjoying popularity as an adjunct treatment in musculoskeletal rehabilitation. The underlying mechanisms and physiological responses of vibration, however, remain equivocal.

**Purpose:** This study assessed the control of trunk force production in conditions with and without *erector spinae* muscle vibration, and evaluated the influence of muscle fatigue on the centrally mediated sensorimotor control of the trunk in patients with cLBP.

**Study Design:** Cross-sectional study

**Patient sample:** Twenty non-specific cLBP patients and 20 healthy participants

**Outcomes measures:** Self-report measures (Oswestry Disability Index; Tampa scale for Kinesiophobia; Visual analog scale; The Borg Scale) and physiologic measures (lumbar muscle activity; maximal voluntary contractions (MVC) in trunk extension; submaximal isometric contractions in trunk extension) were used in the present study.

**Methods:** Participants were asked to perform isometric trunk extension torque at 60% of their MVC with and without vibration stimulation, before and after a trunk extensor muscle fatigue protocol. Time to peak torque (TPT), constant error (CE) as well as variable error (VE) and absolute error (AE) in peak torque were computed and compared across conditions. Trunk extensor muscle activation during isometric contractions and during the fatigue protocol was measured using surface electromyography (sEMG).

**Results:** Force reproduction accuracy of the trunk was significantly lower in the patient group than in healthy participants. *Erector spinae* vibration induced a significant reduction in CE and AE mean scores in the patient group. Healthy participants conversely showed a significant increase in CE and AE mean scores under vibration conditions. Following the fatigue protocol, patients with cLBP responded in similar manner with and without vibration stimulation in regard to CE mean scores. TPT scores were found higher in the post-fatigue condition for both groups regardless of the vibration conditions. Mean sEMG root mean square (RMS) at L4-5 level was significantly higher during vibration stimulation in the patient group.

**Conclusions:** Patients with cLBP have a less accurate force reproduction sense than healthy participants. Global muscle vibration led to significant trunk neuromuscular control improvements in the cLBP patients before and after a muscle fatigue protocol. Muscle vibration stimulation during motor control exercises is likely to influence motor adaptation at different levels of the sensorimotor system and could be considered in the treatment of cLBP.

**Key Words:** chronic low back pain; muscle vibration; muscle spindle; isometric force; muscle fatigue; electromyography.

**Abbreviations:** cLBP: chronic low back pain; TVR: tonic vibration reflex; ODI: Oswestry low back pain Disability Questionnaire; VAS: visual analogue scale; MVC: maximal voluntary contraction; sEMG: surface electromyography; RMS: root mean square; TPT: time to peak torque; CE: constant error; VE: variable error; AE: absolute error; ANOVA: analysis of variance.



## 2. Introduction

Changes in sensory function have been identified in many painful conditions of the musculoskeletal system especially among patients with chronic low back pain (cLBP) [1]. Changes described in patients with cLBP usually affects several physiological functions such as reduced sensory acuity [2], larger errors in a spiral tracking task requiring circular trunk movements [3], altered muscle recruitment patterns [4, 5] and reorganisation of the somatosensory regions of the brain cortex [6].

Many clinical interventions target these changes in motor control that accompany musculoskeletal pain [7]. Vibration stimulation has recently received special attention as numerous research projects have been devoted to investigating its use in sports training and rehabilitation to enhance motor functions through an improvement in motor control. Previous studies highlight the importance of muscle spindles in proprioception [8-10]. During vibration stimulation, a selective activation of the muscle spindles via the Ia afferent fibers is usually observed resulting in a neuromuscular response referred to the tonic vibration reflex (TVR) [11]. Through TVR, muscles achieve vibration damping and joint stiffening by preferential recruitment of faster motor units [12, 13]. Some studies have suggested beneficial effects of vibration in relation to muscle activation, strength, power and joint stability [14-17]. Kakigi & Shibasaki [18], in their study aiming to determine the effects of vibration on pain somatosensory evoked potentials and pain threshold, suggested that stimulation of muscle spindles under vibration influence can induce specific responses that could be used for therapeutic purposes.

There is, however, a clear lack of fundamental research to support the physiological mechanisms underlying the reported clinical effects, thus limiting the possibilities to introduce and exploit vibration in rehabilitation programs. Rittweger [19], in his review aiming to explore the possible vibration applications in sports and medicine, concluded that more research was needed in order to better understand the specific therapeutic potential of vibration as an exercise model.

Several authors have used repositioning task protocols under vibration stimulation, involving either upper or lower limb muscles, to evaluate muscle spindle contribution to movement control [20-23]. To date, only a few studies have investigated the effects of vibration on trunk repositioning task performances. Boucher et al. [24] recently found that 80 Hz vibration stimulation on *erector spinae* muscle significantly decreases the accuracy in a trunk isometric force reproduction task in healthy participants. Brumagne et al. [25] suggested that multifidus muscle vibration applied at segmental level L5-S1 leads to a significant decrease in pelvis directional error in a sitting position as illustrated by a systematic undershooting of the target position in patients with cLBP. Brumagne et al. [26], in a previous study, also concluded that further research on the effect of vibration in other postures and other muscle groups was desirable to elucidate the complex mechanism of lumbosacral neuromuscular function. On the other hand, Newcomer et al. (2000), in their study investigating trunk repositioning error in cLBP patients, found no significant difference between patients and healthy participants. The authors, however, suggested that the technique of measurement may have not been

accurate enough to detect any differences, and that the best method of measuring proprioception still must be found.

The control of force production and its variability are often considered the main factors of several motor control models aiming at understanding skillful behaviors. To our knowledge, trunk isometric force production parameters during *erector spinae* muscle vibration have not been studied (in a sensorimotor control context) in patients with cLBP. While attempting to produce a given target force repeatedly, the initial impulse for producing the force can be linked to the neuromuscular activity necessary to produce the action [27]. The use of isometric contractions in a force reproduction task has been suggested to reflect several limitations of the neuromuscular system [28].

Therefore, the primary objective of this study was to determine if patients with cLBP presenting larger errors in a dynamic trunk positioning task show similar results in an isometric force reproduction task? The second objective of the study was to determine whether or not local vibration stimulation on *erector spinae* muscles would spontaneously yield changes in control strategy, accuracy and variability of the performance in a trunk isometric force reproduction task. It was hypothesized that global muscle vibration would improve trunk sensorimotor acuity in patients with cLBP. A third objective of the study was to determine if vibration stimulation applied over fatigued muscles could have short-term benefits on trunk force reproduction parameters. To document the influence of muscle fatigue on the centrally mediated sensorimotor

control of the trunk in patients with cLBP appears to be relevant, considering that muscle fatigue limits functionality and may hamper the involvement of cLBP patients in rehabilitation and pain management strategies [29]. The authors tested the hypothesis that muscle vibration would lead to improvements in sensorimotor control of the trunk during both the no fatigue and the post-fatigue conditions.

### **3. Methods**

#### **3.1 Participants**

The study was conducted at the university's neuromechanics and motor control laboratory. Sample size was estimated in order to detect a moderate effect size of 0.30 with a significance level of  $P = 0.05$  and a desired power of 0.80. A minimum of 12 participants per group was needed considering the abovementioned requirements. Twenty healthy adult participants (7 women and 13 men) without any cLBP history and 20 participants (7 women and 13 men) with non-specific chronic or recurrent low back pain were therefore recruited. Patients and healthy participants were included if they were between 20 and 60 years old. Patients with non-specific cLBP were selected according to previously established criteria for chronic or recurrent low back pain (cLBP: present at least half the days over a 6-month period; recurrent low back pain: present for less than half the days over a 12-month period) [30]. Patients presenting any non-mechanical spinal condition, neurologic deficits, and chronic pain syndrome were excluded. Healthy adult participants were recruited based on the following criteria: absence of musculoskeletal or neurological symptoms related to a spine condition.

Participants presenting the following conditions were also excluded: ankylosing spondylitis, trunk neuromuscular disease, inflammatory arthritis, scoliosis (15° or more) and previous spinal surgery. Before testing, each participant was informed of all experimental procedures and provided their informed written consent. All procedures were approved by the institutional Research Ethics Committee Involving Human Participants.

### **3.2 Clinical outcomes**

Clinical outcomes included the French validated version of the modified Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire (ODQ) to assess low back pain related disability [31] and the Tampa Scale for Kinesiophobia [32]. Clinical pain intensity of the lower back was assessed using a visual analogue scale (VAS) one week prior to testing and at the moment of testing [33]. Demographic and clinical profiles of the participants are presented in Table 1.

Table 1

*Basic data on cLBP and healthy study participants*

|                    | cLBP          | Controls      | <i>P</i> < 0.05 |
|--------------------|---------------|---------------|-----------------|
|                    | <i>n</i> = 20 | <i>n</i> = 20 |                 |
| Age (years)        | 33.7 ± 14.4   | 29.1 ± 7.8    | NS              |
| Height (cm)        | 173.8 ± 11.4  | 174.3 ± 9.5   | NS              |
| Weight (kg)        | 75.3 ± 17.5   | 76.4 ± 15.5   | NS              |
| ODI                | 12.5 ± 7.8    | 0.0 ± 0.0     |                 |
| TSK                | 34.3 ± 9.9    | 0.0 ± 0.0     |                 |
| VAS pain (testing) | 2.3 ± 1.8     | 0.0 ± 0.0     |                 |
| VAS pain (1 week)  | 3.5 ± 1.7     | 0.0 ± 0.0     |                 |

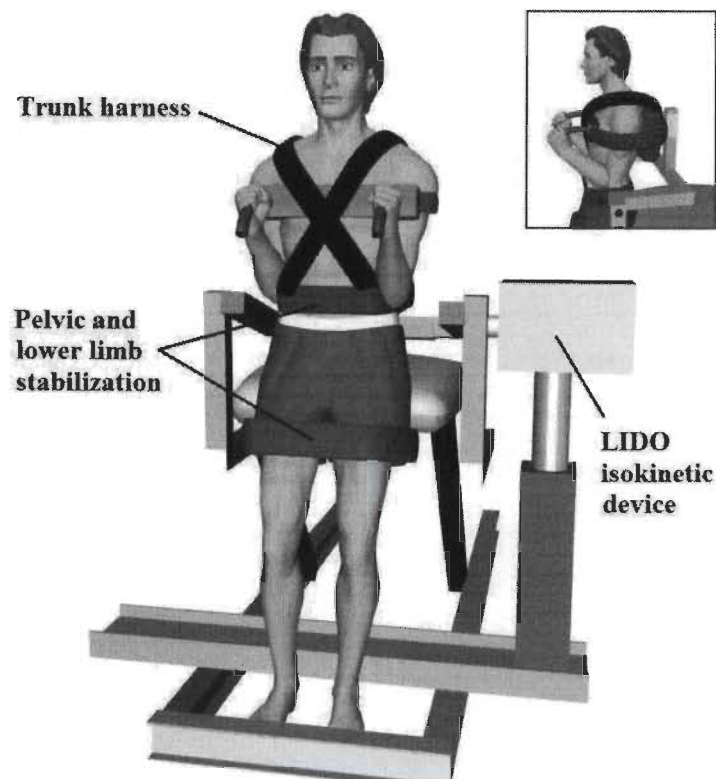
The values are means with standard deviations

*ODI* scores on the Oswestry Disability Index (maximum score = 100). *TSK* scores on the Tampa Scale for Kinesiophobia (maximum score = 68; 40/68 is considered a significant kinesiophobia). *VAS pain (testing)* pain at the moment of testing scored on the visual analogue scale (0-10). *VAS pain (1 week)* pain one week prior to testing scored on the visual analogue scale (0-10). *NS* = not significant

### 3.3 Preparatory procedures

Testing was performed in a neutral standing posture with no trunk flexion or extension (see Figure 1). Force data (torque) was obtained from an isokinetic device (The LIDO Active, Loredan Biomedical, West Sacramento, USA) used only in the

isometric testing mode. While participants received personal encouragements from the experimenters, maximal isometric extension torques of *erector spinae* muscle were first collected. The higher torque value obtained in two consecutive 4-second trials was used as the reference value for maximal voluntary contraction (MVC). As a warm-up procedure, participants were then instructed to produce a sub-maximal trunk isometric force as quickly as possible. For the learning phase, they were told to produce a single impulse (a shoot and release) and to make no attempt at correcting the force once the contraction was initiated. During this phase, participants were given visual accuracy feedback through an oscilloscope located in front of them and were able to evaluate their performance and correct it for the next trial, if necessary. Participants were asked to produce peak torques that were within 10% of the target goal set at 60% of their MVC, while keeping their eyes open for the entire session. The learning phase, completed without any form of vibration, was stopped when participants completed ten consecutive contractions successfully. This procedure was used to ensure that all participants understood and adequately performed the experimental task. For every trial, torque data were recorded at a sampling frequency of 100 Hz. They were digitally filtered with an eighth-order Butterworth filter (10 Hz low-pass cut-off frequency).



*Figure 1.* Testing position in neutral standing posture with and without *erector spinae* vibration.

### 3.4 Muscle vibration protocol

Figure 2 represents the experiment timeline. Superficial mechanical vibration was applied perpendicularly and bilaterally on *erector spinae* muscle at the third lumbar segment level (L3). Vibrators designed with a regulated DC power supply (Zurich, RPS-1012 MB) were held in place with a custom-made Velcro elastic lumbar belt. The vibrators were placed in a standard position on all participants, by the same examiner, to ensure that the belt was secured with similar tension in all tests. Vibration properties of 80 Hz with constant amplitude of 0.85 mm were the same that were used in a previous study conducted on trunk muscle [24]. Participants were asked to perform a set of five



trials following an auditory signal which was heard every thirty seconds, for each of the vibration conditions (no vibration, 80 Hz). That sequence represented one block of trials and four blocks were completed for a total of twenty trials for each vibration condition. A rest period between each block was allowed to limit possible sequence or fatigue effects. The 80 Hz vibration stimulation was applied thirty seconds before an auditory signal and lasted through the torque generation trials without any rest or delay. Between block 2 and 3, participants completed a trunk extensor muscle fatigue protocol corresponding to a modified version of the Biering-Sorensen test [34]. This test was performed on a 30° Roman chair, with straight upper body, the iliac crest aligned with the chair's limit, and the arms crossed on the chest in a prone position (see Figure 3). During the fatigue task, participants were asked to hold a 11.4 kg plate to promptly induce muscular fatigue. The test was completed when the participant could no longer maintain their trunk in a straight horizontal position visually assessed or when the participant terminated the test. Once the fatigue protocol completed, the participants were asked to score their perceived exertion on a 20-point Borg Scale (see Table 2) [35].

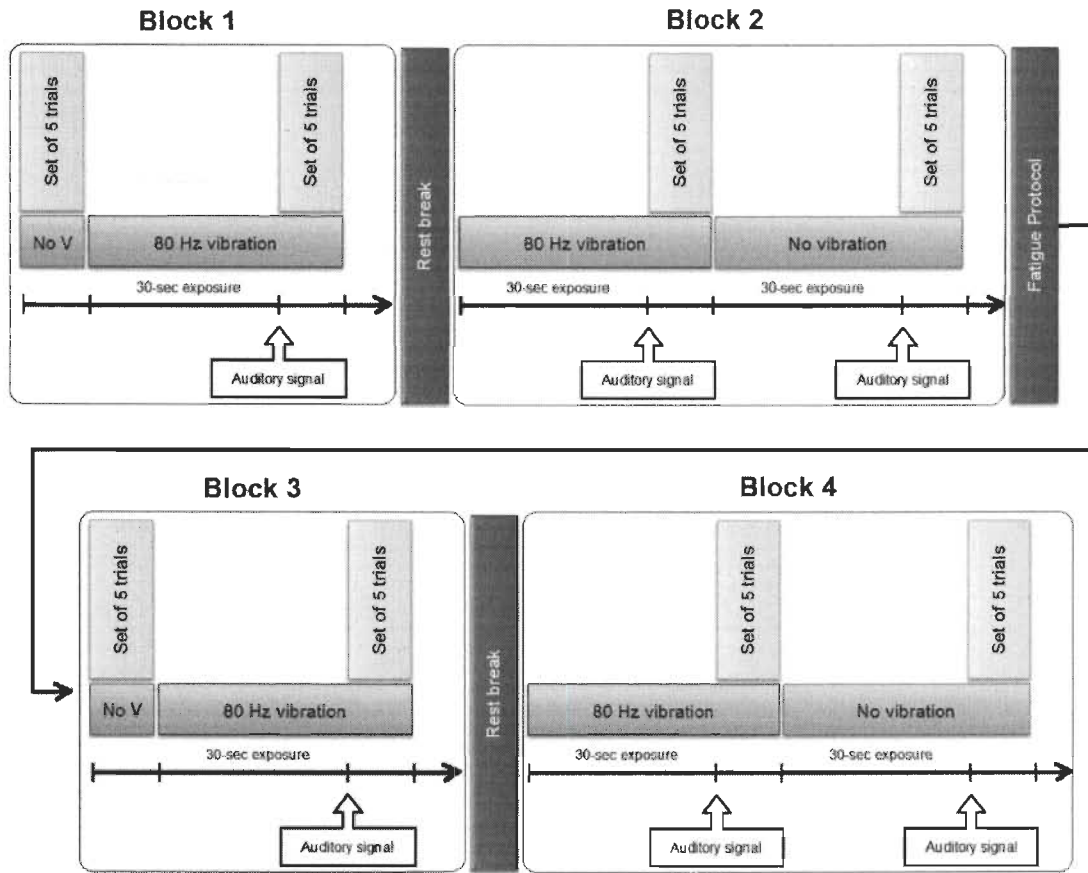


Figure 2. Precise timeline of the experiment.

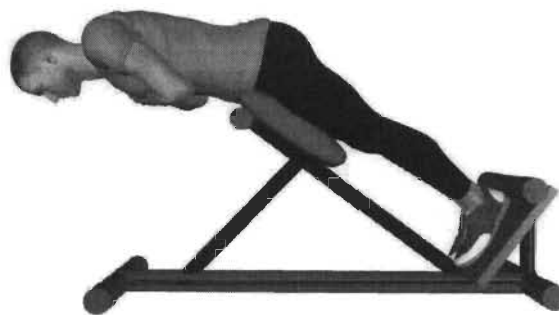


Figure 3. Illustration of a modified version of the Sorensen endurance test.

Table 2

*Level of perceived exertion during the fatigue protocol*

|                | cLBP          | Controls      | <i>P</i> < 0.05 |
|----------------|---------------|---------------|-----------------|
|                | <i>n</i> = 20 | <i>n</i> = 20 |                 |
| The Borg Scale | 16.4 ± 2.1    | 16.9 ± 1.8    | NS              |

*The Borg Scale* starts with “no feeling of exertion”, which rates a 6, and ends with “very, very hard,” which rates a 20. Moderate activities register 11 to 14 on the Borg scale (“fairly light” to “somewhat hard”), while vigorous activities usually rate a 15 or higher (“hard” to “very, very hard”). *NS* = not significant

### 3.5 Electromyography

Surface electromyography (sEMG) was used to record *erector spinae* muscle activation during the isometric contractions and during the fatigue protocol. Four rigid bipolar electrodes recorded *erector spinae* muscle activation bilaterally at L4-L5 level and L1 lumbar segments. The electrodes were aligned with the muscle fiber direction and placed on the muscle belly. A reference electrode was placed on the T12 spinous process to assess internal vibration damping and a ground electrode was placed over the right olecranon of all participants. Prior to application, electrical impedance of the skin at the site of electrode placement was minimized using standard skin preparation techniques. sEMG activity was recorded using a Delsys sEMG sensor sampled at 1000 Hz with a 12-bit A/D converter (PCI 6024E; National Instruments, Austin, TX). The sEMG data were filtered digitally by a 10- to 450 Hz band-pass, zerolag, fourth-

order Butterworth filter. The data were collected by LabView (National Instruments) and processed by Matlab (MathWorks, Natick, MA). Peak sEMG root mean square (RMS) signals during each trunk extension torque trial were used to establish muscle activation patterns as suggested by previous authors [36] and were normalized with respect to the trunk extension MVC value. Analysis of sEMG fatigue protocol signals in the frequency domain (median frequency decay rate) was done to confirm proper induction of muscle fatigue. Because vibration can lead to motion artifacts resulting in spectral components at the approximate modulating frequency and its harmonics [37], the authors used a simple approach to make the RMS measurement insensitive to the DC power supply activation burst and vibration motion artefacts. The recorded signals for each participant's trial were submitted to an intensive frequency domain analysis. On the basis of this analysis, vibration artefacts and related harmonics were excluded using stop-band fourth-order Butterworth filters around the modulating frequency and each harmonic.

### **3.6 Data and statistical analyses**

Time to peak torque (TPT), constant error (CE) as well as variable error (VE) and absolute error (AE) in peak torque were calculated and compared between experimental conditions [38]. For each trial, the onset of torque and peak torque were determined, whereas peak torque represents the higher torque value reached for one trial. TPT is defined as the time needed to reach the peak torque from the onset of torque generation. CE represents the positive or negative difference between the peak torque reached and

the target torque corresponding to 60% of the MVC and indicates the amount of direction of error relative to the target torque. A positive CE in trunk extension corresponds to undershooting the target torque and a negative CE corresponds to overshooting the target torque. The VE measures the inconsistency in movement outcome and represents the variability of the participant's performances about the mean value; it is calculated by the participant's peak torque score on each trial and his or her own average score. Finally, AE in peak torque represents the average absolute deviation (without regard to torque direction) between the participant's responses and the target torque.

All measures of mean error in peak torque (CE, VE and AE) and TPT variables were found to be normally distributed. This study was conducted with a counterbalanced measure design. Sampling distribution for each participant was also assessed for outlying observations (standard deviation > 3). Peak torque data and peak normalized sEMGRMS were submitted to a 2 (groups: cLBP and control) x 2 (vibration conditions: no vibration and 80 Hz vibration) x 2 (fatigue conditions: no fatigue and post-fatigue) repeated measure analysis of variance (ANOVA), ran separately for each variable. Significant interactions or main effects were further analyzed using a post hoc Tukey test. To assess the possible fatigue phenomenon, pre- and post-MVC were also compared with paired samples *t* Test for each group. The significance level was set at  $P < 0.05$  for all analyses. The statistical analysis was performed with Statistica 10 (Statsoft, OK, USA).

## 4. Results

### 4.1 Motor performance

The average MVC in trunk extension for patients with cLBP was  $137.53 \pm 73.24$  Nm before the fatigue protocol and  $123.34 \pm 68.44$  Nm immediately after the fatigue protocol, indicating a 10.32% decrease in MVC. The average MVC in trunk extension for healthy participants was  $130.79 \pm 56.68$  Nm before the fatigue protocol and  $109.82 \pm 48.44$  Nm immediately after the fatigue protocol, indicating a 16.03% decrease in MVC.

A significant interaction between groups, vibration conditions and fatigue conditions was found for the CE variable [ $F(1,76) = 6.99$ ,  $P < 0.01$ ], and post hoc analyses revealed a significantly higher CE scores in patients with cLBP compared to the healthy group during the no vibration and no fatigue condition ( $P < 0.001$ ). The two groups also responded differently to vibration of the *erector spinae* muscle during the no fatigue condition as patients with cLBP showed a significant decrease in CE during vibration exposure ( $P < 0.001$ ) while the control group conversely showed a significant increase in CE mean scores ( $P < 0.05$ ) when compared to the no vibration condition. Following the fatigue protocol, healthy participants showed a significant decrease in CE during muscle vibration when compared to the no vibration condition ( $P < 0.001$ ). A decrease in CE scores during vibration was also observed in the post-fatigue condition for the experimental group ( $P < 0.001$ ). During vibration exposure, a difference was observed between the no- and the post-fatigue condition for the control group

( $P < 0.05$ ). Figure 4 compares the CE for the two groups with and without vibration stimulation, before and after the muscle fatigue protocol.

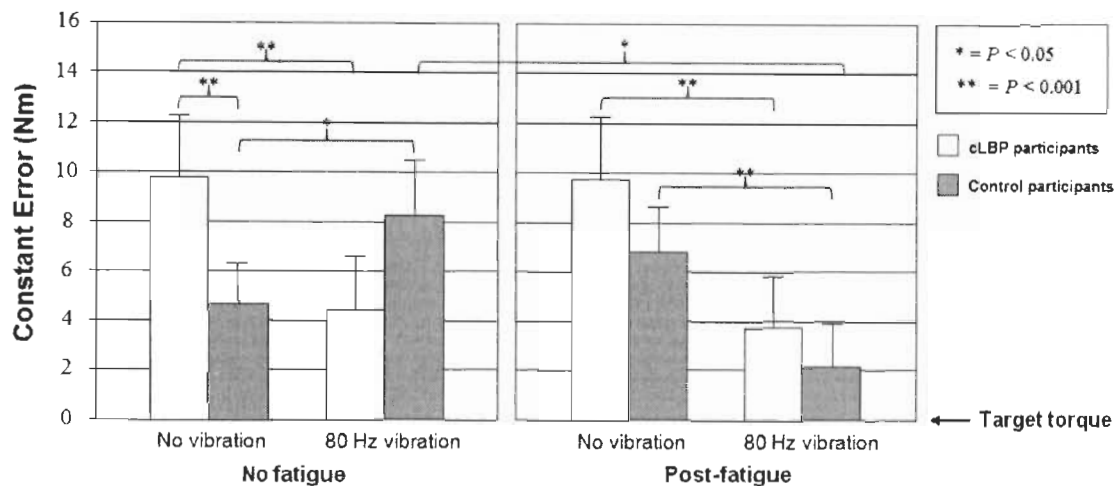


Figure 4. Comparison of mean constant errors for both groups in each condition (mean  $\pm$  standard error).

A significant interaction between groups, vibration conditions and fatigue conditions was also found for the AE variable [ $F(1,76) = 14.63$ ,  $P < 0.001$ ]. Post-hoc comparisons revealed significant differences between both groups when no vibration was applied in the no fatigue condition ( $P < 0.001$ ). Patients with cLBP showed a significant reduction in AE under vibration exposure with no muscle fatigue as compared to the no vibration condition ( $P < 0.001$ ). In contrast, the healthy participants during the *erector spinae* muscle vibration with no fatigue showed significantly higher AE scores in comparison with the no vibration condition ( $P < 0.01$ ). For the post-fatigue trials, there were significant differences for both the vibration and no vibration

conditions where cLBP patients showed higher AE scores as compared to the healthy participants (all  $P < 0.01$ ). Following the fatigue protocol, AE scores in patients with cLBP were significantly higher than the no fatigue scores for the vibration ( $P < 0.01$ ) and the no vibration conditions ( $P < 0.05$ ) (see Figure 5).

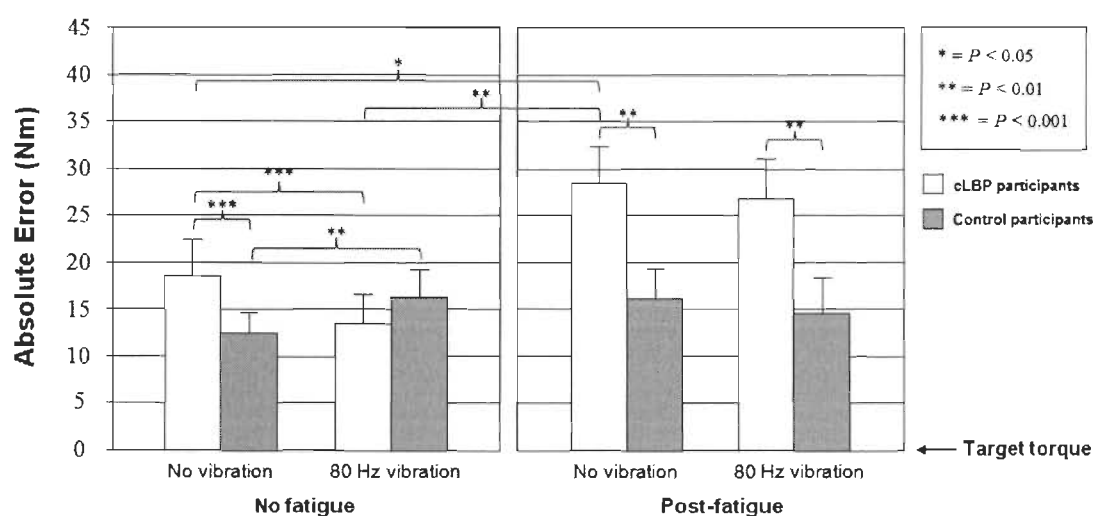


Figure 5. Comparison of mean absolute errors for both groups in each condition (mean  $\pm$  standard error).

No significant interaction effect between groups, vibration conditions and fatigue conditions was found for the VE variable [ $F(1,76) = 0.05$ ,  $P > 0.05$ ] and the TPT variable [ $F(1,76) = 1.28$ ,  $P > 0.05$ ]. However, a main effect of fatigue was found for the TPT variable [ $F(1,76) = 16.76$ ,  $P < 0.001$ ] where values for both group were significantly higher in the post-fatigue condition regardless of the vibration conditions. Table 3 displays the mean CE, AE and VE scores for all conditions.



Table 3

*Mean ( $\pm$ SD) constant error (CE), variable error (VE), absolute error (AE) in Nm, and time to peak torque (TPT) in ms for each group*

|          | CE<br>No vibration  | CE<br>Vibration    | CE (post-fatigue)<br>No vibration  | CE (post-fatigue)<br>Vibration  |
|----------|---------------------|--------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| cLBP     | 9.81 $\pm$ 2.23     | 4.33 $\pm$ 2.14    | 9.72 $\pm$ 2.26                    | 3.86 $\pm$ 1.97                 |
| Controls | 4.44 $\pm$ 1.68     | 8.17 $\pm$ 2.10    | 6.56 $\pm$ 1.93                    | 2.08 $\pm$ 1.74                 |
|          | VE<br>No vibration  | VE<br>Vibration    | VE (post-fatigue)<br>No vibration  | VE (post-fatigue)<br>Vibration  |
| cLBP     | 1.22 $\pm$ 1.86     | 1.23 $\pm$ 1.83    | 1.22 $\pm$ 1.85                    | 1.24 $\pm$ 1.86                 |
| Controls | 1.26 $\pm$ 1.92     | 1.27 $\pm$ 2.11    | 1.25 $\pm$ 1.78                    | 1.27 $\pm$ 1.96                 |
|          | AE<br>No vibration  | AE<br>Vibration    | AE (post-fatigue)<br>No vibration  | AE (post-fatigue)<br>Vibration  |
| cLBP     | 18.16 $\pm$ 3.97    | 13.71 $\pm$ 3.45   | 28.18 $\pm$ 4.41                   | 26.98 $\pm$ 4.37                |
| Controls | 12.23 $\pm$ 2.44    | 16.29 $\pm$ 2.82   | 16.38 $\pm$ 3.22                   | 14.41 $\pm$ 3.63                |
|          | TPT<br>No vibration | TPT<br>Vibration   | TPT (post-fatigue)<br>No vibration | TPT (post-fatigue)<br>Vibration |
| cLBP     | 647.41 $\pm$ 89.21  | 697.33 $\pm$ 95.35 | 756.52 $\pm$ 98.26                 | 749.36 $\pm$ 97.53              |
| Controls | 529.54 $\pm$ 93.68  | 525.26 $\pm$ 94.10 | 712.14 $\pm$ 91.93                 | 716.58 $\pm$ 91.74              |

## 4.2 Electromyography

Important fatigue-related changes were observed during the Biering-Sorensen protocol. sEMG time-frequency analysis at the L1 and L4-5 paravertebral electrode sites for both groups indicated that linear equation slopes were all negatives (see Table 4). Student's *t* Test revealed no significant difference between both groups for the total holding time, and for the L1 and L4-5 linear equation slopes (all  $P > 0.05$ ).

Table 4

*Mean ( $\pm$ SD) sEMG median time-frequency slope at L1 and L4-5 levels and modified Sorensen total holding time in sec for both groups*

|                          | cLBP             | Controls         | <i>P</i> < 0.05 |
|--------------------------|------------------|------------------|-----------------|
|                          | <i>n</i> = 20    | <i>n</i> = 20    |                 |
| L1 segmental level       | -0.16 $\pm$ 0.09 | -0.17 $\pm$ 0.07 | NS              |
| L4-5 segmental level     | -0.35 $\pm$ 0.15 | -0.32 $\pm$ 0.15 | NS              |
| Total holding time (sec) | 118.6 $\pm$ 44.1 | 123.6 $\pm$ 28.5 | NS              |

The repeated-measures (group x vibration condition x fatigue condition) ANOVA yielded a significant interaction effect for the sEMG<sub>GRMS</sub> at the L4-5 level [ $F(1,76) = 4.01, P < 0.05$ ]. Post-hoc comparisons revealed statistically significant increase in muscle activation during the vibration stimulation as compared to the no vibration condition in patients with cLBP ( $P < 0.05$ ) (see Figure 6). No significant interaction effect between groups, vibration conditions and fatigue conditions was found for the sEMG<sub>GRMS</sub> at the L1 level [ $F(1,76) = 0.05, P > 0.05$ ].

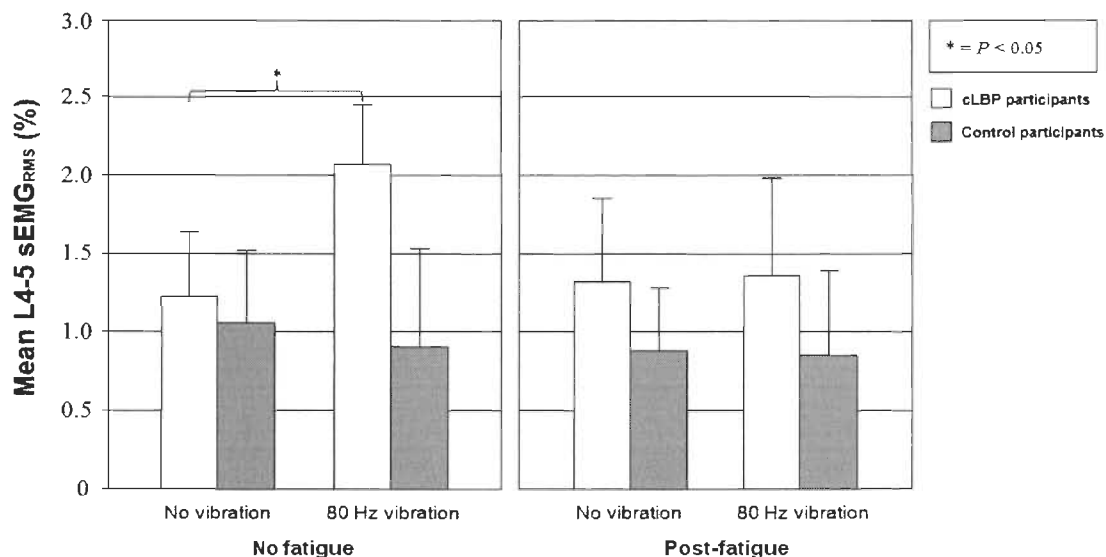


Figure 6. Means and standard deviations of the sEMGRMS activity of the *erector spinae* at L4-5 level for both groups in each condition.

## 5. Discussion

The aim of the present study was to determine if patients with cLBP, known to present larger errors in a dynamic trunk positioning task also show similar results in an isometric force reproduction task. This study also assessed the performance accuracy and variability of trunk reproduction force in conditions with and without *erector spinae* muscle vibration, and evaluated the influence of muscle fatigue on the centrally mediated sensorimotor control of the trunk.

### 5.1 Chronic pain effects

Results showed that patients with cLBP had significantly lower trunk isometric force reproduction accuracy than the healthy participants. Higher CE and AE mean scores found in patients with cLBP clearly support this observation. Similar findings

have been previously reported by Brumagne et al. [25], who found that patients with cLBP had a less refined lumbosacral position sense than healthy individuals in a sitting position. Both results provide evidence for reduced trunk neuromuscular control during isometric and dynamic contractions in patients with cLBP. Sensorimotor disturbances of the spine could result from modifications in somatosensory afferent activity, which can be due to trauma or to the modulatory effect of pain and sympathetic activation on muscle spindle sensitivity [39]. Consistent with this explanation, Myers et al. [40] suggested that increased afferent signals sent by pain receptors may override and subsequently decrease proprioception afferents. In the present study, it is also possible that patients with cLBP, having limited somatosensory information from *erector spinae* muscle, had to reweight sensory information from other segments or muscles. This way, distorted afferents from *erector spinae* muscle could have been compensated by other undistorted afferents originating from the pelvic girdle and lower limb muscles leading to lower trunk isometric force reproduction accuracy.

## **5.2 Vibration effects**

Vibration of the *erector spinae* muscle induced a significant reduction of the CE and AE mean scores in patients with cLBP. The accuracy with which patients with cLBP reproduced a trunk sub-maximal force was, therefore, improved during vibration stimulation when compared to the no vibration condition. This acute effect of global muscle vibration in patients with cLBP has several possible explanations. Considering that vibration stimulates Ia afferents, it is possible that vibration could induce changes in

the net activity of the motoneuron pool [41]. Based on TVR assessment, Cardinale & Bosco [42] and Rittweger et al. [43] suggested that acute vibration may improve muscular performance via neurogenic potentiation. Kakigi & Shibasaki [18], in their study on mechanisms of pain relief by vibration, found that muscle vibration stimulation could significantly increase pain threshold and reduce pain-related somatosensory evoked potentials during active movements. Some authors also suggested that muscle vibration could distort muscle's primary afferent by introducing a bias signal in a parallel channel [9, 44, 45]. Although the neurophysiological mechanism for such changes remains unclear, it is possible that vibration stimulation in this study may have improved the muscle spindle function in patients with cLBP therefore improving somatosensory information processing. By stimulating Ia afferents and modulating the nociceptive pathways activation, vibration stimulation may lead to a transient sensory reweighting of the *erector spinae* muscle resulting in significant improvements in trunk neuromuscular control.

Conversely, vibration stimulation significantly decreased the healthy participants' accuracy during the force reproduction task. This finding is in accordance with a previous study conducted on healthy participants [24].

### **5.3 Muscle fatigue and vibration**

Previous studies have shown that back muscle fatigue is usually accompanied by a diminished control of trunk movements [46] and an altered coordination of trunk muscle

activities [47], as well as reductions in accuracy when trying to generate a given force [48]. It is also well established that patients with cLPB have excessive fatigability of the back muscles which is probably a consequence of pain, rather than a cause [49, 50]. From a theoretical point of view, these deficits, in association with cLBP, may leave the lumbar spine more susceptible to reinjury. Therefore, the purpose of creating a fatigue condition in the present study was to determine if vibration stimulation applied over fatigued muscles could have short-term benefits on trunk force production parameters. Under the influence of vibration, patients with cLBP showed significant reduction of the CE values, which suggests accuracy improvements in the force reproduction task. AE values with and without vibration stimulation, however, were higher during the post-fatigue condition. Altogether, these findings suggest that acute *erector spinae* vibration during a muscle fatigue condition may also enhance sensorimotor acuity in patients with cLBP. Interestingly, healthy participants during the post-fatigue condition and under vibration stimulation showed significant decreases in CE when compared to the no fatigue condition. Since no difference was observed in peak *erector spinae* muscle activation at both sites for this condition, this result cannot be explained by a simple reflex contraction phenomenon. Theoretically, muscle spindle discharge decreases during fatiguing static contraction [51]. Consistent with this change, motor units usually demonstrated a decrease in firing rate during muscle fatigue [52]. Following the static muscle fatigue protocol performed in the present study, it is possible that preferential recruitment of faster motor units was observed during the isometric reproduction force, and that vibration led to a return in normalised motor unit discharge rate. Griffin et al.

[53], in their study on vibration and motor unit firing rate, found that application of periodic muscle vibration could alter the modulation of motor unit firing rate during submaximal fatiguing isometric contractions. The authors concluded that muscle vibration can enhance the excitatory input from Ia afferents to the motoneuron pool and transiently restore the motor unit discharge rate. Therefore, it is hypothesised that fatigue-related modulation of motor unit firing rate during submaximal contractions could be prevented by vibration.

Higher TPT scores were found in all post-fatigue conditions for both groups, suggesting a modified control strategy developed under exposure to muscle fatigue. This result may be closely related to the neuromuscular effects of fatigue on muscle activation, including reduction in the ability of muscle to produce force and power.

#### **5.4 Electromyography**

It is well known that mechanical vibration administered to tendons or muscles can induce a reflex response [11]. The study conducted by Nakajima et al. [54] suggests that 80 Hz vibration during muscle contraction can lead to specific TVR increases observed with higher sEMG<sub>GRMS</sub> activity of the biceps. In the present study, vibration led to higher sEMG<sub>GRMS</sub> only at the L4-5 segmental level in the cLBP group. It is difficult to explain this result through the TVR effect, since no increase of sEMG activity was found at the L1 segmental level. The absence of TVR may be explained by the multiple musculotendinous layers of the trunk, creating a damping effect and leading to limited

transmission of vibration frequencies at the higher L1 level. To our knowledge, vibration induced TVR has never been quantified in low back pain populations. Interestingly, Hodges [7] presented a new theory of the adaptation to musculoskeletal pain. This theory proposes that pain is associated with an adaptation in motor behavior that involves redistribution of muscle activity within and between muscles (rather than a uniform increase or decrease of muscle activity in a stereotypical manner) to protect the tissues. The author also suggested that such adaptation may vary between tasks. In the present study, the vibration could have led to a temporary strategy implemented by the cLBP patients, resulting in a within-muscle redistribution in the lower portion of the lumbar *erector spinae*, combined with increased motor output and force production [55]. This local increased muscle activation in cLBP patients could account for the improved CE and AE mean scores observed during vibration stimulation. It is also possible that the pain alleviation usually reported during vibration might have led to a significant reduction in the fear-avoidance behavior during the force reproduction task [56].

### **5.5 Clinical considerations**

A spectrum of clinical interventions has been proposed to retrain motor control in the presence of musculoskeletal pain and disability. The present findings suggest that 80 Hz vibration stimulation in patients with cLBP is likely to influence motor adaptation at different levels of the sensorimotor system, leading to improved accuracy in isometric force production parameters. *Erector spinae* muscle vibration could, therefore, be used as an additional stimulation to the sensorimotor system during rehabilitation exercises.



The sensory integration process may increase the contribution on *erector spinae* sensory afferents during motor control exercises performed under vibration stimulation (sensory reweighting). Although patients with cLBP have excessive level of fatigability of the *erector spinae* muscles, the results of this study showed that vibration effects on motor control may operate similarly with and without trunk muscle fatigue. These findings suggest that vibration may lead to beneficial effects at multiple stages of the rehabilitation process where patients with cLBP present different levels of muscle fatigue. Even if *erector spinae* vibration stimulation suggests short-term benefits on neuromuscular control, potential long-term benefits involving primary outcomes such as spine loading, movement and motor variability need to be further investigated.

## 5.6 Limitations

A potential limitation of the present study is that results may suggest rapid but transient adaptations to muscle vibration, resulting in changes in isometric force production parameters. Although such adaptation is mainly driven by changes in muscle spindle discharge, changes in sensorimotor integration or motor planning remain to be determined. The experimental design of this study, however, cannot provide specific information with regard to the contribution of central pathways and mechanisms aiming at identifying the complete proper neural mechanisms. A second limitation is the sEMG frequency components and the harmonics related to vibration that were excluded from the sEMG<sub>RMS</sub> calculation. Excluding vibration-related frequencies may have removed physiological signals from the muscle. Further research should focus on the optimal dose

relationship of vibration duration on neuromuscular and performance aspects for cLBP populations. In addition, more studies are needed to determine whether these responses correlate with long-term clinical outcomes.

## **6. Conclusion**

The findings of this study suggest that patients with cLBP have a less accurate force generation sense than healthy individuals, presumably because of an altered *erector spinae* muscle spindle afferent and central processing of this sensory input. Global muscle vibration led to significant trunk neuromuscular control improvements in the cLBP patients, which suggests that the weighting of proprioceptive feedback from *erector spinae* muscle spindles differs between groups. The significant increase in *erector spinae* muscle activation and improved neuromuscular control observed for the patients supports the clinical evidence of improved trunk function during vibration application, and contributes to the efficacy of this approach in the management of patients with cLBP.

## 7. References

1. Newcomer, K.L., et al., *Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects*. Spine, 2000. 25(19): p. 2488-93.
2. Sharma, L. and Y.C. Pai, *Impaired proprioception and osteoarthritis*. Curr Opin Rheumatol 1997. 9(3): p. 253-8.
3. Willigenburg, N.W., et al., *Precision control of trunk movement in low back pain patients*. Human Movement Science, 2013. 32(1): p. 228-39.
4. van Dieen, J.H., L.P. Selen, and J. Cholewicki, *Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature*. J Electromyogr Kinesiol 2003. 13: p. 333-51.
5. Hodges, P.W., et al., *Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence*. J Biomech, 2009. 42: p. 61-6.
6. Flor, H., et al., *Extensive reorganization of primary somatosensory cortex in chronic back pain patients*. Neurosci Lett 1997. 224(1): p. 5-8.
7. Hodges, P.W., *Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2011. 21: p. 220-8.
8. Cordo, P., et al., *Proprioceptive consequences of tendon vibration during movement*. Journal of Neurophysiology, 1995. 74: p. 1675-1688.
9. Goodwin, G.M., D.I. McCloskey, and P.B. Matthews, *The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents*. Brain, 1972. 95(4): p. 705-48.

10. Roll, J.P. and J.P. Vedel, *Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography*. Experimental Brain Research, 1982. 47: p. 177-190.
11. Burke, D., et al., *The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction*. J Physiol, 1976b. 261(3): p. 695-711.
12. Bongiovanni, L., K. Hagbarth, and L. Stjernberg, *Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man*. J Physiol 1990. 423: p. 15-26.
13. Wakeling, J.M. and A.M. Liphardt, *Task-specific recruitment of motor units for vibration damping*. J Biomech, 2006. 39(7): p. 1342-6.
14. Bosco, C., M. Cardinale, and O. Tsarpela, *Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1999. 79(4): p. 306-11.
15. Cardinale, M. and J. Lim, *Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies*. J Strength Cond Res, 2003. 17(3): p. 621-4.
16. Mischi, M. and M. Cardinale, *The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2009. 41: p. 645-52.
17. Melnyk, M., et al., *Effect of a whole-body vibration session on knee stability*. Int J Sports Med, 2008. 29(10): p. 839-44.

18. Kakigi, R. and H. Shibasaki, *Mechanisms of pain relief by vibration and movement*. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 1992. 55: p. 282-286.
19. Rittweger, J., *Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be*. European Journal of Applied Physiology, 2010. 108: p. 877-904.
20. Capaday, C. and J.D. Cooke, *The effects of muscle vibration on the attainment on intended final position during voluntary human arm movements*. Experimental Brain Research, 1981. 42(2): p. 228-30.
21. Cody, F.W., M.P. Schwartz, and G.P. Smit, *Proprioceptive guidance of human voluntary wrist movements studied using muscle vibration*. Journal of Physiology (London), 1990. 427: p. 455-470.
22. Kasai, T., M. Kawanishi, and S. Yahagi, *Effects of upper limb muscle vibration on voluntary wrist flexion-extension movements*. Percept Mot Skills, 1994. 78: p. 43-47.
23. Claeys, K., et al., *Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting*. Eur J Appl Physiol, 2011. 111: p. 115-23.
24. Boucher, J.A., M.C. Normand, and M. Descarreaux, *Trunk isometric force production parameters during erector spinae muscle vibration at different frequencies*. J Neuroeng Rehabil, 2013. 10(1): p. 89.
25. Brumagne, S., et al., *The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain*. Spine, 2000. 25(8): p. 989-94.

26. Brumagne, S., et al., *Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine*. Spine, 1999. 24(13): p. 1328-31.
27. Gordon, J. and C. Ghez, *Trajectory control in targeted force impulses. II. Pulse height control*. Experimental Brain Research, 1987. 67: p. 241-252.
28. Newell, K.M. and L.G. Carlton, *Force variability in isometric responses*. J Exp Psychol Hum Percept Perform, 1988. 14(1): p. 37-44.
29. Salvetti, M.d.G., et al., *Prevalence of fatigue and associated factors in chronic low back pain patients*. Rev Lat Am Enfermagem, 2013. 21: p. 12-19.
30. Von Korff, M., *Studying the natural history of back pain*. Spine (Phila Pa 1976), 1994. 19(18 Suppl): p. 2041S-2046S.
31. Vogler, D., et al., *[Cross-cultural validation of the Oswestry disability index in French]*. Ann Readapt Med Phys, 2008. 51(5): p. 379-85.
32. Kori, S.H., R.P. Miller, and D.D. Todd, *Kinesiophobia: a new view of chronic pain behavior*. Pain Management, 1990. 3: p. 35-43.
33. Scrimshaw, S.V. and C. Maher, *Responsiveness of visual analogue and McGill pain scale measures*. J Manipulative Physiol Ther, 2001. 24(8): p. 501-4.
34. Demoulin, C., et al., *Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature*. Joint Bone Spine, 2006. 73(1): p. 43-50.
35. Borg, G.A., *Psychophysical bases of perceived exertion*. Med Sci Sports Exerc, 1982. 14(5): p. 377-81.
36. Marletti, R. and P.A. Parker, *Electromyography*. 2004, Hoboken (NJ): Wiley, John & Sons, Inc. 494.

37. Abercromby, A.F.J., et al., *Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise*. Med Sci Sports Exerc, 2007. 39(9): p. 1642-1650.
38. Schmidt, R.A. and T.D. Lee, *Sensory contributions to motor control*, in *Motor Control and Learning: A Behavioural Emphasis*, W. J.P., Editor. 2005, Human Kinetics Publishers, Inc: Champaign, IL. p. 125-62.
39. Passatore, M. and S. Roatta, *Influence of sympathetic nervous system on sensorimotor function: whiplash associated disorders (WAD) as a model*. Eur J Appl Physiol, 2006. 98: p. 423-49.
40. Myers, J.B., C.A. Wassinger, and S.M. Lephart, *Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation*. Manual Therapy, 2006. 11: p. 197-201.
41. Muceli, S., et al., *Reduced force steadiness in women with neck pain and the effect of short term vibration*. J Electromyogr Kinesiol, 2011. 21: p. 283-90.
42. Cardinale, M. and C. Bosco, *The use of vibration as an exercise intervention*. Exerc Sport Sci Rev, 2003. 31(1): p. 3-7.
43. Rittweger, J., M. Mutschelknauss, and D. Felsenberg, *Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise*. Clinical Physiology and Functional Imaging, 2003. 23: p. 81-6.
44. Burke, D., et al., *The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles*. Journal of Physiology (London), 1976a. 261: p. 673-693.

45. Inglis, J.T., J.S. Frank, and B. Inglis, *The effect of muscle vibration on human position sense during movements controlled by lenthenig muscle contraction*. Experimental Brain Research, 1991. 84: p. 631-634.
46. Boucher, J.A., J. Abboud, and M. Descarreaux, *The influence of acute back muscle fatigue and fatigue recovery on trunk sensorimotor control*. J Manipulative Physiol Ther, 2012. 35(9): p. 662-8.
47. Parnianpour, M., et al., *The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns*. Spine, 1988. 13(9): p. 982-92.
48. Sparto, P.J., et al., *Neuromuscular trunk performance and spinal loading during a fatiguing isometric trunk extension with varying torque requirements*. J Spinal Disord, 1997. 10(2): p. 145-56.
49. Mannion, A.F., *Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain*. J Electromyogr Kinesiol, 1999. 9: p. 363-77.
50. Johanson, E., et al., *The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain*. Eur Spine J, 2011. 20: p. 2152-59.
51. Macefield, G., et al., *Decline in spindle support to alpha motoneurons during sustained voluntary contractions*. J Physiol (Lond), 1991. 440: p. 497-512.



52. Gandevia, S.C., *Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motor neurones and motor cortical drive*. Acta Physiol Scand, 1998. 162: p. 275-83.
53. Griffin, L., et al., *Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans*. J Physiol, 2001. 535(Pt 3): p. 929-36.
54. Nakajima, T., et al., *Combined effects of preceding muscle vibration and contraction on the tonic vibration reflex*. Exp Brain Res, 2009. 192: p. 211-19.
55. Bongiovanni, L. and K.E. Hagbarth, *Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man*. J Physiol (Lond), 1990. 423: p. 1-14.
56. Vlaeyen, J.W., et al., *Fear of movement/(re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance*. Pain, 1995. 62(3): p. 363-72.

**Chapitre 5**  
Discussion générale

L'utilisation de la vibration musculotendineuse à des fins thérapeutiques gagne en popularité dans le traitement des affections musculosquelettiques. Cet outil de stimulation permettrait théoriquement d'augmenter l'activité musculaire, la force et la puissance lorsqu'il est jumelé à des exercices spécifiques. Les effets bénéfiques de la stimulation par la vibration s'expliqueraient grâce à une potentialisation neurologique impliquant un réflexe spinal : le RTV (Cardinale & Bosco, 2003; Hagbarth & Eklund, 1966). Plus spécifiquement, les études antérieures ont montré que la vibration pouvait stimuler les fuseaux neuromusculaires causant une réponse excitatrice des afférences primaires menant au RTV, et que les contractions volontaires pouvaient augmenter cette réponse à la vibration (Burke et al., 1976b; Ribot-Ciscar, Rossi-Durand, & Roll, 1998). Cependant, la compréhension des mécanismes neurophysiologiques qui sous-tendent les effets aigus de la vibration demeure étonnamment mal comprise encore à ce jour. C'est avec l'intention de clarifier ces mécanismes que plusieurs groupes de recherche ont étudié l'effet de la vibration lors d'une tâche posturale ou d'une tâche de pointage. Ces groupes ont majoritairement utilisé des protocoles impliquant les membres supérieurs et inférieurs, mais peu d'études ont évalué l'effet de la vibration sur le contrôle de la motricité du tronc. Puisque les données scientifiques actuelles suggèrent que la présence d'une lombalgie chronique puisse mener à des déficits sensorimoteurs du tronc incluant des erreurs de positionnement, des modifications de l'activité musculaire et des repondérations des afférences proprioceptives, l'ajout d'un outil de stimulation

vibratoire permettrait en théorie de stimuler les afférences proprioceptives de la région lombaire par le biais des fuseaux neuromusculaires.

À ce jour, quelques études ont tenté d'évaluer le contrôle sensorimoteur de la région lombaire sous l'influence de la vibration chez des patients atteints de lombalgies chroniques (Brumagne et al., 2000; Willigenburg et al., 2013). Ces études ont exclusivement utilisé des protocoles qui incluent des tâches de pointage dynamique. Comme mentionné, la vibration stimule spécifiquement les fuseaux neuromusculaires et l'utilisation d'une tâche impliquant des contractions ou étirements des fibres musculaires (bien connus pour créer une activation des fuseaux neuromusculaires) peut complexifier la compréhension fondamentale des effets de la vibration lors d'une tâche de pointage. L'utilisation de contractions isométriques a été suggérée afin de limiter la participation des fuseaux neuromusculaires au contrôle du mouvement (Newell & Carlton, 1988).

Le Chapitre 2 a présenté une étude qui avait comme objectifs initiaux de déterminer si la vibration pouvait modifier ou non le contrôle de la production de forces isométriques en extension et en flexion du tronc, d'étudier la différence entre deux fréquences de vibration couramment utilisées dans les études expérimentales, et de déterminer si la vibration pouvait affecter la production de la force des muscles antagonistes aux muscles vibrés. Sous l'effet de la vibration, les participants ont généralement montré une diminution de la précision (mesurée par l'erreur constante) lors de la tâche en extension, mais ils n'ont pas modifié leur variabilité (mesurée par

l'erreur variable) lors des essais expérimentaux. Ces résultats suggèrent que la vibration ait la capacité de modifier la production de la force du tronc en : (1) faussant les afférences proprioceptives de la région lombaire des participants sains; ou en (2) modifiant la sensibilité des fuseaux neuromusculaires. Sans égard à la fréquence, les participants n'ont généralement pas atteint la force cible lors des conditions de vibration, ce qui suggère qu'ils aient surestimé le niveau de la force produite en extension du tronc. Il est possible que la réponse illusoire d'allongement du muscle normalement provoquée par la vibration ait mené les participants à produire une force isométrique plus faible. Cette hypothèse est basée sur les résultats de l'étude menée par Cafarelli et Kostca (1981) et présentée dans la section 3.7.2 du Chapitre 1. Ces auteurs ont trouvé qu'une vibration musculotendineuse durant des contractions isométriques du quadriceps pouvait mener à une surestimation de la force de 30 %, et qu'à l'inverse, une force plus faible de 25 % était produite. L'étude présentée dans ce chapitre soutient également la théorie de Mischi et Cardinale (2009) selon laquelle la vibration a une influence locale uniquement qui ne s'étend pas aux muscles antagonistes. Puisque la différenciation des fréquences vibratoires lors de l'intégration sensorielle a pu être affectée par la complexité structurelle de la région lombaire, le Chapitre 3 a présenté une étude visant à comparer les résultats obtenus dans l'étude du Chapitre 2 à ceux que l'on obtiendrait si l'on appliquait un protocole de vibration, mais cette fois, sur le muscle soléaire.

L'étude présentée au Chapitre 3 a donc évalué l'effet d'une haute fréquence et d'une basse fréquence de vibration sur la modification des paramètres de production de forces

isométriques en flexion plantaire. Les résultats obtenus ont été similaires à ceux de l'étude présentée dans le Chapitre 2. Tout d'abord, les participants sains ont montré une diminution significative de la précision et ils n'ont pas atteints la force cible lors des essais expérimentaux sous l'influence de la vibration. De façon intéressante, la condition impliquant une haute fréquence de vibration a mené à une sous-production de la force plus importante (précision moins grande) que la condition impliquant une basse fréquence, possiblement en raison d'une fréquence de décharge plus élevée des afférences primaires. En accord avec l'étude de Burke et ses collaborateurs (1976b), il est suggéré qu'une fréquence de décharge plus élevée puisse mener à une plus grande surestimation de la force sous-maximale à produire, et qu'inversement une force plus faible soit produite. Deux hypothèses peuvent expliquer les différences des résultats reliés aux fréquences de vibration entre l'étude du Chapitre 2 et celle du Chapitre 3. Premièrement, les diverses couches musculotendineuses de la colonne lombaire pourraient avoir créé un effet d'amortissement (concept présenté à la section 3.4 du Chapitre 1) et conséquemment mené à une diminution de la perception des fréquences vibratoires. Deuxièmement, les afférences somatosensorielles et proprioceptives provenant de la stimulation des fuseaux neuromusculaires de plusieurs niveaux vertébraux du rachis lombaire pourraient avoir été mal interprétées en raison d'un chevauchement lors du processus d'intégration sensorielle. Puisque l'on cherchait à obtenir une stimulation importante, la haute fréquence de vibration (80 Hz) a été utilisée lors du protocole expérimental de l'étude présentée au Chapitre 4.

Le Chapitre 4 a présenté une étude qui diffère des deux premières puisqu'elle expose les résultats d'un projet de recherche qui inclut une population clinique de patients aux prises avec des douleurs lombaires chroniques. Puisque certains de ces patients présentent des déficits sensorimoteurs, l'étude des paramètres de précision et de variabilité dans une tâche de reproduction de forces isométriques a permis de quantifier la présence d'adaptations à la vibration. Comme il a été montré que la vibration appliquée au niveau de L5-S1 pouvait améliorer la précision lors d'une tâche dynamique de repositionnement du rachis lombo-sacré en position assise chez des patients atteints de lombalgies chroniques (Brumagne et al., 2000), les auteurs de la présente étude ont émis l'hypothèse que la vibration des muscles érecteurs du rachis lombaire améliorerait la précision et la variabilité lors d'une tâche de production de forces isométriques. Cette étude a également intégré un élément supplémentaire puisqu'elle s'est intéressée à l'effet de la vibration sur le contrôle sensorimoteur du tronc durant une condition de fatigue musculaire. L'ajout de mesures électromyographiques a aussi permis de déterminer si des modifications de l'activité musculaire pouvaient affecter le contrôle sensorimoteur du tronc des deux groupes à l'étude lors de la vibration. Les résultats de cette étude ont montré que les patients atteints de lombalgies ont été moins précis que les participants sains lorsqu'ils devaient performer une force isométrique du tronc. Sans surprise, ces résultats sont similaires à ceux obtenus par le groupe de recherche de Descarreaux, Blouin et Teasdale (2005) et de Brumagne (2000). Cependant, l'ajout d'une vibration a significativement augmenté la précision des patients lors de la tâche expérimentale, et ce, même en présence de fatigue des muscles du dos. Cette augmentation de la précision

s'est accompagnée d'une hausse de l'activité musculaire dans la portion inférieure des érecteurs du rachis lombaire. Ce résultat ne semble pas être attribué à l'apparition du RTV, puisqu'aucune modification de l'activité n'a été observée dans la portion supérieure de ces muscles. En s'appuyant sur la théorie de redistribution de l'activité musculaire proposée par Hodges (2011), il a été suggéré que la vibration puisse guider les patients atteints de lombalgies à adopter une nouvelle stratégie intégrant une redistribution de l'activité musculaire vers la portion inférieure des érecteurs du rachis, combinée à une augmentation de la production de la force. Il a également été suggéré que la vibration, via une potentialisation neurologique, puisse augmenter temporairement l'intégration des afférences proprioceptives provenant de la région lombaire aux profits des afférences nociceptives des patients atteints de lombalgies. Quant à l'amélioration des paramètres de production de forces isométriques durant une condition de fatigue musculaire, il a été suggéré que la vibration ait pu mener à un recrutement préférentiel des unités motrices de type I lors de cette condition expérimentale, rétablissant de façon transitoire un taux de décharge optimal. Les résultats de cette étude ont mis en évidence l'amélioration des fonctions neuromusculaires du tronc sous l'influence de la vibration, ce qui pourrait éventuellement contribuer à l'utilisation de ce complément thérapeutique dans la gestion des patients atteints de lombalgies chroniques.



## 1. Recherches futures

À partir des résultats obtenus dans cette thèse, de nombreuses pistes se présentent concernant l'évaluation des effets de la vibration sur le contrôle de la motricité du rachis chez une population de patients atteints de lombalgies chroniques. Cette section présente donc quelques exemples de projets de recherche qui permettraient d'élargir la compréhension des mécanismes qui sous-tendent les adaptations reliées à la vibration.

Dans une quête de compréhension des effets spécifiques découlant des propriétés mécaniques de la vibration, les futures études devraient s'attarder à l'utilisation des différents paramètres d'amplitude et d'accélération sur le contrôle sensorimoteur du tronc tout en gardant constante la fréquence de vibration. Des protocoles expérimentaux évaluant la contribution des centres supérieurs permettraient également de déterminer si l'effet de différentes fréquences de vibration va au-delà de la simple explication concernant la modification du taux de décharge des afférences primaires. Par exemple, l'étude des modifications des paramètres des potentiels évoqués moteurs (latence et amplitude des signaux) aiderait possiblement à justifier l'utilisation de fréquences précises.

Par ailleurs, un protocole expérimental explorant l'effet de la vibration appliquée sur les muscles gastrocnémiens/soléaires lors d'une tâche de reproduction de forces isométriques du tronc permettrait de déterminer si la distorsion des afférences proprioceptives provenant des membres inférieurs sous l'influence de la vibration

pourrait favoriser une repondération des afférences provenant de la région lombaire chez les patients atteints de lombalgies chroniques.

Des protocoles expérimentaux sur la vibration et la perception de la douleur semblables à celui de Kakigi et Shibasaki (1992), mais cette fois à l'aide d'une vibration sur les muscles érecteurs du rachis des patients atteints de lombalgies chroniques et des participants sains, permettraient d'élargir la compréhension des propriétés analgésiques de la vibration musculotendineuse en présence de condition clinique comme la lombalgie. D'autres recherches devraient explorer la relation entre la durée optimale d'application de la vibration et les paramètres de performance neuromusculaire du tronc pour les populations atteints de lombalgies chroniques. En outre, ces études supplémentaires sont nécessaires afin de déterminer si les effets potentiels de la vibration peuvent influencer les résultats cliniques à long terme. Ces différentes étapes s'avèrent un tremplin important si l'on souhaite un jour établir des normes d'utilisation clinique de cette modalité thérapeutique.

Rapport-Gratuit.com

**Chapitre 6**  
Conclusion

L'objectif principal de cette thèse était d'étudier le contrôle de la motricité et de la réponse musculaire sous l'influence de la vibration locale. Les résultats de cette thèse montrent que :

- Une vibration à basse fréquence (30 Hz) et à haute fréquence (80 Hz) appliquée sur les muscles érecteurs du rachis lombaire mène à une diminution significative de la précision lors d'une tâche de reproduction de forces isométriques du tronc chez des participants sains;
- La vibration influence le contrôle de la production d'une force isométrique du groupe musculaire vibré uniquement (muscles agonistes) et n'affecte pas la production de la force des muscles antagonistes au muscle vibré;
- Sur un muscle isolé, postural et mono-articulaire (c.-à.d. le muscle soléaire), une haute fréquence de vibration (80 Hz) stimule davantage le système sensorimoteur qu'une basse fréquence de vibration (30 Hz) chez des participants sains. Les deux conditions de vibration mènent à une diminution de la précision lors de la tâche de production de forces isométriques en flexion plantaire;
- Chez des patients atteints de lombalgies chroniques, une haute fréquence de vibration (80 Hz) mène à une amélioration significative de la précision lors d'une tâche de production de forces isométriques du tronc en position debout, avec des valeurs se rapprochant de celles des participants sains sans vibration. La vibration

mène également à une augmentation de l'activité musculaire dans la portion inférieure des érecteurs du rachis lombaire lors de la tâche de précision;

- Durant la présence d'une fatigue musculaire des muscles du dos, la vibration mène à une amélioration significative de la précision lors d'une tâche de production de forces isométriques du tronc chez des patients atteints de lombalgies chroniques, mais également chez des participants sains;
- Les nouvelles avancées scientifiques suggèrent maintenant que l'utilisation de la vibration semble globalement améliorer le contrôle de la motricité de la région lombaire lors de diverses conditions incluant notamment le contrôle de la production de force, le contrôle de mouvements dynamiques, et ce, tant en position debout qu'assise;
- Aucun effet néfaste et indésirable de la vibration n'a été observé chez les participants lors des trois études expérimentales.

Depuis l'époque de la Grèce antique, l'utilisation de la vibration a traversé le temps. Cette thèse ajoute une compréhension supplémentaire des mécanismes de la vibration qui permettent d'effectuer un pas de plus vers son utilisation clinique. « Adde parvum parvo magnus acervus erit » : "Ajoute peu à peu et tu auras beaucoup".

## Références

- Abboud, J., Nougrou, F., Pagé, I., Cantin, V., Massicotte, D., & Descarreaux, M. (2014). Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain. *Eur J Appl Physiol*, *Accepted Aug 31*.
- Adams, M. A. (2004). Biomechanics of back pain. *Acupunct Med*, *22*(4), 178-188.
- Andersson, G. B. (1999). Epidemiological features of chronic low back pain. *Lancet*, *354*, 581-585.
- Bazett-Jones, D. M., Finch, H. W., & Dugan, E. L. (2008). Comparing the effects of various whole-body vibration accelerations on counter-movement jump performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, *7*, 144-150.
- Bishop, B. (1974). Vibratory stimulation - neurophysiology of motor responses evoked by vibratory stimulation. *Physical Therapy*, *54*, 1273-1282.
- Bogdok, N., & McGuirk, B. (2002). *Medical management of acute and chronic low back pain : An evidence-based approach*. (1st ed.). Amsterdam, Boston: Elsevier.
- Bongiovanni, L., & Hagbarth, K. E. (1990). Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *J Physiol (Lond)*, *423*, 1-14.
- Boucher, J. A., Abboud, J., & Descarreaux, M. (2012). The influence of acute back muscle fatigue and fatigue recovery on trunk sensorimotor control. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, *35*(9), 662-668.
- Brown, M. C., Engberg, I., & Matthews, P. B. (1967). The relative sensitivity to vibration of muscle receptors of the cat. *J Physiol*, *192*, 773-800.
- Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschueren, S., & Swinnen, S. (2000). The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*, *25*(8), 989-994.
- Brumagne, S., Cordo, P., & Verschueren, S. (2004). Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neurosci Lett*, *366*, 63-66.
- Brumagne, S., Janssens, L., Knapen, S., Claeys, K., & Suuden-Johanson, E. (2008). Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J*, *17*(9), 1177-1184.
- Brumagne, S., Lysens, R., Swinnen, S., & Verschueren, S. (1999). Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. *Spine*, *24*(13), 1328-1331.

- Burke, D., Hagbarth, K. E., Lofstedt, L., & Wallin, B. G. (1976a). The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *Journal of Physiology (London)*, *261*, 673-693.
- Burke, D., Hagbarth, K. E., Lofstedt, L., & Wallin, B. G. (1976b). The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric contraction. *J Physiol*, *261*(3), 695-711.
- Cafarelli, E., & Kostka, C. E. (1981). Effect of vibration on static force sensation in man. *Exp Neurol*, *74*(2), 331-340.
- Calvo-Munoz, I., Gomez-Conesa, A., & Sanchez-Meca, J. (2013). Prevalence of low back pain in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Pediatr*, *Jan 26*(13), 14.
- Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev*, *31*(1), 3-7.
- Carson, R. G., Riek, S., Mackey, D. C., Meichenbaum, D. P., Willms, K., Forner, M., & Byblow, W. D. (2004). Excitability changes in human forearm corticospinal projections and spinal reflex pathways during rhythmic voluntary movement of the opposite limb. *J Physiol*, *560*, 929-940.
- Chou, R., Qaseem, A., Snow, V., Casey, D., Cross, J. T. J., Shekelle, P., & Owens, D. K. (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.
- Claeys, K., Brumagne, S., Dankaerts, W., Kiers, H., & Janssens, L. (2011). Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *Eur J Appl Physiol*, *111*(1), 115-123.
- Clark, F. J., Burgess, R. C., Chapin, J. W., & Lipscomb, W. T. (1985). Role of intramuscular receptors in the awareness of limb position. *Journal of Neurophysiology*, *54*, 1529-1540.
- Cochrane, D. J. (2011). The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. *Journal of Sports Science and Medicine*, *10*, 19-30.
- Cochrane, D. J. (2011). Vibration exercise: the potential benefits. *Int J Sports Med*, *32*(2), 75-99.



- Cochrane, D. J., & Hawke, E. J. (2007). Effects of acute upper-body vibration on strength and power variables in climbers. *J Strength Cond Res*, 21(2), 527-531.
- Cordo, P., Gandevia, S. C., Hales, J. P., Burke, D., & Laird, G. (1993). Force and displacement-controlled tendon vibration in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 89, 45-53.
- Cordo, P., Gurfinkel, V. S., Bevan, L., & Kerr, G. K. (1995). Proprioceptive consequences of tendon vibration during movement. *Journal of Neurophysiology*, 74, 1675-1688.
- Cram, J. R., & Steger, J. C. (1983). EMG scanning in the diagnosis of chronic pain. *Biofeedback Self Regulat*, 8, 229-241.
- CSST. (2008). Statistiques sur les affections vertébrales, 2004-2007 (pp. 29): Commission de la Santé et Sécurité du Travail du Québec.
- CSST. (2012). Statistiques sur les affections vertébrales, 2008-2011 (pp. 27). Québec: Commission de la Santé et Sécurité du Travail du Québec.
- Da Silva, M. E., Nunez, V. M., Vaamonde, D., Fernandez, J. M., Poblador, M. S., Garcia-Manso, J. M., & Lancho, J. L. (2006). Effects of different frequencies of whole-body vibration on muscular performance. *Biology of Sports*, 23(3), 267-282.
- De Luca, C. J., & Contessa, P. (2012). Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*, 107(1), 178-195.
- Descarreaux, M., Blouin, J. S., & Teasdale, N. (2005). Isometric force production parameters during normal and experimental low back pain conditions. *BMC musculoskeletal disorders*, 6(1), 6.
- Descarreaux, M., Lalonde, C., & Normand, M. C. (2007). Isometric force parameters and trunk muscle recruitment strategies in a population with low back pain. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 30(2), 91-97.
- Desmedt, J. E., & Godaux, E. (1975). Vibration-induced discharge patterns of single motor units in the masseter muscle in man. *The Journal of Physiology*, 253(2), 429-442.
- Deyo, R. A., & Weinstein, J. N. (2001). Low back pain. *N Engl J Med*, 344, 363-370.
- Dimitriou, M. (2014). Human muscle spindle sensitivity reflects the balance of activity between antagonistic muscles. *J Neurosci*, 34(41), 13644-13655.

- Dreyer, S. J., & Dreyfuss, P. H. (1996). Low back pain and the zygapophysial (facet) joints. *Arch Phys Med Rehabil*, 77(3), 290-300.
- Durbaba, R., Taylor, A., Ellaway, P. H., & Rawlinson, S. (2003). The influence of bag(2) and chain intrafusal muscle fibers on secondary spindle in the cat. *Journal of Physiology*, 550(1), 263-278.
- Ebenbichler, G. R., Oddsson, L. I., Kollmitzer, J., & Erim, Z. (2001). Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc*, 33(11), 1889-1898.
- Edin, B. B., & Abbs, J. H. (1991). Finger movement response of cutaneous mechanoreceptors in the dorsal skin of human hand. *Journal of Neurophysiology*, 65, 657-670.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol*, 581(Pt 1), 11-23.
- Enthoven, P., Skargren, E., Kjellman, G., & Oberg, B. (2003). Course of back pain in primary care: a prospective study of physical measures. *J Rehabil Med*, 35, 168-173.
- Fallon, J. B., & Macefield, V. G. (2007). Vibration sensitivity of human muscle spindles and Golgi tendon organs. *Muscle Nerve*, 36(1), 21-29.
- Farina, D., Arendt-Nielsen, L., & Graven-Nielsen, T. (2005). Spike-triggered average torque and muscle fiber conduction velocity of low-threshold motor units following submaximal endurance contractions. *J Appl Physiol*, 98(4), 1495-1502.
- Ferreira, P. H., Ferreira, M. L., & Hodges, P. W. (2004). Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain : ultrasound measurement of muscle activity. *Spine*, 29, 2560-2566.
- Flor, H., Haag, G., Turk, D. C., & Koehler, H. (1983). Efficacy of EMG biofeedback, pseudotherapy, and conventional medical treatment for chronic rheumatic back pain. *Pain*, 17(1), 21-31.
- Forner-Cordero, A., Steyvers, M., Levin, O., Alaerts, K., & Swinnen, S. P. (2008). Changes in corticomotor excitability following prolonged muscle tendon vibration. *Behavioral Brain Research*, 190, 41-49.
- Frank, J. W., Booker, A. S., Demaio, S. E., Kerr, M. S., Maetzel, A., Shannon, H. S., . . . Wells, R. (1996). Disability resulting from occupational low back pain. Part II: What do we know about secondary prevention? A review of the scientific evidence on prevention after disability begins. *Spine*, 21, 2918-2929.

- Geisser, M. E., Ranavaya, M., Haig, A. J., Roth, R. S., Zucker, R., Ambroz, C., & Caruso, M. (2005). A meta-analysis review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain*, 6(11), 711-726.
- Genêt, F., Lapeyre, E., Schnitzler, A., Hausseguy, A., D'Apollito, A. C., Lafaye de Michaux, R., . . . Poiraudau, S. (2006). Psychobehavioural assessment for chronic low back pain. *Ann Readapt Med Phys*, 49(5), 226-233.
- Gilhodes, J. C., Coiton, Y., Roll, J. P., & Ans, B. (1993). Propriomuscular coding of kinaesthetic sensation. *Biol. Cybern.*, 68, 509-517.
- Gilhodes, J. C., Roll, J. P., & Tardy-Gervet, M. F. (1986). Perceptual and motor effects of agonist-antagonist muscle vibration in man. *Experimental Brain Research*, 61, 395-402.
- Gill, K. P., & Callaghan, M. J. (1998). The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*, 23(3), 371-377.
- Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. (1972a). The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain*, 95(4), 705-748.
- Goodwin, G. M., McCloskey, D. I., & Matthews, P. B. (1972b). Proprioceptive illusions induced by muscle vibration: contribution by muscle spindles to perception? *Science*, 175, 1382-1384.
- Gore, M., Sadosky, A., Stacey, B. R., Tai, K. S., & Leslie, D. (2012). The burden of chronic low back pain: clinical comorbidities, treatment patterns, and health care costs in usual care settings. *Spine*, 37(11), 668-677.
- Granata, K. P., & Gottipati, P. (2008). Fatigue influences the dynamic stability of the torso. *Ergonomics*, 51(8), 1258-1271.
- Griffin, L., Garland, S. J., Ivanova, T., & Gossen, E. R. (2001). Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans. *J Physiol*, 535(Pt 3), 929-936.
- Hagbarth, K. E. (1967). EMG studies of stretch reflexes in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 25, 74-79.
- Hagbarth, K. E. (1973). The effect of muscle vibration in normal man and in patients with motor disease. In J. E. Desmedt (Ed.), *New Developpements in Electromyography and Clinical Neurophysiology* (Vol. 3, pp. 428-443). Karger, Basel.

- Hagbarth, K. E., & Eklund, G. (1966). Motor effects of vibratory stimuli in man. In R. Granit (Ed.), *Nobel symposium I muscular afferents and motor control*. Stockholm: Almqvist and Wiksell.
- Hashemi, L., Webster, B. S., Clancy, E. A., & Volinn, E. (1997). Length of disability and cost of workers' compensation low back pain claims. *J Occup Environ Med*, *39*(10), 937-945.
- Hayward, L. F., Nielsen, R. P., Heckman, C. J., & Hutton, R. S. (1986). Tendon vibration-induced inhibition of human and cat triceps surae group I reflexes: evidence of selective Ib afferent fiber activation. *Exp Neurol*, *94*, 333-347.
- Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, *126*, 1345-1347.
- Henneman, E. (1981). Recruitment of motoneurons: the size principle. In J. E. Desmedt (Ed.), *Motor unit types, recruitment and plasticity in health and disease* (Prog. clin. Neurophysiol. ed., Vol. 9, pp. 26-60). Munich: Karger, Basel.
- Herda, T. J., Ryan, E. D., Smith, A. E., Walter, A. A., Bembien, M. G., Stout, J. R., & Cramer, J. T. (2009). Acute effects of passive stretching vs vibration on the neuromuscular function of the plantar flexors. *Scand J Med Sci Sports*, *19*(5), 703-713.
- Hildebrandt, V. H. (1995). Back pain in the working population: prevalence rates in Dutch trades and professions. *Ergonomics*, *38*, 1283-1298.
- Hodges, P. W. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*, *141*(2), 261-266.
- Hodges, P. W. (2011). Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*, 220-228.
- Hodges, P. W. (2014). To redistribute muscle activity in pain, or not: That is the question. *Pain*, *155*, 849-850.
- Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A., & Gandevia, S. C. (2003). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res*, *151*(2), 262-271.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, *21*(22), 2640-2650.

- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*, 114(2), 362-370.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord*, 11, 46-56.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(9), 1005-1012.
- Homma, S., & Kanda, K. (1973). Impulse decoding process in stretch reflex. In A. A. Gydikov, N. T. Tankov & D. S. Kosarov (Eds.), *Motor control* (pp. 45-64). New York: Plenum.
- Homma, S., Kanda, K., & Watanabe, S. (1971). Monosynaptic coding of group Ia afferent discharges during vibratory stimulation of muscles. *Jpn J Physiol*, 21, 405-417.
- Homma, S., Kanda, K., & Watanabe, S. (1972b). Integral pattern of coding during tonic vibration reflex. In G. G. Somjen (Ed.), *Neurophysiology Studied in Man* (pp. 345-349). Amsterdam: Excerpta Medica.
- Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., . . . Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis Rheum*, 64(4), 2028-2037.
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Woolf, A., Blyth, F., Vos, T., & Buchbinder, R. (2010). Measuring the global burden of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(2), 155-165.
- Hug, F., Hodges, P. W., & Tucker, K. J. (2013). Effect of pain location on spatial reorganisation of muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*, 23, 1413-1420.
- Humphries, B., Warman, G., Purton, J., Doyle, T., & Dugan, E. (2004). The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *J Sports Sci Med*, 3, 16-22.
- Inglis, J. T., Frank, J. S., & Inglis, B. (1991). The effect of muscle vibration on human position sense during movements controlled by lengthening muscle contraction. *Experimental Brain Research*, 84, 631-634.
- Inglis, J. T., Kennedy, P. M., Wells, C., & Chua, R. (2002). The role of cutaneous receptors in the foot. *Adv Exp Med Biol*, 508, 111-117.

- Issurin, V. B., & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci*, 17(3), 177-182. doi: 10.1080/026404199366073
- Ivanenko, Y. P., Solopova, I. A., & Levik, Y. S. (2000). The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neurosci Lett*, 292, 103-106.
- Jackson, S. W., & Turner, D. L. (2003). Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. *European Journal of Applied Physiology*, 86(380-6).
- Jami, L. (1992). Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiol Res*, 72, 623-666.
- Johanson, E., Brumagne, S., Janssens, L., Pijnenburg, M., Claeys, K., & Pääsuke, M. (2011). The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *Eur Spine J*, 20, 2152-2159.
- Johnson, K. O. (2001). The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Curr Opin Neurobiol*, 11, 455-461.
- Johnson, M. A., Polgar, J., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 18(1), 111-129.
- Jones, D., Round, J., & de Hann, A. (2004). *Skeletal muscle from molecules to movement*. London, UK: Churchill Livingstone.
- Kakigi, R., & Shibasaki, H. (1992). Mechanisms of pain relief by vibration and movement. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 55, 282-286.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., & Jessell, T. M. (2000). *Principles of Neural Science* (McGraw-Hill Ed. 4th ed.). New-York, USA.
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology*, 532(3), 869-878.
- Kellogg, J. H. (1895). The art of massage - The physiological effects of massage. Retrieved 6 Oct, 2014. From the World Wide Web : <http://www.mcmillinmedia.com/eamt/files/kellogg/ch9.html>



- Kin-Isler, A., Acikada, C., & Aritan, S. (2006). Effects of vibration on maximal isometric muscle contraction at different joint angles. *Isokinet Exerc Science*, *14*(213-20).
- Kinser, A. M., Ramsey, M. W., O'Bryant, H. S., Ayres, C. A., Sands, W. A., & Stone, M. H. (2008). Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *40*, 133-140.
- Kirkesola, G. (2009). Neurac - a new treatment method for long-term musculoskeletal pain. *Fysiotherapeuten*, *76*(12), 16-25.
- Kistemaker, D. A., Van Soest, A. J., Wong, J. D., Kurtzer, I., & Gribble, P. L. (2013). Control of position and movement is simplified by combined muscle spindle and Golgi tendon organ feedback. *J Neurophysiol*, *109*(4), 1126-1139.
- Kitazaki, S., & Griffin, M. G. (1995). A data correction method for surface measurement of vibration on the human body. *J Biomech*, *28*(7), 885-890.
- Kouzaki, M., Shinohara, M., & Fukunaga, T. (2000). Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. *J Appl Physiol*, *89*(4), 1420-1424.
- Lam, T., & Pearson, K. G. (2002). The role of proprioceptive feedback in the regulation and adaptation of locomotor activity. *Adv Exp Med Biol*, *508*, 343-355.
- Lapole, T., & Pérot, C. (2010). Effects of repeated Achilles tendon vibration on triceps surae force production. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*, 648-654.
- Lapole, T., & Pérot, C. (2011). Effects of repeated Achilles tendon vibration on triceps surae stiffness and reflex excitability. *J Electromyogr Kinesiol*, *21*, 87-94.
- Lapole, T., & Pérot, C. (2012). Hoffmann reflex is increased after 14 days of daily repeated Achilles tendon vibration for the soleus but not for the gastrocnemii muscles. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, *37*, 14-20.
- Lardon, A., Leboeuf-Yde, C., Le Scanff, C., & Wedderkopp, N. (2014). Is puberty a risk factor for back pain in the young? a systematic critical literature review. *Chiropr Man Therap*, *22*(1), 27.
- Lariviere, C., Da Silva, R. A., Arsenault, A. B., Nadeau, S., Plamondon, A., & Vadeboncoeur, R. (2011). Specificity of a back muscle roman chair exercise in healthy and back pain subjects. *Med Sci Sports Exerc*, *43*(1), 157-164.
- Latash, M. L. (2002). *Bases neurophysiologiques du mouvement* (D. B. Université Ed. 1ère ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2001). *Classic in movement science*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Leboeuf-Yde, C., & Kyvik, K. O. (1998). At what age does low back pain become a common problem? A study of 29,424 individuals aged 12–41 years. *Spine*, *23*(2), 228-234.
- Leeuw, M., Goossens, M., Linton, S. J., Crombez, G., Boersma, K., & Vlaeyen, J. W. (2007). The fear-avoidance model of musculoskeletal pain: current state of scientific evidence. *Journal of Behavioral Medicine*, *30*(1), 77-94.
- Lewis, G. N., Byblow, W. D., & Carson, R. G. (2001). Phasic modulation of corticomotor excitability during passive movement of the upper limb: effects of movement frequency and muscle specificity. *Brain Res*, *900*, 282-294.
- Lundeberg, T. (1983). Vibratory stimulation for the alleviation of chronic pain. *Acta Physiol Scand Suppl.*, *523*, 1-51.
- Lundeberg, T., Abrahamsson, P., Bondesson, L., & Haker, E. (1987). Vibratory stimulation compared to placebo in alleviation of pain. *Scand J Rehabil Med*, *19*(4), 153-158.
- Lundeberg, T., Nordemar, R., & Ottoson, D. (1984). Pain alleviation by vibratory stimulation. *Pain*, *20*, 25-44.
- MacDonald, D., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2009). Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent low back pain. *Pain*, *142*, 183-188.
- MacDonald, D., Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2010). People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. *Spine*, *35*, 818-824.
- MacDonell, C. W., Ivanova, T. D., & Garland, S. J. (2010). Changes in the estimated time course of the motoneuron afterhyperpolarization induced by tendon vibration. *Journal of Neurophysiology*, *104*, 3240-3249.
- Macefield, G., Hagbarth, K.-E., Gorman, R., Gandevia, S. C., & Burke, D. (1991). Decline in spindle support to alpha motoneurons during sustained voluntary contractions. *J Physiol (Lond)*, *440*, 497-512.
- Macefield, V. G. (2005). Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, *32*(1-2), 135-144.



- Macefield, V. G., Gandevia, S. C., Bigland-Ritchie, B., Gorman, R. B., & Burke, D. (1993). The firing rates of human motoneurons voluntarily activated in the absence of muscle afferent feedback. *J Physiol*, *471*, 429-443.
- MacIntosh, B. R., Gardiner, P. F., & McComas, A. J. (2006). *Skeletal muscle: form and function* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Mannion, A. F. (1999). Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, *9*, 363-377.
- Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2010). *Anatomie et physiologie humaines* (4e ed.). Saint-Laurent, Qc: Éditions du Nouveau Pédagogique Inc.
- Matthews, P. B. (1966). Reflex activation of the soleus muscle of the decerebrate cat by vibration. *Nature*, *209*, 204-205.
- Matthews, P. B. C. (1964). Muscle spindles and their motor control. *Physiological Reviews*, *44*, 219-288.
- McCloskey, D. I., Matthews, P. B., & Mitchell, J. H. (1972). Absence of appreciable cardiovascular and respiratory responses to muscle vibration. *J Appl Physiol*, *33*(5), 623-626.
- McGlone, F., & Reilly, D. (2010). The cutaneous sensory system. *Neurosci Biobehav Rev*, *34*, 148-159.
- McGrath, G. J., & Matthews, P. B. (1973). Evidence from the use of vibration during procaine nerve block that the spindle group II fibres contribute excitation to the tonic stretch reflex of the decerebrate cat. *J Physiol*, *235*, 371.
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2007). Plantar hypoesthesia alters time-to-boundary measures of postural control. *Somatosens Mot Res*, *24*(4), 171-177.
- Meyer, P. F., Oddsson, L. I., & De Luca, C. J. (2004a). Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Exp Brain Res*, *157*, 526-536.
- Meyer, P. F., Oddsson, L. I., & De Luca, C. J. (2004b). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*, *156*, 505-512.
- Mischi, M., & Cardinale, M. (2009). The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*, 645-652.

- Munte, T. F., Jobges, E. M., Weiringa, B. M., Klein, S., Shubert, M., Johannes, S., & Dengler, R. (1996). Human evoked potentials to long duration vibratory stimuli: Role of muscle afferents. *Neurosci Lett*, *216*(3), 163-166.
- Murphy, K. A. (2006). Statistics Canada. Health Analysis and Measurements Group., & Public Health Agency of Canada. Policy Research Unit. *Health state descriptions for Canadians: musculoskeletal diseases*. Ottawa, CA: Statistics Canada.
- Nazarov, V., & Spivack, G. (1985). Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. *Theory and Practice of Physical Culture (Moscow)*, *12*, 445-450.
- Newcomer, K. L., Laskowski, E. R., Yu, B., Johnson, J. C., & An, K. N. (2000). Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. *Spine*, *25*(19), 2488-2493.
- Newcomer, K. L., Laskowski, E. R., Yu, B., Larson, D. R., & An, K. N. (2000). Repositioning error in low back pain. *Spine*, *25*(2), 245-250.
- Newell, K. M., & Carlton, L. G. (1988). Force variability in isometric responses. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, *14*(1), 37-44.
- Nguyen, C., Poiraudou, M., Revel, M., & Papelard, A. (2009). Lumbalgie chronique : facteurs de passage à la chronicité. *Revue du rhumatisme*, *76*(6), 537-542.
- Nigg, B. M., & Wakeling, J. M. (2001). Impact force and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *29*(1), 37-41.
- O'Sullivan, P. B., Burnett, A., Floyd, A. N., Gadsdon, K., Logiudice, J., Miller, D., & Quirke, H. (2003). Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine*, *28*(10), 1074-1079.
- Pagé, I., & Descarreaux, M. (2012). Trunk muscle fatigue during a lateral isometric hold test: what are we evaluating? *Chiropr Man Therap*, *20*(1), 12.
- Pagé, I., Dubois, J. D., & Descarreaux, M. (2011). A comparison of 2 assessment protocols to specifically target abdominal muscle endurance. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, *34*(3), 188-194.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, *5*(4), 390-396; discussion 397.
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, *13*, 371-379.

- Panjabi, M. M. (2006). A hypothesis of chronic low back pain: ligament subfailure in injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*, 15, 668-676.
- Park, R. J., Tsao, H., Cresswell, A. G., & Hodges, P. W. (2014). Anticipatory postural activity of the deep trunk muscles differs between anatomical regions based on their mechanical advantage. *Neuroscience*, 261, 161-172.
- Pollock, R. D., Woledge, R. C., Mills, K. R., Martin, F. C., & Newham, D. J. (2010). Muscle activity and acceleration during whole-body vibration: Effect of frequency and amplitude. *Clin Biomech*, 25(8), 840-846.
- Polonyova, A., & Hlavacka, F. (2001). Human postural responses to different frequency vibrations of lower leg muscles. *Physiol Res*, 50, 405-410.
- Preuss, R., & Fung, J. (2005). Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Manual therapy*, 10(1), 14-20.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J., & Milner, T. E. (2005). Muscle reflex classification of low-back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 15, 53-60.
- Reeves, N. P., Narenda, K. S., & Cholewicki, J. (2007). Spine stability: the six blind and the elephant. *Clin Biomech (Bristol, Avon.)*, 22, 266-274.
- Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C., & Roll, J. P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neuroscience Letters*, 258, 147-150.
- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108, 877-904.
- Rittweger, J., Mutschelknauss, M., & Felsenberg, D. (2003). Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 23, 81-86.
- Roland, M. (1986). A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clin Biomech*, 1, 102-109.
- Roll, J. P. (1994). Sensibilités cutanées et musculaires. In M. Richelle, J. Requin & M. Robert (Eds.), *Traité de psychologie expérimentale* (pp. 483-542). Paris: Presse Universitaire de France.

- Roll, J. P., Albert, F., Thyriou, C., Ribot-Ciscar, E., Bergenheim, M., & Mattei, B. (2009). Inducing any virtual two-dimensional movement in humans by applying muscle tendon vibration. *J Neurophysiol*, *101*(2), 816-823.
- Roll, J. P., & Vedel, J. P. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental Brain Research*, *47*, 177-190.
- Roll, J. P., Vedel, J. P., & Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: A microneurographic study. *Environmental Brain Research*, *76*, 213-222.
- Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J. P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, *13*, 1957-1961.
- Roy, E. A., Hollins, M., & Maixner, W. (2003). Reduction of TMD pain by high-frequency vibration: a spatial and temporal analysis. *Pain*, *101*, 267-274.
- Sanders, C. F. (1936). Cardiovascular and peripheral vascular diseases; treatment by a motorised oscillating bed. *Journal of the American Association*, *106*, 916.
- Sands, W. A., McNeal, J. R., Stone, M. H., & Haff, G. G. (2008). Effect of vibration on forward split flexibility and pain perception in young males gymnasts. *Int J Sports Physiol Perform*, *3*, 469-481.
- Schultz, S. E., & Kopec, J. A. (2003). Effets des problèmes de santé chroniques. Rapports sur la Santé. *Statistique Canada, no 82-003 au catalogue*, *14*(4), 45-58.
- Schwarzer, A. C., Aprill, C. N., & Bogduk, N. (1995). The sacroiliac joint in chronic low back pain. *Spine*, *20*(1), 30-37.
- Schwarzer, A. C., Wang, S. C., Bogduk, N., McNaught, P. J., & Laurent, R. (1995). Prevalence and clinical features of lumbar zygapophysial joint pain: a study in an Australian population with chronic low back pain. *Ann Rheum Dis*, *54*(2), 100-106.
- Sohn, M. K., Graven-Nielsen, T., Arendt-Nielsen, L., & Svensson, P. (2004). Effects of experimental muscle pain on mechanical properties of single motor units in human masseter. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *115*(1), 76-84.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Marras, W. S., Granata, K. P., Reinsel, T. E., & Simon, S. (1997). Neuromuscular trunk performance and spinal loading during a fatiguing isometric trunk extension with varying torque requirements. *J Spinal Disord*, *10*(2), 145-156.

- Spiliopoulou, S. I., Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., Patikas, D., & Kellis, E. (2012). Tendon vibration during submaximal isometric strength and postural tasks. *Clinical Neurophysiology*, *112*, 3807-3817.
- Suter, E., & Lindsay, D. (2001). Back muscle fatigability is associated with knee extensor inhibition in subjects with low back pain. *Spine*, *26*(16), 361-366.
- Tucker, K., Falla, D., Graven-Nielsen, T., & Farina, D. (2009). Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, *2009*(19), 3.
- Tucker, K. J., & Hodges, P. W. (2009). Motoneurone recruitment is altered with pain induced in non-muscular tissue. *Pain*, *141*(1-2), 151-155.
- Ushiyama, J., Masani, K., Kouzaki, M., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2005). Difference in after effects following prolonged Achilles tendon vibration on muscle activity during maximal voluntary contraction among plantar flexor synergists. *J Appl Physiol*, *98*(4), 1427-1433.
- Von Korff, M. (1994). Studying the natural history of back pain. *Spine*, *19*(18 Suppl), 2041S-2046S.
- Wakeling, J. M., Nigg, B. M., & Rozitis, A. I. (2002). Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol*, *93*, 1093-1103.
- Warman, G., Humphries, B., & Purton, J. (2002). The effects of timing and application of vibration on muscular contractions. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, *73*(119-27).
- Weerakkody, N. S., Percival, P., Hickey, M. W., Morgan, D. L., Gregory, J. E., Canny, B. J., & Proske, U. (2003). Effects of local pressure and vibration on muscle pain from eccentric exercise and hypertonic saline. *Pain*, *105*(3), 425-435.
- Whedon, G. D., Deitrick, J. E., Shorr, E., Toscani, V., Davis, V. B., & Stevens, E. (1949). Modification of the effects of immobilization upon metabolic and physiologic functions of normal men by the use of an oscillating bed. *American Journal of Medicine*, *6*(6), 684-711.
- Wierzbicka, M. M., Gilhodes, J. C., & Roll, J. P. (1998). Vibration-induced postural posteffects. *J Neurophysiol*, *79*(1), 143-150.

- Willigenburg, N. W., Kingma, I., Hoozemans, M. J. M., & van Dieen, J. H. (2013). Precision control of trunk movement in low back pain patients. *Human Movement Science, 32*(1), 228-239.
- Woolf, A. D., & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ, 81*(9), 646-656.
- Zedka, M., Prochazka, A., Knight, B., Gillard, D., & Gauthier, M. (1999). Voluntary and reflex control of human back muscles during induced pain. *J Physiol, 520 Pt 2*, 591-604.

RapportGratuit.com

**Appendice A**

Questionnaire d'évaluation de l'indice de l'activité physique et de loisir (Baecke-f)

Code : \_\_\_\_\_

Date : \_\_\_\_\_

# Baecke-f

Q1 - Pratiquez-vous une activité sportive?  Oui  Non

Si oui :

-Quel sport pratiquez-vous le plus couramment? \_\_\_\_\_

-Combien d'heures par semaine?

<1 1-2 2-3 3-4 >4

-Combien de mois par année?

<1 1-3 4-6 7-9 >9

Si vous pratiquez une autre activité physique:

-Quel sport/activité pratiquez-vous? \_\_\_\_\_

-Combien d'heures par semaine?

<1 1-2 2-3 3-4 >4

-Combien de mois par an?

<1 1-3 4-6 7-9 >9

Q2 - Pendant vos loisirs, pratiquez-vous une activité sportive?

Jamais rarement parfois souvent très souvent

Q3 - Pendant vos loisirs, regardez-vous la télévision?

Jamais rarement parfois souvent très souvent

Q4 - Pendant vos loisirs, marchez-vous?

Jamais rarement parfois souvent très souvent

Q5 - Combien de temps par jour consacrez-vous pour vous rendre sur votre lieu de travail, à votre école, ou pour effectuer vos achats (si ces déplacements se font à pied, ou avec un moyen de locomotion actif)?

< 5 min 5-15 15-30 30-45 >45 min



### Réservé à l'expérimentateur

#### Résultats

Q1 Intensité : 0.76 - 1.26 - 1.76  
 Durée : 0.5 - 1.5 - 2.5 - 3.5 - 4.5  
 Proportion : 0.04 - 0.17 - 0.42 - 0.67 - 0.92

Intensité : 0.76 - 1.26 - 1.76  
 Durée : 0.5 - 1.5 - 2.5 - 3.5 - 4.5  
 Proportion : 0.04 - 0.17 - 0.42 - 0.67 - 0.92

Q2 1 - 2 - 3 - 4 - 5

Q3 5 - 4 - 3 - 2 - 1

Q4 1 - 2 - 3 - 4 - 5

Q5 1 - 2 - 3 - 4 - 5

R1 = 0 si absence de pratique de sport  
 = somme (Intensité; durée; proportion)

Indice d'activité physique (IAS) =  $(R1+R2)/2$

Indice d'activité de loisir (IAL) =  $(R3+R4+R5)/3$

IAS = (      +      )/2 =

IAL = (      +      +      )/3 =

## **Appendice B**

Questionnaire d'évaluation des douleurs lombaires et de l'incapacité  
(Oswestry modifié version 2.0)

## Questionnaire Oswestry version 2.0<sup>1</sup>

A lire attentivement : ce questionnaire a été conçu pour nous permettre de savoir dans quelle mesure votre vie est perturbée par vos douleurs de dos. Nous vous remercions de répondre à chaque question en cochant la réponse qui correspond à votre état aujourd'hui.

|  |                          |
|--|--------------------------|
| <b>1. La douleur et son intensité</b>  |                          |
| En ce moment, je n'ai aucune douleur   | <input type="checkbox"/> |
| En ce moment, la douleur est très légère   | <input type="checkbox"/> |
| En ce moment, la douleur est modérée   | <input type="checkbox"/> |
| En ce moment, la douleur est assez sévère  | <input type="checkbox"/> |
| En ce moment, la douleur est très sévère   | <input type="checkbox"/> |
| En ce moment, la douleur est insupportable   | <input type="checkbox"/> |
| <b>2. Les soins à sa personne (se laver, s'habiller, ...)</b>  |                          |
| Je peux m'occuper de moi normalement sans déclencher de douleur supplémentaire   | <input type="checkbox"/> |
| Je peux m'occuper de moi normalement mais c'est vraiment douloureux  | <input type="checkbox"/> |
| Ces gestes sont douloureux et je suis ralenti(e) et précautionneux(se)   | <input type="checkbox"/> |
| J'ai besoin d'aide pour les réaliser mais je gère moi-même la plupart de ces gestes  | <input type="checkbox"/> |
| J'ai besoin d'aide tous les jours pour la plupart de ces gestes  | <input type="checkbox"/> |
| Je ne peux pas m'habiller, je me lave avec de grandes difficultés et je reste au lit   | <input type="checkbox"/> |
| <b>3. Le soulever de charges</b>   |                          |
| Je peux soulever des charges importantes sans déclencher de douleur supplémentaire   | <input type="checkbox"/> |
| Je peux soulever des charges importantes mais cela déclenche des douleurs  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de soulever de lourdes charges depuis le sol, mais je peux le faire quand elles sont situées à une hauteur adéquate (sur une table par exemple) | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de soulever de lourdes charges mais je peux soulever des charges légères à moyennement lourdes quand elles sont correctement placées            | <input type="checkbox"/> |
| Je ne peux soulever que des charges très légères   | <input type="checkbox"/> |
| Je ne peux rien soulever du tout   | <input type="checkbox"/> |
| <b>4. La marche</b>  |                          |
| La douleur ne m'empêche pas du tout de marcher, quelle que soit la distance  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de marcher plus d'un kilomètre  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de marcher plus de 500 m  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de marcher plus de 100 m  | <input type="checkbox"/> |
| Je ne peux marcher qu'à l'aide d'une canne ou de cannes anglaises  | <input type="checkbox"/> |
| Je reste au lit la plupart du temps et je ne peux que me traîner aux toilettes   | <input type="checkbox"/> |

<sup>1</sup> FAIRBANK J. et PYNSENT P. The Oswestry disability index. Spine 2000; Vol. 15 (22), 2940-2953.

|  |                          |
|--|--------------------------|
| <b>5. La station assise</b>  |                          |
| Je peux rester assis(e) sur n'importe quel siège aussi longtemps que je veux   | <input type="checkbox"/> |
| Je peux rester assis(e) sur mon siège favori aussi longtemps que je veux   | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de rester assis(e) plus d'une heure   | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de rester assis(e) plus d'une demi-heure  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de rester assis(e) plus de 10 minutes   | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche complètement de rester assis(e)   | <input type="checkbox"/> |
| <b>6. La station debout</b>  |                          |
| Je peux rester debout aussi longtemps que je veux sans douleur supplémentaire  | <input type="checkbox"/> |
| Je peux rester debout aussi longtemps que je veux mais cela provoque des douleurs  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de rester debout plus d'une heure   | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de rester debout plus d'une demi-heure  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche de rester debout plus de 10 minutes   | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche complètement de rester debout   | <input type="checkbox"/> |
| <b>7. Le sommeil</b>   |                          |
| Je ne suis jamais réveillé(e) par la douleur   | <input type="checkbox"/> |
| Je suis parfois réveillé(e) par la douleur   | <input type="checkbox"/> |
| A cause de la douleur, je dors moins de 6 heures par nuit  | <input type="checkbox"/> |
| A cause de la douleur, je dors moins de 4 heures par nuit  | <input type="checkbox"/> |
| A cause de la douleur, je dors moins de 2 heures par nuit  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche complètement de dormir  | <input type="checkbox"/> |
| <b>8. La vie sexuelle</b>  |                          |
| Ma vie sexuelle est normale et ne provoque pas de douleur supplémentaire   | <input type="checkbox"/> |
| Ma vie sexuelle est normale mais cela déclenche des douleurs   | <input type="checkbox"/> |
| Ma vie sexuelle est presque normale mais cela est douloureux   | <input type="checkbox"/> |
| Ma vie sexuelle est très réduite à cause des douleurs  | <input type="checkbox"/> |
| Ma vie sexuelle est quasi inexistante à cause des douleurs   | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche d'avoir toute vie sexuelle  | <input type="checkbox"/> |
| <b>9. La vie sociale</b>   |                          |
| Ma vie sociale est normale et ne provoque pas de douleur supplémentaire  | <input type="checkbox"/> |
| Ma vie sociale est normale mais elle provoque une recrudescence de la douleur  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur n'a pas de répercussion sur ma vie sociale hormis sur mes activités les plus physiques (le sport par exemple) | <input type="checkbox"/> |
| La douleur a réduit ma vie sociale et je ne sors plus aussi souvent  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur a limité ma vie sociale à l'environnement de la maison  | <input type="checkbox"/> |
| Je n'ai plus de vie sociale à cause de la douleur  | <input type="checkbox"/> |
| <b>10. Les voyages</b>   |                          |
| Je peux voyager n'importe où sans douleur  | <input type="checkbox"/> |
| Je peux voyager n'importe où, mais cela provoque des douleurs supplémentaires  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur me gêne mais je supporte des voyages de plus de 2 heures  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur me limite à des voyages de moins d'une heure  | <input type="checkbox"/> |
| La douleur me limite aux déplacements strictement nécessaires de moins de 30 minutes                                     | <input type="checkbox"/> |
| La douleur m'empêche tout déplacement hormis pour venir en traitement  | <input type="checkbox"/> |

**Appendice C**  
Questionnaire Tampa de la kinésiophobie (TSK-CF)

**Consignes : Veuillez lire attentivement chaque question et encercler le numéro qui correspond le mieux à vos sentiments.**

|   | Fortement en<br>désaccord | Quelque peu en<br>désaccord | Quelque peu en<br>accord | Fortement en<br>accord |
|---|---------------------------|-----------------------------|--------------------------|------------------------|
| 1. J'ai peur de me blesser si je fais de l'activité physique  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 2. Ma douleur ne ferait qu'intensifier si j'essayais de la vaincre  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 3. Mon corps me dit que quelque chose ne va vraiment pas  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 4. Si je faisais de l'activité physique, ma douleur serait probablement soulagée *                                  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 5. Les gens ne prennent pas mon état de santé assez au sérieux  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 6. Mon accident a mis mon corps en danger pour le reste de mes jours  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 7. La douleur signifie toujours que je me suis blessé(e)  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 8. Même si quelque chose aggrave ma douleur, cela ne veut pas dire que c'est dangereux *                            | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 9. J'ai peur de me blesser accidentellement   | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 10. La meilleure façon d'empêcher que ma douleur s'aggrave est de m'assurer de ne pas faire des mouvements inutiles | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 11. Je n'aurais pas tant de douleurs s'il ne se passait pas quelque chose de grave dans mon corps                   | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 12. Bien que ma condition soit pénible, je serais mieux si j'étais physiquement actif(ve) *                         | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 13. La douleur m'indique quand arrêter de faire des activités physiques pour que je ne me blesse pas                | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 14. Il n'est pas prudent qu'une personne avec un état de santé comme le mien soit physiquement active               | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 15. Je ne peux pas faire tout ce qu'une personne normale peut faire parce que j'ai plus de risques de me blesser    | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 16. Bien qu'il y ait quelque chose qui me cause beaucoup de douleurs, je ne pense pas que ce soit vraiment grave *  | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |
| 17. Personne ne devrait être obligé de faire des exercices lorsqu'il(elle) ressent de la douleur                    | 1                         | 2                           | 3                        | 4                      |

**Appendice D**  
Échelle de perception de l'effort de Borg

## Échelle de perception de l'effort (Borg)

**EXTRÊMEMENT LÉGER**

6



7

**TRÈS LÉGER**

8



9

**ASSEZ LÉGER**

10



11

**MODÉRÉMENT GRAND**

12



13

**GRAND**

14



15

**TRÈS GRAND**

16



17

**EXTRÊMEMENT GRAND**

18



19

**MAXIMAL**

20